Nancy-Université
Université Henri Poincaré

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 SCD Nancy 1 : theses.sciences@scd.uhp-nancy.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

Nancy-Université
Université Henri Poincaré

FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Ecole Doctorale : IAEM Lorraine
Département : Automatique
Spécialité : Automatique et Traitement du Signal

THESE

présentée pour l'obtention du titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE HENRI POINCARE
par **Laure GODIGNON-ROUSSELET**

INTEGRATION DES MOUVEMENTS RESPIRATOIRES EN IMAGERIE ADAPTATIVE

Soutenue le 7 Juillet 2011

Membres du jury :

Rapporteurs :

Jean-Michel FRANCONI	Professeur, CNRS, UMR 5536, Bordeaux 2
Jean-Christophe GINEFRI	Maître de Conférences, CNRS UMR 8081, Orsay

Examinateurs :

Walter BLONDEL	Maître de Conférences, CNRS UMR 7039, Nancy
Chris BOESCH	Professeur, AMSM, Berne, Suisse, Président du Jury
Jacques FELBLINGER	Professeur, UHP de Nancy, Directeur de Thèse
Slavisa JOVANOVIC	Docteur d'université de Nancy, Laboratoire IADI

Laboratoire IADI - Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle
INSERM U947, Nancy-Université U.H.P., CHU de Nancy
54511 Vandoeuvre-Lès-Nancy

IADI

Nancy-Université
Université Henri Poincaré

FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Ecole Doctorale : IAEM Lorraine
Département : Automatique
Spécialité : Automatique et Traitement du Signal

THESE

présentée pour l'obtention du titre de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE HENRI POINCARE
par **Laure GODIGNON-ROUSSELET**

INTEGRATION DES MOUVEMENTS RESPIRATOIRES EN IMAGERIE ADAPTATIVE

Soutenue le 7 Juillet 2011

Membres du jury :

Rapporteurs :

Jean-Michel FRANCONI	Professeur, CNRS, UMR 5536, Bordeaux 2
Jean-Christophe GINEFRI	Maître de Conférences, CNRS UMR 8081, Orsay

Examinateurs :

Walter BLONDEL	Maître de Conférences, CNRS UMR 7039, Nancy
Chris BOESCH	Professeur, AMSM, Berne, Suisse, Président du Jury
Jacques FELBLINGER	Professeur, UHP de Nancy, Directeur de Thèse
Slavisa JOVANOVIC	Docteur d'université de Nancy, Laboratoire IADI

Laboratoire IADI - Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle
INSERM U947, Nancy-Université U.H.P., CHU de Nancy
54511 Vandoeuvre-Lès-Nancy

IADI

A Janine et à mes parents…

REMERCIEMENTS

Le laboratoire IADI, avec son ambiance remarquable, sa structure technique et ses équipements scientifiques disponibles, a constitué un environnement propice au bon déroulement de cette thèse.

Mes premiers remerciements vont à mon directeur de thèse, le Professeur Jacques Felblinger qui a pris le risque de me prendre en thèse sans me connaître ni m'avoir « testée » en stage auparavant. J'espère avoir été à la hauteur de ses attentes. Je le remercie également pour sa générosité, son investissement, ses qualités humaines et ses compétences techniques. J'ai beaucoup appris à ces côtés que ce soit en électronique ou en IRM.

L'aspect financier est important pour mener à bien des travaux de recherche : je suis donc reconnaissante envers les différents organismes qui ont cofinancé cette thèse, à savoir le FEDER, l'ANR, l'INSERM et la Région Lorraine.

Je tiens ensuite à remercier mes deux rapporteurs Mr. Franconi et Mr. Ginefri pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux ainsi que pour leurs remarques pertinentes et constructives. Je remercie Mr. Boesch d'avoir accepté d'être le président du jury et pour son œil d'expert dans le domaine du monitoring en IRM. Je remercie également Mr. Blondel d'avoir pris part au jury et d'avoir apporté un regard extérieur à l'IRM.

Je remercie les trois collègues avec qui j'ai partagé mon bureau pendant ces 4 années, à savoir Julien pour sa bonne humeur et son animation au sein du laboratoire, puis Marion avec qui j'ai eu de longues discussions et enfin, Slavisa. Je le remercie particulièrement pour avoir été mon encadrant officieux, pour ses conseils, son expérience et pour son aide technique apportée sur la fin de cette thèse, avec pour seul regret son arrivée tardive au sein du laboratoire. J'ai particulièrement apprécié ses remarques judicieuses et le temps précieux qu'il m'a accordé au cours de cette thèse.

Mes remerciements vont également à : Marina et Hélène avec qui j'ai partagé ma chambre lors des différents congrès et pour ces agréables souvenirs ensemble ; Romain Grosjean qui animait avec Julien les pauses café au début de cette thèse ; Z'hor pour son soutien moral et technique ainsi que pour les nombreux trajets en tram entre le CHU et la gare ; Adnane pour nos discussions parfois animées sur l'utilisation du SAEC ou du Maglife ; Pierre-André pour ses connaissances indispensables sur l'IRM et sur de nombreux sujets et Maélène pour son aide dans les reconstructions GRICS.

Côté CIC-IT, je tiens tout d'abord à remercier Gabriela pour sa disponibilité, son réconfort mais aussi pour avoir accepté le rôle de chef de projet pour le protocole capteurs, qui semblait être un rôle maudit. Je remercie aussi : Cédric pour ses conseils et pour ses travaux précédents sur un sujet similaire ; Marine pour ses remarques et conseils toujours très constructifs, son dynamisme et sa franchise ; Emmanuelle pour la gestion des volontaires sains et pour son aide lors de la mise en place du protocole capteurs ; Damien Husson pour sa gestion efficace de l'informatique et aussi pour les quelques vacations où il a dû assurer l'intérim des chefs de projet ; Emilien et Romain pour leurs développements informatiques.

Un grand merci à Céline, Mélanie et Pauline pour m'avoir accompagnée lors des nombreuses démarches administratives parfois lourdes et complexes, ainsi que pour leur disponibilité, leur gentillesse et leur bonne humeur.

Je n'oublie pas toutes les personnes du laboratoire et du CIC-IT avec qui j'ai eu moins de contact ou qui sont arrivées plus récemment mais qui ont tout de même participé au bon déroulement de cette thèse par leur gentillesse, leur humour et/ou leur spontanéité : Anna (pour nos discussions toujours très agréables), Anne, Anou, Christophe, Freddy, Guillaume, Lucas, Manuela (pour les repas sous sa terrasse), Marie, Mitchelle, Nicolae, Tristan et tous ceux que j'ai pu côtoyer durant ces 4 années.

Merci aussi aux différents stagiaires que j'ai pu encadrer mais aussi ceux qui étaient présents au laboratoire, en particulier, la petite Marion pour sa bonne humeur et nos discussions dans le tram ou le bus permettant de passer le temps.

Je remercie les différents médecins qui ont permis d'inclure les volontaires nécessaires à mon étude et qui ont fait l'effort de s'intéresser à l'objet de mes recherches, même si il n'a pas été toujours facile de leur montrer l'utilité de développer de nouveaux capteurs : Damien Mandry, Valérie Laurent, Marc Labrousse, Laurent Bonnemains, le Pr. Pierre-Yves Marie. Merci aussi à Gilles Bosser pour toutes ses réunions très instructives mais parfois déprimantes et pour toutes ses idées.

Je remercie les manipulateurs IRM du service de radiologie de Brabois-Adulte qui m'ont aidée lors des vacations recherches et avec qui j'ai partagé toutes sortes de sentiments, du désespoir lorsque rien ne fonctionnait aux bonnes surprises : Isabelle Krebs, Isabelle Billot, Agnès Basile, Charlotte Saive, Valérie Parmentier, Michel Lapp et celles qui sont parties du service : Marlène Pansiot qui a participé à une partie du protocole capteurs et Christine Kieffer.

Mes derniers remerciements vont à ma famille : tout naturellement à mes parents, sans qui je ne serais pas là, pour m'avoir aidée à faire ce dont j'avais envie, pour m'avoir encouragée et soutenue en toutes circonstances ainsi que pour tout leur amour ; mon grand frère qui a été mon exemple et dont j'ai suivi en partie les traces afin d'espérer faire aussi bien que lui, j'espère avoir été à la hauteur ; mon oncle et ma tante qui ont toujours été là pour moi et qui m'ont encouragée.

Je remercie aussi ma belle-famille de m'avoir accueillie à bras ouverts et de m'avoir encouragée dans les différents choix que j'ai dû faire. Merci à ma belle-sœur (ou ma petite sœur de cœur) et à mon beau-frère pour les divers moments partagés à Metz, à Saint-Doulchard ou à Fussy et pour leur joie de vivre. Merci à Pascal qui, malgré ses difficultés d'audition, a assisté à ma soutenance et partagé ce moment important avec nous.

Je remercie Fatine, « ma binômette » d'école d'ingénieurs, pour le soutien psychologique à distance qu'elle a pu m'apporter depuis notre rencontre mais aussi Florie pour tous nos petits weekends de détente entre filles dont j'avais vraiment besoin pendant cette thèse.

Je remercie aussi toutes les personnes qui ont pris de leur temps pour corriger ce manuscrit et qui ont eu le courage de le lire jusqu'au bout, sans toujours comprendre les éléments techniques, ainsi que ceux qui ont fait le déplacement, de plus ou moins loin, pour venir me soutenir et partager ces moments.

Il m'est difficile de remercier en quelques mots Christophe, ma moitié devenue mon mari au cours de cette thèse et qui partage ma vie depuis bientôt neuf ans. Merci à lui de m'avoir supportée (surtout dans les derniers mois), encouragée dans les moments difficiles et d'avoir toujours eu confiance en moi. Sa patience et son soutien moral ont toujours été d'un grand secours.

Enfin, mes dernières pensées vont à Janine qui n'a malheureusement pas eu le temps de partager l'aboutissement de ces travaux et qui m'a fortement manquée lors de ma soutenance même si elle était là par la pensée.

RESUME

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) permet en un seul examen une analyse morphologique et fonctionnelle non invasive. Cependant, les mouvements physiologiques (cardiaques et respiratoires) ou involontaires du patient provoquent des artéfacts qui dégradent la qualité des images et réduisent la précision du diagnostic. Pour s'affranchir de ses mouvements, des méthodes telles que l'apnée ou la synchronisation sont habituellement utilisées en routines cliniques. Elles présentent des limites et restent contraignantes. Les techniques adaptatives intègrent les informations liées aux mouvements dans les processus d'acquisition et/ou de reconstruction des images afin de les compenser ou de les corriger. Elles nécessitent la connaissance de ces mouvements qui peuvent être estimés à l'aide de capteurs internes ou externes.

Nous avons développé des capteurs à base d'accéléromètres, souvent utilisés pour estimer les mouvements, en respectant les contraintes imposées par l'environnement hostile de l'IRM et par l'utilisation en conditions cliniques. La compatibilité IRM ainsi que le fonctionnement en IRM, sur fantômes et volontaires sains, ont été évalués à l'aide de méthodes spécifiques mises en place.

Deux autres capteurs basés sur des principes optiques ont également été testés, l'un sur fantômes uniquement et l'autre sur fantômes ainsi que sur volontaires sains.

Enfin, les signaux obtenus par les différents capteurs ont été intégrés dans une méthode de correction rétrospective de mouvements développée au sein du laboratoire. L'objectif est de réduire les artéfacts de mouvements en intégrant les informations, issues des capteurs, lors de la reconstruction des images

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is an emerging non-invasive imaging modality, which highlights both morphological and functional aspects. However, physiological motion (mainly cardiac and respiratory) and patient motion lead to artifacts which can degrade image quality and impair subsequent diagnosis. To avoid motion induced issues, breath-holding and synchronization are often used in clinical practice. They suffer from imperfections and they are not suitable for some patients. An alternative to these methods are adaptive imaging techniques. These techniques integrate information related to motion into the process of acquisition and/or image reconstruction in order to perform motion compensation. Motion can be detected and estimated using internal (associated with the image acquisition process) or external sensors.

Accelerometer-based sensors have been developed taking into account the constraints imposed by the MR environment and the needs for their use clinical conditions. Their MR compatibility has been evaluated in MRI, on phantoms and on healthy volunteers, with specific evaluation methods implemented.

Two other sensors based on optical principles have also been tested: the first one only on phantoms, whereas the second one has been tested on phantoms and volunteers.

Finally, the obtained motion signals from all developed and tested sensors were integrated in a retrospective motion correction method developed by our team. The main objective is not only to reduce motion artifacts and improve the quality of acquired MR images but also to prove the feasibility and effectiveness of using the accelerometer-based sensors for respiratory motion estimation.

NOTATIONS ET ABREVIATIONS

AP	Mouvement Antéropostérieur par rapport au patient
AFSSAPS	Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé
Aop	Amplificateur Opérationnel
ASTM	American Society for Testing and Materials
$\overrightarrow{B_0}$	Champ magnétique statique
$\overrightarrow{B_1}$	Champ magnétique radiofréquence tournant
CMS	Composant monté en surface (en anglais : SMD, Surface mounted device)
dsPIC	Digital Signal PIC
ECG	ElectroCardioGramme : enregistrement de l'activité électrique du cœur.
EPI	Echo Planar Imaging, séquence d'imagerie
FDA	Food and Drug Administration
FIESTA	Fast Imaging Employing the Steady State, séquence d'imagerie
FOV	Field-of-view, champ de vue
FSE	Fast Spin Echo, séquence d'imagerie
GRAMM	Groupement de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine
IADI	Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
ISMRM	International Society for Magnetic Resonance in Medicine
MARMOT	MR compatible Accelerometer for Respiratory MOTion Measurement, projet maturation accepté et financé par la région Lorraine et Oséo
MLI	Modulation en Largeur d'Impulsions
OFSET	Optical Fibre Sensors Embedded into technical Textile for Healthcare, projet européen dans lequel la ceinture optique a été développée
PIC	Peripheral Interface Controller
RF	Radiofréquence
ROI	Region Of Interest (Région d'intérêt)
SAEC	Signal Analyzer and Event Controller : plateforme d'acquisition et de traitement en temps réel des données physiologiques développée par le laboratoire IADI.
SAR	Specific Absorption Rate : débit d'absorption spécifique
SE	Spin Echo, séquence d'imagerie
SI	Mouvement supérieur-inférieur (tête-pieds)
SNP	Stimulations Nerveuses Périphériques
SNR	Signal Noise Rate (Rapport Signal sur Bruit)
SSFSE	Single Shoot Fast Spin Echo, séquence d'imagerie
T	Tesla, unité de mesure du champ magnétique
V	Volt, unité de mesure d'une tension

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS *7*
RESUME *9*
ABSTRACT *11*
NOTATIONS ET ABREVIATIONS *13*
TABLE DES MATIERES *15*
LISTE DES FIGURES *19*
LISTE DES TABLEAUX *23*
INTRODUCTION *25*
CHAPITRE 1 : IMAGERIE PAR RESONANCE MAGNETIQUE, MOUVEMENTS ET CAPTEURS *27*
1.1. HISTORIQUE DE L'IRM 28
1.2. BASES PHYSIQUES DE L'IRM 28
1.2.1. La Résonance Magnétique Nucléaire 28
1.2.2. Relaxation et réception du signal 30
1.2.3. Du signal à l'image 31
1.2.3.1 Applications des gradients de champ magnétique 32
1.2.3.2 Espace k 32
1.2.3.3 Résumé 33
1.3. CONSEQUENCES DES MOUVEMENTS SUR L'IMAGE 34
1.3.1. Origines des mouvements 34
1.3.1.1 Mouvements cardiaques 34
1.3.1.2 Mouvements respiratoires 35
1.3.1.3 Déplacements ressentis sur les organes 35
1.3.2. Mouvements intra-acquisition 38
1.3.3. Mouvements inter-acquisitions 38
1.3.4. Conclusion sur la problématique du mouvement en IRM 39
1.4. METHODES DE CORRECTION UTILISEES 40
1.4.1. Coopération du patient 40
1.4.1.1 Apnée 40
1.4.1.2 Respiration contrôlée 41
1.4.2. Augmentation de la vitesse d'acquisition 41
1.4.2.1 Imagerie rapide 41
1.4.2.2 Imagerie parallèle 42
1.4.3. L'imagerie adaptative 42
1.4.3.1 Synchronisation cardiaque 42
1.4.3.2 Synchronisation respiratoire 44
1.4.3.3 Limitations des techniques de synchronisation 45
1.4.3.4 Méthodes de correction prospectives 45
1.4.3.5 Méthodes de correction rétrospectives 46
1.4.4. Résumé 47
1.5. CAPTEURS DE MOUVEMENTS : ETAT DE L'ART 47
1.5.1. Capteurs de mouvements cliniques existants 48
1.5.1.1 Oxymètre de pouls 48
1.5.1.2 Capteur ECG 49
1.5.1.3 Les échos navigateurs 50
1.5.1.4 La ceinture pneumatique 51
1.5.2. Caméras 52
1.5.3. Utilisation d'antennes RF 54
1.5.4. L'échographie couplée à l'IRM 55

1.5.5. Conclusion....56

CHAPITRE 2 : CONTRAINTES DE DEVELOPPEMENT....59

2.1. L'ENVIRONNEMENT IRM....60
2.1.1. Champ statique....60
2.1.1.1 Introduction....60
2.1.1.2 Effet Projectile....61
2.1.1.3 Dispositifs médicaux et champ magnétique statique....62
2.1.1.4 Création de boucle de courant....62
2.1.1.5 Effet Magnétohydrodynamique ou effet Hall....63
2.1.1.6 Influence sur la structure biologique....63
2.1.2. Bobines de gradients de champ magnétique....64
2.1.2.1 Introduction....64
2.1.2.2 Champ électrique induit....64
2.1.2.3 Stimulations nerveuses périphériques....64
2.1.2.4 Dispositifs médicaux et gradients de champ magnétique....65
2.1.3. Champ Radiofréquence (RF)....65
2.1.3.1 Introduction....65
2.1.3.2 SAR : échauffement du patient....66
2.1.3.3 Brûlures....67
2.1.3.4 Dispositifs médicaux et radiofréquences....67
2.1.4. Les artéfacts....68
2.1.4.1 Artéfact de susceptibilité magnétique....68
2.1.4.2 Artéfact métallique....68
2.1.5. Conclusion....69
2.2. ENVIRONNEMENT TECHNIQUE....69
2.2.1. Enregistrements des signaux physiologiques....69
2.2.1.1 Maglife Recherche....70
2.2.1.2 SAEC : Signal Analyzer and Event Controller....74
2.3. CARACTERISTIQUES DU CAPTEUR «IDEAL» : CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL....75

CHAPITRE 3 : METHODES D'EVALUATION....79

3.1. TESTS DE COMPATIBILITE IRM....80
3.1.1. Tests de compatibilité magnétique....80
3.1.2. Tests sur les interférences entre le dispositif et l'IRM....82
3.1.3. Tests de l'impact des gradients sur les capteurs....83
3.1.4. Enregistrements des signaux issus des capteurs....84
3.2. VALIDATION TECHNIQUE....85
3.2.1. Plateforme de translation verticale....85
3.2.2. Plateforme de translation horizontale....86
3.3. MESURE DU MOUVEMENT SUR L'IMAGE....87
3.3.1. Présentation....87
3.3.2. Méthode d'estimation du mouvement sur les fantômes....88
3.3.3. Méthodes de flux optique....88
3.3.3.1 Hypothèses....89
3.3.3.2 Algorithme de Brox....89

CHAPITRE 4 : LES CAPTEURS DE MOUVEMENTS....91

4.1. CEINTURE OPTIQUE....92
4.1.1. Principe....92
4.1.2. Tests de compatibilité IRM....95
4.1.3. Tests sur Fantômes....95
4.1.3.1 Matériels et Méthodes....95
4.1.3.2 Résultats....96
4.1.4. Conclusion....98
4.2. ACCELEROMETRE....99
4.2.1. Théorie sur les accéléromètres....99

4.2.1.1 Principe de fonctionnement 99
4.2.1.2 Mesures du déplacement 100
4.2.2. Cahier des charges : Capteur sélectionné 102
4.2.2.1 Sensibilité 102
4.2.2.2 Gamme de mesure 102
4.2.2.3 Nombre d'axes 102
4.2.2.4 Fréquence de résonance 102
4.2.2.5 Sortie du capteur 102
4.2.2.6 Contraintes spécifiques à l'application 102
4.2.2.7 Capteurs sélectionnés 103
4.2.3. Version Analogique 103
4.2.3.1 Schéma électronique du capteur 103
4.2.3.2 Relation tension, accélération 106
4.2.3.3 Boîtier de démodulation 107
4.2.4. Version Numérique 109
4.2.4.1 Changement de technologie : intérêt 109
4.2.4.2 SAEC version numérique 109
4.2.4.3 Accéléromètres numériques : Cartes 112
4.2.4.4 Relation tension, accélération 114
4.2.4.5 Programme du PIC 115
4.2.5. Post traitement 116
4.2.6. Tests de compatibilité 117
4.2.6.1 Compatibilité magnétique 117
4.2.6.2 Influence du champ magnétique statique 118
4.2.6.3 Tests interférence radiofréquences 118
4.2.6.4 Tests impact gradients 119
4.2.7. Validation technique 122
4.2.7.1 Matériels et méthodes 122
4.2.7.2 Résultats 122
4.2.7.3 Discussion 123
4.2.8. Conclusion 124
4.3. ACCELEROMETRE OPTIQUE 125
4.3.1. Principe de fonctionnement 125
4.3.2. Tests de compatibilité IRM 126
4.3.2.1 Compatibilité magnétique 126
4.3.2.2 Influence du champ magnétique statique 127
4.3.2.3 Tests interférence radiofréquences 128
4.3.2.4 Tests de l'impact des gradients de champ magnétique 128
4.3.2.5 Conclusion 131
4.3.3. Validation technique 131
4.3.3.1 Matériels et Méthodes 131
4.3.3.2 Résultats 132
4.3.3.3 Discussion 133
4.3.4. Conclusion 134
4.4. RECAPITULATIF SUR LES CAPTEURS DE MOUVEMENTS 134
4.5. SOLUTIONS POUR L'ALIMENTATION 135
4.5.1. Alimentation optique 135
4.5.2. Piles amagnétiques 137
4.5.3. Super Capacité 138
4.5.4. Conclusion sur l'alimentation 139
CHAPITRE 5 : VALIDATION CLINIQUE DES CAPTEURS 141
5.1. PROTOCOLE CAPTEUR : TESTS SUR VOLONTAIRES SAINS 142
5.1.1. Présentation du protocole 142
5.1.1.1 Objectifs 142
5.1.1.2 Description de la population 143
5.1.2. Matériels et Méthodes 143
5.2. VALIDATION SUR VOLONTAIRES SAINS DES CAPTEURS 146

5.2.1. Analyses des données 146
5.2.2. Ressenti des capteurs 146
5.2.3. Accéléromètre version analogique....147
5.2.3.1 Résultats....147
5.2.3.2 Discussion 153
5.2.4. Accéléromètre Version numérique....154
5.2.4.1 Résultats....154
5.2.4.2 Discussion 159
5.2.5. Comparaison des deux versions d'accéléromètres....160
5.2.5.1 Résultats....160
5.2.5.2 Discussion 161
5.2.6. Ceinture optique 165
5.2.6.1 Résultats....165
5.2.6.2 Discussion 169
5.3. APPLICATION : INTEGRATION A GRICS....171
5.3.1. Introduction à GRICS 171
5.3.2. Analyses des données 171
5.3.3. Résultats 172
5.3.3.1 Accéléromètre analogique....172
5.3.3.2 Accéléromètre numérique 175
5.3.3.3 Ceinture optique 177
5.3.4. Discussion....178
5.3.5. Conclusion....180
5.4. CONCLUSION GENERALE 180
CHAPITRE 6 : VALORISATION, PROJET MARMOT 183
6.1. PRESENTATION DU PROJET....184
6.2. RESULTATS PRELIMINAIRES 186
6.2.1.1 Accéléromètre 186
6.2.1.2 Gyroscope 186
6.2.1.3 Capteur à effet Hall....187
6.2.1.4 Microcontrôleur....188
6.2.2. Conception des cartes....189
6.3. PERSPECTIVES 190
CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES 191
ANNEXES....193
BIBLIOGRAPHIE....195

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Mouvement de précession d'un spin et d'une toupie 29
Figure 1.2 : Bascule de l'aimantation lors de l'ajout d'une onde radiofréquence 30
Figure 1.3 : Illustration de la relaxation longitudinale et transversale 31
Figure 1.4 : Réception du signal RMN par une antenne 31
Figure 1.5 : Dualité du plan de Fourier et de l'espace k 33
Figure 1.6 : Formation d'une image en IRM 33
Figure 1.7 : Exemple d'artéfacts de mouvements respiratoires 34
Figure 1.8 : Mouvements des organes impliqués dans l'inspiration [6] 35
Figure 1.9 : Exemple d'artéfacts de flux 38
Figure 1.10 : Exemples d'artéfacts de mouvement provoqués par les mouvements physiologiques 39
Figure 1.11 : Exemples de dérives des apnées réalisées en expiration en utilisant les échos navigateurs [19] 41
Figure 1.12 : Influence de la synchronisation cardiaque sur l'image : a) mauvaise synchronisation et b) bonne synchronisation 43
Figure 1.13 : Synchronisation cardiaque prospective 43
Figure 1.14 : Synchronisation cardiaque rétrospective 44
Figure 1.15 : Placement des seuils pour la synchronisation respiratoire 44
Figure 1.16 : Capteur d'oxymétrie de pouls utilisé pour la synchronisation cardiaque 48
Figure 1.17 : Influence de l'environnement IRM sur le signal ECG. a) Signal ECG, b) Influence du champ magnétique statique (effet Magnétohydrodynamique), c) Influence des gradients [40] 49
Figure 1.18 : Variation de l'amplitude de l'onde R de l'ECG en fonction de la respiration. En dessous, un exemple de signal respiratoire issu d'une ceinture pneumatique [41] 50
Figure 1.19 : Placement d'échos navigateurs sur une coupe coronale, pour la mesure de la respiration. Les courbes à droite représentent les profils des navigateurs en fonction du temps [25] 50
Figure 1.20 : Exemple de système cibles que le patient doit tenir dans sa bouche [47] 53
Figure 1.21 : Exemples de cible pour les systèmes à base de caméras 53
Figure 1.22 : Schéma des marqueurs actifs à base d'un circuit résonant et d'une micro bobine [58] 55
Figure 1.23 : Diagramme représentant le système ultrasons couplé à l'IRM [62] 56
Figure 2.1 : Force d'attraction en fonction de la distance de l'entrée du tunnel pour une IRM 1,5T sans (a) et avec (b) un blindage actif [64] 61
Figure 2.2 : Effet attracteur du champ magnétique statique 62
Figure 2.3 : a) Illustration de l'effet MHD, b) Résultats de l'effet magnétohydrodynamique sur le signal ECG pour des valeurs de champs statiques variant de 0 à 8T [66] 63
Figure 2.4 : Exemples de brûlures provoquées par la RF et l'utilisation d'un capteur ECG. a) Détériorations des pinces du capteur, b) Détériorations des électrodes et c) brûlures sur le patient [77] 67
Figure 2.5 : Exemple d'artéfacts de susceptibilité magnétique 68
Figure 2.6 : Exemples d'artéfact métallique 68
Figure 2.7 : Vue d'ensemble de la plateforme d'acquisition 69
Figure 2.8 : Schéma global de la plateforme d'acquisition et de traitements des signaux issus des capteurs et de l'IRM 70
Figure 2.9 : Maglife Recherche 71
Figure 2.10 : Synoptique de la nouvelle carte de conditionnement des signaux issus des ceintures pneumatiques 72
Figure 2.11 : Carte version numérique pour la respiration introduite dans le Maglife Recherche 73
Figure 2.12 : Schéma d'acquisition avec le SAEC analogique 74
Figure 2.13 : Version analogique du SAEC, partie réception et conditionnement des signaux optiques 75
Figure 2.14 : Placement de la région d'intérêt en coupe sagittale 76
Figure 2.15 : Mesure des mouvements obtenus à partir des images pour la région d'intérêt située en surface pour les 11 volontaires 77
Figure 3.1 : Installation pour le protocole de tests des artéfacts 81
Figure 3.2 : Interface graphique du programme de calcul de la taille des artéfacts créés par un objet sur les images 82
Figure 3.3 : Tests sur les interférences par les radiofréquences 83
Figure 3.4 : Paramètres à régler dans la séquence test développée en interne 83
Figure 3.5 : Plateforme mobile 85
Figure 3.6 : Respirateur compatible IRM et branchement à la plateforme mobile 85
Figure 3.7 : Placement de l'antenne lors de tests sur fantômes 86
Figure 3.8 : Support de l'antenne positionné sur la plateforme de mouvement horizontal 87
Figure 3.9 : Obtention des déplacements à l'aide de la méthode de flux optique 90
Figure 4.1 : Intégration du réseau de Bragg dans le tissu [96] 92
Figure 4.2 : Réponse du capteur FBG à une contrainte mécanique 93
Figure 4.3 : Principe de mesure du changement de longueur d'onde dû à une contrainte appliquée sur la ceinture [97] 94
Figure 4.4 : Résultat du test de compatibilité magnétique sur le connecteur de la ceinture optique 95

Figure 4.5 : Mise en place des capteurs pour les tests sur fantômes avec la plateforme mobile unidirectionnelle 96
Figure 4.6 : Exemple de signaux obtenus avec la ceinture optique et la ceinture pneumatique hors IRM, en IRM sans séquence et avec des séquences d'images rapides 97
Figure 4.7 : Principe de fonctionnement d'un accéléromètre sismique capacitif 100
Figure 4.8 : Représentation du référentiel de l'accéléromètre dans la base fixe 101
Figure 4.9 : Tension de sortie de l'accéléromètre en fonction de sa position 104
Figure 4.10 : Schéma synoptique de fonctionnement du capteur 105
Figure 4.11 : Capteur complet comprenant l'accéléromètre MS8002D 106
Figure 4.12 : Mesure de la tension à la sortie des différents étages du capteur 106
Figure 4.13 : Schéma électronique de la carte de démodulation 108
Figure 4.14 : Comparaison des signaux obtenus avant modulation et après démodulation 108
Figure 4.15 : SAEC version numérique comprenant le rack de connectiques et l'ordinateur 110
Figure 4.16 : Intérieur du rack de connectiques du SAEC numérique 111
Figure 4.17 : Schéma d'acquisition avec le SAEC numérique 111
Figure 4.18 : Capteur numérique complet contenant la carte PIC et la carte universelle 112
Figure 4.19 : Schéma synoptique de l'accéléromètre version numérique 113
Figure 4.20 : Interface graphique du SAEC numérique avec réglage des paramètres de calibration des capteurs 114
Figure 4.21 : Diagramme de fonctionnement du programme du PIC de la carte accéléromètre 115
Figure 4.22 : Schéma block des post-traitements effectués sur les signaux de l'accéléromètre 116
Figure 4.23 : Exemples d'artéfacts créés sur le fantôme par les accéléromètres analogique et numérique pour des séquences échos de gradient 117
Figure 4.24 : Test d'interférence avec la RF des accéléromètres analogique et numérique 119
Figure 4.25 : Exemple de signaux obtenus avec l'accéléromètre analogique lors du déclenchement d'une séquence 121
Figure 4.26 : Exemple de courbes obtenues lors de la validation technique de l'accéléromètre a) analogique et b) numérique 123
Figure 4.27 : Courbes de l'accéléromètre analogique pour deux fréquences différentes du respirateur 124
Figure 4.28 : Principe de fonctionnement de l'accéléromètre optique 125
Figure 4.29 : Système commercialisé par la société Optoacoustics comprenant un boîtier électronique et l'accéléromètre optique 126
Figure 4.30 : Artéfacts créés sur le fantôme par l'accéléromètre optique pour une séquence en écho de gradient en coupe coronale 127
Figure 4.31 : Résultat du test d'interférence avec la RF de l'accéléromètre optique 128
Figure 4.32 : Signaux de l'accéléromètre optique et d'un des gradients lors d'une séquence 130
Figure 4.33 : Exemple de courbes obtenues lors de la validation technique de l'accéléromètre optique pour les différents axes de mesure du capteur 133
Figure 4.34 : Alimentation optique composée de ces deux éléments 136
Figure 4.35 : Variation de tension en sortie de l'alimentation optique et de température du boîtier en fonction du temps 136
Figure 4.36 : Artéfacts créés par la pile amagnétique pour des séquences en a) spin écho et b) écho de gradient 137
Figure 4.37 : Schéma synoptique de fonctionnement de l'alimentation à l'aide de super capacités 138
Figure 4.38 : Artéfacts créés par une super capacité pour des séquences en a) spin écho et b) écho de gradient en coupes sagittales et coronales 139
Figure 5.1 : Placement des différents capteurs sur les volontaires sains 145
Figure 5.2 : Comparaison des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre et de la ceinture hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence en respiration libre 147
Figure 5.3 : Comparaison des coefficients de corrélation par type de respiration obtenus lors du a) 1er examen IRM et b) 2ème examen 148
Figure 5.4 : Exemple de signaux obtenus pour un volontaire selon les quatre modes de respirations 149
Figure 5.5 : Comparaison des coefficients de corrélation entre le signal de l'accéléromètre analogique et a) le mouvement AP, b) le mouvement SI et c) la ceinture pneumatique, pour les deux examens 150
Figure 5.6 : Placement des régions d'intérêt sur une coupe sagittale 152
Figure 5.7 : Eléments pouvant réduire l'efficacité de la détection de mouvement sur les images par la méthode de Brox 153
Figure 5.8 : Comparaison des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre numérique et de la ceinture hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence en respiration libre 155
Figure 5.9 : Comparaison des coefficients de corrélation obtenus lors du a) 1er examen IRM et b) 2ème examen 156
Figure 5.10 : Courbes représentatives des signaux obtenus lors d'un examen selon les modes de respiration . 157
Figure 5.11 : Comparaison des coefficients de corrélation entre le signal de l'accéléromètre numérique et a) le mouvement AP, b) le mouvement SI et c) la ceinture pneumatique pour les deux examens 158
Figure 5.12 : Représentation de l'angle θ sur une image en coupe sagittale ainsi que la courbe obtenue en respiration libre 164
Figure 5.13 : Coefficients de corrélation entre les signaux de la ceinture optique et pneumatique hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence 166

Figure 5.14 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation pour les volontaires ayant utilisés la ceinture optique 167
Figure 5.15 : Signaux normalisés issus de la ceinture optique et ceux obtenus par la méthode de Brox sur les images 167
Figure 5.16 : Comparaison des signaux normalisés obtenus avec les deux ceintures pour l'un des volontaires pour les six modes de respiration 169
Figure 5.17 : Images en petit axe obtenues avec les différentes méthodes 173
Figure 5.18 : Résultats de l'entropie de l'image sur les 11 volontaires lors du a) 1er et b) 2ème examen 173
Figure 5.19 : Résultats de l'entropie du gradient sur les 11 volontaires lors du a) 1er et b) 2ème examen 174
Figure 5.20 : Résultats de l'entropie de l'image et de l'entropie du gradient sur l'ensemble des examens 175
Figure 5.21 : Exemple d'images obtenues en apnée, en respiration libre et par reconstruction GRICS avec un seul ou plusieurs capteurs 177
Figure 5.22 : Exemple de reconstructions GRICS avec a) la ceinture pneumatique et b) la ceinture optique 178
Figure 6.1 : Schéma fonctionnel du projet MARMOT 185
Figure 6.2 : Schéma des trois axes de rotation d'un objet (roulis, tangage et lacet) 187
Figure 6.3 : Exemple de signaux obtenus à l'aide des capteurs à effet Hall dans les trois directions de l'espace 188
Figure 6.4 : Schéma synoptique de la carte capteur avec 9 degrés de liberté 189
Figure 6.5 : Prototype du capteur pour le projet MARMOT 190

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Tableau récapitulatif des valeurs de déplacements (en mm) induits par la respiration, sur les principaux organes ou muscles abdominaux 37
Tableau 1.2 : Tableau récapitulatif des différents capteurs utilisés en routine clinique et en recherche 57
Tableau 2.1 : Valeurs extrêmes de déplacement, de vitesse et d'accélération pour les différents modes de respiration 77
Tableau 3.1 : Tableau récapitulatif du protocole de test des artéfacts sur les images produits par un objet 81
Tableau 3.2 : Tableau récapitulatif du protocole de test de l'impact des gradients sur les capteurs en utilisant les séquences cliniques 84
Tableau 4.1 : Tableau récapitulatif des résultats (moyenne et écart type) obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence 97
Tableau 4.2 : Tableau récapitulatif des résultats obtenus pendant les séquences d'images rapides 98
Tableau 4.3 : Taille des artéfacts créés par les deux versions d'accéléromètres développées sur les images en coupes coronale et sagittale 117
Tableau 4.4 : Moyenne des coefficients de corrélation obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence, avec les deux versions d'accéléromètres 118
Tableau 4.5 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre les signaux des deux versions d'accéléromètres et ceux du respirateur, par catégorie de séquences 119
Tableau 4.6 : Tableau récapitulatif des moyennes (et écart types) des coefficients de corrélation entre les signaux issus de l'accéléromètre analogique ou numérique avant ou après les séquences et ceux obtenus pendant les séquences 120
Tableau 4.7 : Tableau récapitulatif des moyennes des coefficients de corrélation obtenus lors des tests de fonctionnement des accéléromètres 122
Tableau 4.8 : Moyenne des coefficients de corrélation obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence, avec les deux versions d'accéléromètres 127
Tableau 4.9 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre l'accéléromètre optique et le respirateur lors des tests de l'impact des gradients de champ magnétique sur les signaux 129
Tableau 4.10 : Tableau des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique avant ou après les séquences et pendant les séquences 130
Tableau 4.11 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique et le mouvement 1D réalisé avec la plateforme verticale 132
Tableau 4.12 : Tableau des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique et les mouvements réalisés avec les deux plateformes 132
Tableau 4.13 : Récapitulatif sur les différents capteurs de mouvements 135
Tableau 5.1 : Récapitulatif des données des volontaires inclus dans le protocole capteur 144
Tableau 5.2 : Modes respiratoires durant les séquences d'imagerie rapide 144
Tableau 5.3 : Moyennes (écart type) des coefficients de corrélation obtenus avec l'accéléromètre analogique pour les différents types de respiration 149
Tableau 5.4 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre analogique et les mouvements mesurés sur les images à 1,5T et 3T 151
Tableau 5.5 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation obtenus entre les mouvements mesurés sur l'image et l'accéléromètre analogique pour les différentes régions d'intérêt sélectionnées 152
Tableau 5.6 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation obtenus entre avec l'accéléromètre numérique en fonction des différents modes de respiration 156
Tableau 5.7 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre numérique et les mouvements mesurés sur les images sur les deux machines (1,5T et 3T) 159
Tableau 5.8 : Comparaison des résultats obtenus avec deux accéléromètres numériques 160
Tableau 5.9 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus avec les deux versions d'accéléromètre et les mouvements mesurés sur les images 160
Tableau 5.10 : Coefficients de corrélation entre la ceinture optique et la ceinture pneumatique pour les différents modes de respiration 168
Tableau 5.11 : Comparaison des entropies de l'image et du gradient pour les images reconstruites avec GRICS avec un ou deux accéléromètres 176
Tableau 5.12 : Comparaison des entropies de l'image et du gradient pour les images reconstruites avec GRICS avec a) la ceinture, b) un et c) les trois capteurs de mouvement 176
Tableau 5.13 : Entropies de l'image et du gradient pour l'apnée et les reconstructions GRICS avec les ceintures pneumatique ou optique 178

INTRODUCTION

L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM), bien que relativement récente, constitue aujourd'hui une modalité d'imagerie non invasive et utilisée régulièrement pour le diagnostic clinique. Elle est plutôt complexe d'un point de vue technologique. L'intérêt réside dans sa capacité à produire des images à la fois morphologiques et fonctionnelles. Cependant, un compromis omniprésent entre le temps d'acquisition, la résolution spatiale et la résolution temporelle doit être effectué lors des examens.

L'IRM repose sur plusieurs hypothèses dont l'une, des plus importantes, est que l'objet à imager soit parfaitement statique. Sans cette hypothèse, les mouvements des différentes structures interfèrent fortement sur la qualité des images. Ils peuvent provenir de plusieurs sources telles que les mouvements volontaires ou involontaires du patient et les mouvements physiologiques (respiration, activité cardiaque…). Pour s'en affranchir ou les compenser, différentes techniques ont été mises en place, par exemple, l'apnée ou la synchronisation (cardiaque et/ou respiratoire). Les corrections peuvent être introduites à différents moments de la production des images en IRM : de façon prospective ou rétrospective, lors de l'acquisition, de la reconstruction ou du post-traitement des images.

L'unité INSERM, IADI (*Imagerie Adaptative, Diagnostique et Interventionnelle*) dans lequel ce doctorat s'est déroulé, a pour thématique principale l'imagerie des organes en mouvement. L'objectif est d'intervenir sur l'ensemble de la chaîne d'acquisition afin de corriger et de compenser ces mouvements pouvant être gênants pour le diagnostic. Ainsi, des travaux précédents ont porté sur le traitement des signaux (débruitage des ECG), l'imagerie parallèle, la mise en place de synchronisation adaptative avec l'activité cardiaque et la respiration, le développement de nouveaux algorithmes de reconstruction d'images, etc.… Le développement de nouveaux capteurs de mouvements compatibles IRM représente aussi un axe important pour la connaissance et la caractérisation des mouvements. Cependant, l'environnement IRM constitue un environnement hostile qui rend le développement et la création de capteurs délicats. Ainsi, chaque élément constituant l'IRM apporte une contrainte importante à prendre en compte lors de ces développements (Chapitre 2 :).

L'environnement de cette thèse nous a permis d'avoir accès aux deux IRM disponibles au Centre Hospitalier Universitaire (CHU) de Nancy Brabois. Ces deux IRM, une 1,5T et une 3T (Signa HDxt, General Electric), ont un temps d'utilisation partagé entre la clinique et la recherche.

Les travaux présentés se sont focalisés sur le développement de capteurs de mouvements respiratoires, compatibles IRM. Nous avons aussi testé des capteurs développés sur d'autres sites afin d'évaluer la compatibilité mais aussi le fonctionnement en IRM sur fantômes et/ou sur volontaires sains. Pour cela, différents outils de tests de compatibilité IRM ainsi que des méthodes de validation de la mesure des capteurs ont été développés au cours de cette thèse avec l'aide de plusieurs personnes.
La validation de l'efficacité des capteurs de mouvements externes peut être obtenue par l'intégration de ces signaux dans des méthodes de correction rétrospectives permettant d'améliorer la qualité des images.

Le premier chapitre représente le contexte global et pose les trois notions importantes qui seront abordées tout au long de cette thèse. Il constitue un état de l'art dans les différents domaines.

Le second chapitre expose les contraintes de développement de capteurs imposées par l'environnement IRM mais aussi par l'environnement technique déjà présent au laboratoire au début de cette thèse. Nous insisterons particulièrement sur les règles de sécurité à respecter pour qu'un capteur soit introduit dans l'IRM sans aucun danger ni pour les patients, ni pour les manipulateurs. Même si elles sont contraignantes, leur non respect peut entraîner de graves conséquences.

Le troisième chapitre présente les méthodes d'évaluation des capteurs en termes de compatibilité IRM mais aussi de fiabilité des mesures effectuées par les différents capteurs de mouvement. Des protocoles de tests ont dû être mis en place au cours de cette thèse afin de confirmer la compatibilité des capteurs. De plus, des méthodes de référence sont présentées afin de valider les signaux enregistrés par nos capteurs. Des plateformes développées au laboratoire seront aussi utilisées pour la validation car les mouvements engendrés sont connus et réguliers.

Dans le quatrième chapitre, les capteurs développés ainsi que ceux testés au cours de cette thèse sont présentés. Leur principe de fonctionnement et les premiers tests en IRM sur fantômes sont développés.

Le chapitre cinq est quant à lui consacré à l'utilisation de ces capteurs lors d'un protocole sur volontaires sains en IRM. L'objectif de ce protocole est de valider le fonctionnement des capteurs en conditions réelles pour la mesure des mouvements respiratoires. De plus, les données enregistrées par les capteurs sont aussi intégrées à une méthode de correction rétrospective développée au sein du laboratoire dont le but est d'améliorer la qualité des images en réduisant les artéfacts de mouvement.

Enfin, le dernier chapitre présente un projet maturation accepté et financé par la région Lorraine et Oséo. Ce projet, dont l'objectif est d'obtenir un démonstrateur clinique d'un des capteurs développés, est la continuité des travaux de thèse.

Chapitre 1 : Imagerie par Résonance Magnétique, Mouvements et Capteurs

Ce premier chapitre pose les bases des trois notions les plus importantes qui seront abordées tout au long de cette thèse :

- L'IRM qui représente le contexte de cette thèse,
- Les mouvements dont les conséquences sont non négligeables dans l'acquisition des images en IRM,
- Les capteurs.

1.1. Historique de l'IRM

Le principe de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN), sur lequel se base l'Imagerie par Résonance Magnétique, a d'abord été découvert en 1946 par deux équipes distinctes, celle de Bloch [1] à Standford et celle de Purcell [2] à Harvard. Ces derniers furent ainsi récompensés par le prix Nobel en 1952. La spectroscopie fut la première application à utiliser ce phénomène physique pour l'analyse chimique des matériaux.
En 1971, Damadian [3] démontre que les temps de relaxation T_1 et T_2 sont différents pour des tissus cancéreux et des tissus normaux. Malgré de nombreux scientifiques sceptiques, cette découverte permet d'entrevoir un potentiel intéressant dans le milieu médical et intéresse fortement les centres de recherche anticancéreux. En 1973, les premières images issues de la RMN apparaissent grâce à Lauterbur qui réalise ses expériences sur des tubes capillaires [4]. Le principe de base nécessaire à la création d'une image est relativement simple : la fréquence de résonance d'un noyau étant proportionnelle au champ magnétique, une variation spatiale de ce champ modifie la fréquence de résonance, ce qui permet de localiser dans l'espace le signal RMN mesuré. Cependant, il faudra attendre 1976 pour voir les premières images de tissus humains (coupe d'un doigt) réalisées par Mansfield [5]. Les travaux de Lauterbur et de Mansfield seront récompensés par le prix Nobel en 2003.
Le premier appareil permettant d'obtenir des images cérébrales chez l'homme est apparu à la fin des années soixante-dix. Depuis les années quatre vingt, les industriels ont commencé à s'intéresser à cette technique. L'IRM commence alors à se diffuser et à s'imposer dans le milieu médical comme outil de diagnostic aux Etats-Unis puis en Europe. Depuis, l'IRM est en constante évolution tant d'un point de vue technologique que de ses applications.

1.2. Bases physiques de l'IRM

1.2.1. La Résonance Magnétique Nucléaire

La résonance magnétique nucléaire a pour principe l'observation des modifications de l'aimantation d'un noyau au contact d'un champ magnétique statique élevé et d'un champ électromagnétique tournant.
Au niveau macroscopique, les nucléons (protons et neutrons) qui composent le noyau, se comportent comme des dipôles. Sous l'action d'un champ magnétique extérieur, les particules ont tendance à s'orienter dans la direction du champ. Chaque proton est animé d'un mouvement de rotation autour d'un axe passant par son centre, appelé mouvement de précession ou spin, représenté par un vecteur $\vec{S}$. Ces particules induisent autour d'elles un champ magnétique appelé moment magnétique représenté par un vecteur d'aimantation $\vec{\mu}$. Le spin et le moment magnétique sont liés par la relation suivante :

$$\vec{\mu} = \gamma . \vec{S} \quad \textbf{(1.1)}$$

où γ est le rapport gyromagnétique du noyau, constante caractéristique du noyau étudié.

Le noyau d'hydrogène (^{1}H) est le noyau le plus souvent utilisé en IRM du fait de son abondance dans le corps humain (70% de la masse corporelle est composée d'eau). Il donne donc lieu à un phénomène de résonance aigue. Cependant, d'autres noyaux tels que

les isotopes du carbone (^{13}C), du fluor (^{19}F), du phosphore (^{31}P) ou du sodium (^{23}Na) peuvent être utilisés.

A l'état naturel, les protons d'un noyau ont tendance à s'orienter de façon aléatoire. En revanche, lorsqu'ils sont plongés dans un champ magnétique statique intense ($\overrightarrow{B_0}$), les vecteurs d'aimantation microscopiques $\vec{\mu}$ tendent à s'aligner dans la direction de $\overrightarrow{B_0}$, soit de façon parallèle (même sens que $\overrightarrow{B_0}$) soit dans le sens opposé de $\overrightarrow{B_0}$, c'est-à-dire de façon antiparallèle. Cependant, le nombre de protons s'orientant parallèlement à $\overrightarrow{B_0}$ est légèrement en excès. Il apparaît alors une aimantation macroscopique $\vec{M}$. L'IRM s'intéresse à l'étude de cette aimantation macroscopique qui permet l'obtention des images.

En réalité, les protons ne sont pas parfaitement alignés selon l'axe de $\overrightarrow{B_0}$ mais tournent individuellement autour de cet axe avec un angle θ donné (précession) en décrivant un cône. Le mouvement de précession est analogue à celui d'une toupie tournant autour de son axe (Figure 1.1).

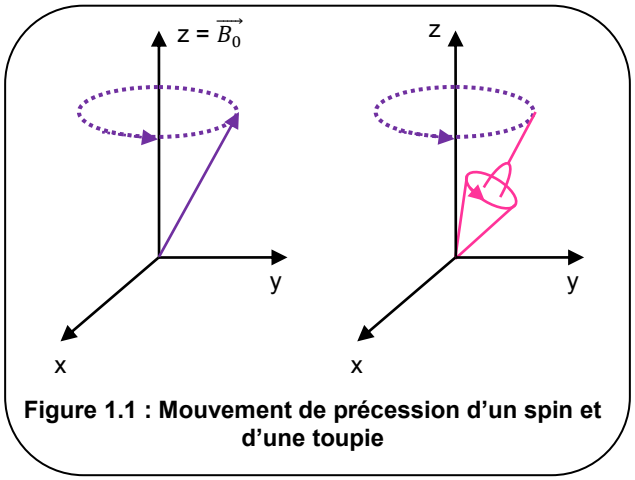


Figure 1.1 : Mouvement de précession d'un spin et d'une toupie

Leur vitesse angulaire de précession ω_0 est liée à l'intensité du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ et au rapport gyromagnétique γ par l'équation de Larmor suivante :

$$\boldsymbol{\omega_0 = \gamma \times B_0} \quad \textbf{(1.2)}$$

Tous les vecteurs d'aimantation microscopiques $\vec{\mu}$ précessant de manière déphasée, leur composante transversale s'annule. De ce fait, l'aimantation macroscopique $\vec{M}$ reste immobile dans l'axe de $\overrightarrow{B_0}$ à l'état d'équilibre et ne possède pas de composante transversale $\overrightarrow{M_{xy}}$. L'aimantation $\vec{M}$ orientée dans le sens de $\overrightarrow{B_0}$ ne peut pas être étudiée simplement du fait de l'importante aimantation de B_0 par rapport à l'aimantation macroscopique. Il est donc nécessaire de perturber l'état d'équilibre afin d'apporter une composante transversale à l'aimantation macroscopique qui sera alors mesurable. Cet état d'équilibre peut être perturbé par apport d'énergie provenant d'un champ électromagnétique tournant $\overrightarrow{B_1}$ (Figure 1.2).

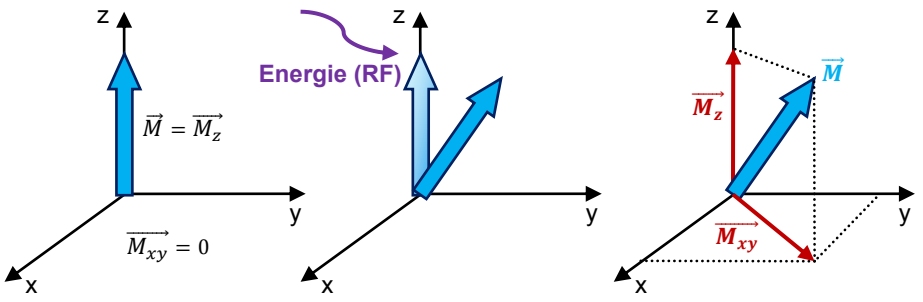


Figure 1.2 : Bascule de l'aimantation lors de l'ajout d'une onde radiofréquence

Afin que le transfert d'énergie se fasse au système en équilibre, il est important que la fréquence de rotation ω_r du champ $\overrightarrow{B_1}$ soit égale à la fréquence de Larmor (1.2). Les deux systèmes se retrouvent alors en résonance ($\omega_r = \omega_0$). La fréquence de Larmor étant située dans le domaine de fréquence des ondes radiophoniques (21MHz à 128MHz pour les appareils cliniques), le champ $\overrightarrow{B_1}$ est une onde radiofréquence (RF). Ce dernier est appliqué sous forme d'une brève impulsion de durée τ. L'angle de précession θ est alors basculé d'un facteur $\Delta\theta$, appelé angle de bascule et définit par :

$$\boldsymbol{\Delta\theta = \gamma \times B_1 \times \tau} \quad \textbf{(1.3)}$$

1.2.2. Relaxation et réception du signal

Lorsque le champ $\overrightarrow{B_1}$ est interrompu, les spins vont retourner à leur état d'équilibre initial. Le vecteur d'aimantation $\vec{M}$ continue de précesser autour de l'axe de $\overrightarrow{B_0}$, donnant lieu ainsi à un mouvement de double précession (précession autour de l'axe de $\overrightarrow{B_0}$ et de $\overrightarrow{B_1}$).
Ce retour à l'état d'équilibre peut être expliqué par deux natures d'interactions :

- Les interactions spin-réseau,
- Les interactions spin-spin.

Deux phénomènes simultanés liés à ces interactions apparaissent alors :

- La relaxation longitudinale $\overrightarrow{M_z}$ qui fait intervenir la transition des protons des niveaux d'énergie parallèles à antiparallèles et inversement (interaction spin-réseau). Les spins ont alors tendance à s'orienter de nouveau dans la direction du champ statique $\overrightarrow{B_0}$. Le vecteur d'aimantation longitudinale $\overrightarrow{M_z}$ est repoussé suivant une loi de croissance exponentielle de constante de temps T_1, définie comme le temps qu'il faut à l'aimantation longitudinale pour retrouver 63% de son état initial,
- La relaxation transversale (perpendiculaire à $\overrightarrow{B_0}$) qui est due aux déphasages progressifs des spins (interaction spin-spin). En même temps que l'aimantation longitudinale réapparaît, l'aimantation transversale disparaît progressivement. Cette diminution de l'aimantation $\overrightarrow{M_{xy}}$ se fait suivant une loi de décroissance exponentielle, de constante de temps T_2, définie comme le temps qu'il faut à l'aimantation transversale pour retrouver 37% de sa valeur initiale.

Le paramètre T_1 dépend des tissus observés et de l'intensité du champ magnétique statique alors que le paramètre T_2 dépend uniquement des tissus observés. Les deux types de relaxation sont illustrés sur la Figure 1.3.

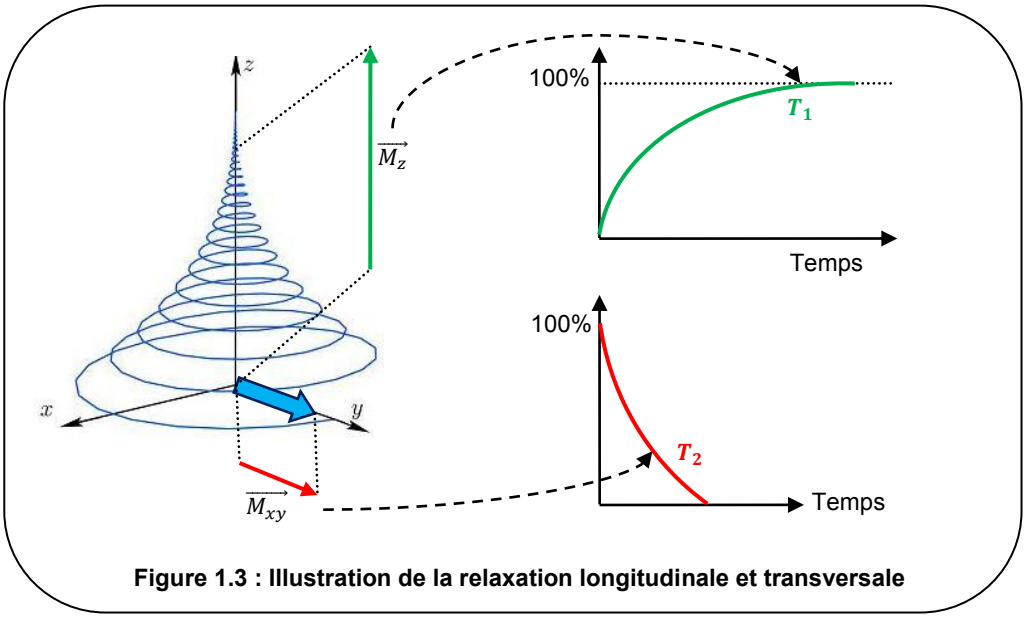


Figure 1.3 : Illustration de la relaxation longitudinale et transversale

A l'arrêt du phénomène de résonance, la composante transversale de l'aimantation $\vec{M}$ décrit une spirale dans le plan xOy. Cette rotation induit un champ magnétique, qui peut ensuite être recueilli sous forme de signal électrique grâce à une bobine placée à proximité (Figure 1.4). Le signal obtenu est appelé FID (*Free Induction Decay*) et correspond théoriquement à la courbe de décroissance de l'aimantation transversale (décroissance en T_2).

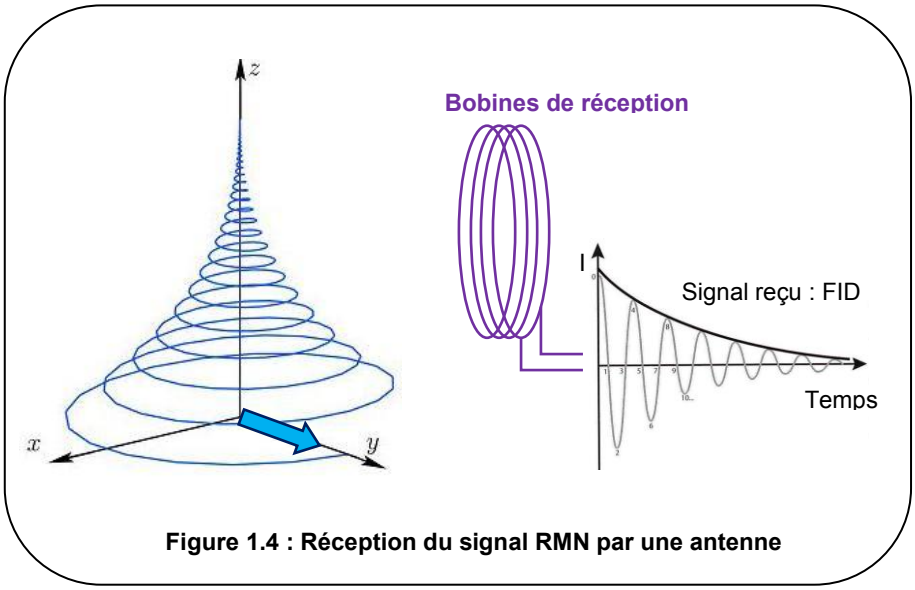


Figure 1.4 : Réception du signal RMN par une antenne

1.2.3. Du signal à l'image

Le signal réceptionné par les antennes provient de l'aimantation totale du système de spin mais ne contient aucune information spatiale. Il est donc indispensable de localiser spatialement la provenance du signal afin d'obtenir une image. En IRM, l'utilisation de gradients permet la localisation spatiale du signal. Ces gradients sont de faibles intensités, variables dans l'espace et vont se superposer de manière progressive au champ magnétique principal $\overrightarrow{B_0}$. La direction du champ magnétique statique n'est pas modifiée. Le champ magnétique statique est ainsi augmenté de façon linéaire dans la direction où est appliqué le gradient de champ magnétique.

Pour acquérir les données en IRM, des séquences d'acquisition sont effectuées. Il existe deux grandes familles, celle des échos de spin et celle des échos de gradients. Nous ne rentrerons pas dans les détails des séquences dans cette thèse.
Pour obtenir une image en IRM, trois étapes sont nécessaires :

- La sélection du plan de coupe à l'aide d'un gradient de sélection de coupe,
- La sélection des différentes lignes par un gradient de codage de phase,
- La sélection des différentes colonnes par un gradient de fréquence, appelé aussi gradient de lecture.

1.2.3.1 Applications des gradients de champ magnétique

Le gradient de sélection de coupe (G_{ss}) est appliqué perpendiculairement au plan d'intérêt. Ce gradient s'ajoute au champ magnétique statique $\overrightarrow{B_0}$. Il permet de différencier les spins, selon leur fréquence le long de l'axe où il est appliqué. Simultanément, une excitation RF dite sélective est alors envoyée avec une fréquence égale à celle des protons du plan d'intérêt. Seuls les spins du volume (précessant à la fréquence de l'onde RF incidente) se retrouvent à la condition de résonance et vont basculer dans l'axe transversal. Le signal RMN créé sera caractéristique de la coupe sélectionnée. Ce gradient de champ magnétique détermine le début de la séquence.

Les spins du plan de coupe entrés en résonance précessent à la même fréquence. Il est alors impossible de les différencier. Pour les discriminer selon leur position (x, y), le mouvement de précession de l'aimantation est modifié en jouant sur la fréquence et la phase du vecteur d'aimantation.

L'application, entre l'onde RF initiale et la réception de l'écho, d'un gradient de codage de phase G_ϕ selon l'axe y, va accroître légèrement la fréquence de précession des spins selon leur position dans cette même direction. Cette différence de fréquence va entraîner un décalage de phase. A l'arrêt du gradient G_ϕ, les fréquences de précession des spins sont de nouveau identiques mais les spins conservent leur déphasage. Ce codage de phase permet de coder les lignes de la matrice (formant le plan de coupe).

Pour réaliser le codage des colonnes de la matrice, un deuxième gradient de champ magnétique, appelé gradient de codage de fréquence (G_ω), est ensuite appliqué dans l'axe x. Pendant toute la durée d'application de ce gradient de champ magnétique, les spins précessent à des fréquences différentes qui dépendent linéairement de leurs coordonnées x. Ce gradient est aussi appelé gradient de lecture car il est appliqué pendant le recueil du signal RMN.

Les gradients de codage de phase et de fréquence ne sont pas appliqués de façon simultanée car la résultante serait alors un gradient de champ magnétique unique orienté selon la bissectrice de $\widehat{xOy}$. Ces deux gradients de codage agissent de la même manière sur les spins en modifiant les fréquences de précession mais aussi leurs déphasages. Cependant, leur moment d'application est différent. En effet, le gradient de codage de fréquence est appliqué lors de la réception du signal : à cet instant, seules les fréquences sont intéressantes. En revanche, le gradient de codage de phase est mis en place avant la réception du signal : l'information concernant les phases est importante.

1.2.3.2 Espace k

En IRM, les deux gradients de champ magnétique utilisés pour l'acquisition des données, conduisent à un codage spatial de l'image. Par le processus même de l'acquisition, les données obtenues sont analysables dans le domaine fréquentiel. Les données brutes avant

reconstruction forment ce qui est appelé le plan de Fourier ou l'espace k. Les propriétés d'un signal et de sa transformée de Fourier sont bien connues en traitement du signal. En particulier, puisque l'acquisition IRM se fait par un processus séquentiel et discret, l'acquisition d'une matrice de taille $N_x \times N_y$ permet de reconstruire une image de la même dimension à l'aide d'une simple transformée de Fourier et inversement : c'est la dualité entre l'espace k et l'espace image (Figure 1.5).

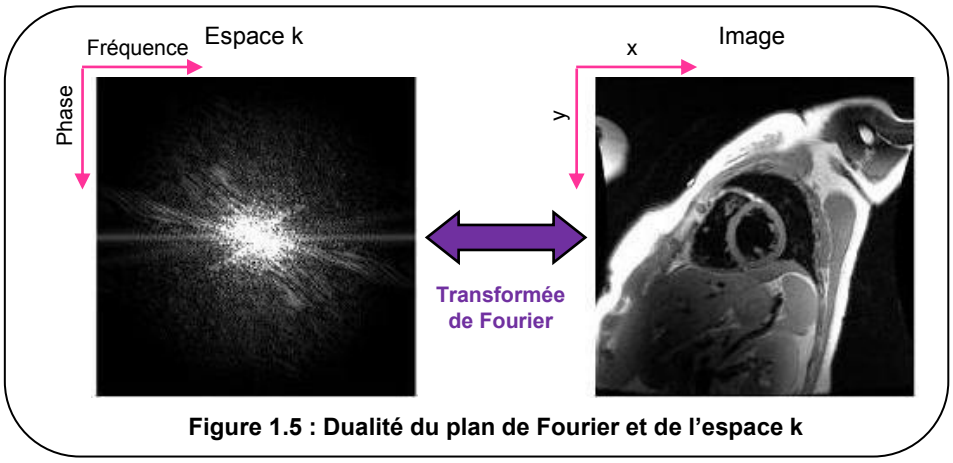


Figure 1.5 : Dualité du plan de Fourier et de l'espace k

Les basses fréquences d'une image qui représentent les informations globales, c'est-à-dire, le contraste de l'image, sont situées au centre de l'espace k alors que les hautes fréquences qui représentent les détails sont à la périphérie.

1.2.3.3 Résumé

Le premier gradient de champ magnétique appliqué est le gradient de sélection de coupe. Il intervient lors de chaque impulsion RF : il détermine le début de la séquence. Dans l'espace k, cette information se situe au centre.

Le deuxième gradient de champ magnétique mis en place est le gradient de phase. Il est appliqué entre l'onde RF initiale et la réception de l'écho. L'intensité de ce gradient contrôle le déplacement sur l'axe vertical de l'espace k (remplissage des lignes).

Le dernier gradient de champ magnétique appliqué est le gradient de lecture. Il fait le lien entre le temps d'apparition de l'écho et les coordonnées fréquentielles du plan de Fourier. La durée d'application de ce gradient de champ magnétique contrôle, quant à lui, le déplacement sur l'axe horizontal (donc le remplissage des colonnes).

Un schéma simplifié représentant la formation d'une image en IRM est proposé ci-dessous (Figure 1.6).

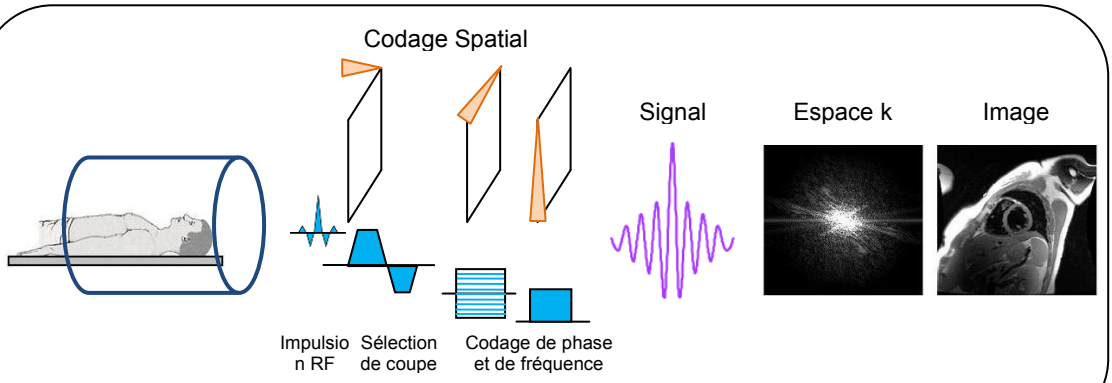


Figure 1.6 : Formation d'une image en IRM

1.3. Conséquences des mouvements sur l'image

1.3.1. Origines des mouvements

La problématique du mouvement est un sujet complexe et permanent en IRM. En effet, les mouvements volontaires ou involontaires du patient peuvent provoquer des artéfacts qui nuisent à la qualité de l'image. Ces artéfacts de mouvements sont sources de dégradations qui peuvent masquer des informations importantes pour le diagnostic.

Pendant une séquence, ensemble des impulsions RF et de gradients de champ magnétique, l'acquisition des données n'est pas instantanée. En général, mais cela dépend de la bande passante et du type de séquence utilisée, l'échantillonnage de phase est beaucoup plus long que celui de fréquence. C'est pour cela que les mouvements perturbent essentiellement l'échantillonnage en phase et que les artéfacts se produisent surtout dans cette direction.
De plus, les artéfacts de mouvements sont beaucoup plus prononcés à haut champ et lors de séquences longues.

Les mouvements peuvent être séparés en deux catégories :

- Les mouvements aléatoires à l'origine d'une image floue avec un bruit diffus propagé selon la direction de codage de phase,
- Les mouvements périodiques (battements cardiaques, mouvements respiratoires) à l'origine d'images fantômes. Les images fantômes seront d'autant plus nettes que la structure en mouvement a un signal élevé.

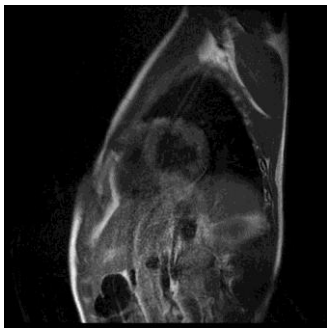


Figure 1.7 : Exemple d'artéfacts de mouvements respiratoires

Les principaux mouvements périodiques auxquels nous nous intéressons et qui influencent fortement les images sont les mouvements cardiaques et respiratoires (Figure 1.7).

1.3.1.1 Mouvements cardiaques

Le cœur, indispensable à la vie, fonctionne comme une pompe musculaire, munie de valves unidirectionnelles et d'un réseau de conduits. Il récupère le sang provenant de l'organisme, le fait oxygéner par les poumons avant de le redistribuer dans l'organisme. Le système cardiovasculaire permet d'acheminer, par l'intermédiaire du sang, l'oxygène, les nutriments, les hormones ainsi que d'autres substances nécessaires à l'activité cellulaire.
Le sang pauvre en oxygène est reçu par l'oreillette droite avant de passer par le ventricule droit puis dans les artères pulmonaires. Le sang est alors oxygéné lors de son passage dans les poumons avant d'arriver à l'oreillette gauche par les veines pulmonaires. Après être passé dans le ventricule gauche, le sang est envoyé dans l'aorte afin d'être distribué dans l'ensemble de l'organisme. Ce cycle ainsi constitué est répété au cours du temps.

Les mouvements provoqués par le pompage du sang sont rapides pour l'IRM et provoquent des artéfacts gênants pour l'imagerie cardiaque. Cependant, ils affectent aussi l'imagerie abdominale du fait de la position du cœur et des liens mécaniques possibles avec d'autres organes.

1.3.1.2 Mouvements respiratoires

La ventilation est un processus complexe qui est scindé en deux temps bien distincts, l'inspiration et l'expiration. Elle fait intervenir entre autres les poumons, la cage thoracique, certains muscles et centres nerveux.

L'inspiration est un phénomène actif au cours duquel l'augmentation du volume des poumons est due à la pression interne qui devient inférieure à la pression externe ce qui entraîne une entrée d'air. La conséquence de cette augmentation de volume est un mouvement, vers le haut et l'avant de la cage thoracique, alors que les organes tels que le cœur, le foie, les reins, la rate ou l'estomac auront un mouvement vers le bas. Ce mouvement obtenu pendant l'inspiration est illustré sur la Figure 1.8 [6].

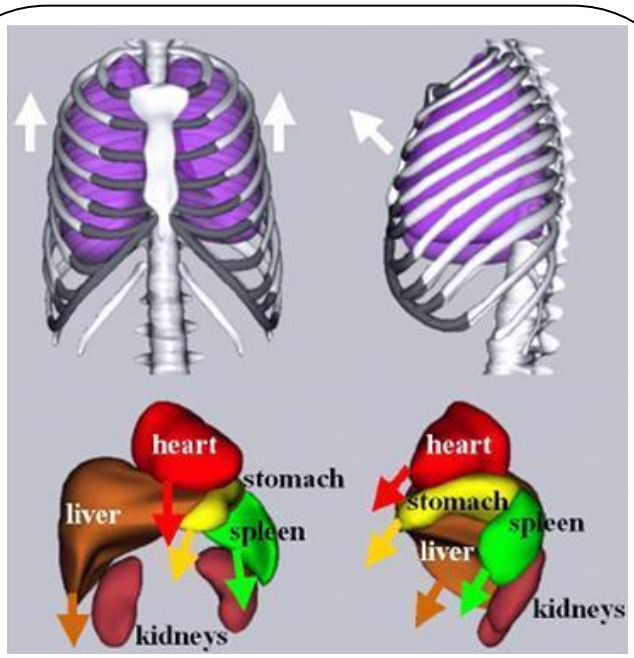


Figure 1.8 : Mouvements des organes impliqués dans l'inspiration [6]

En respiration normale, l'expiration est un phénomène passif au cours duquel les muscles intervenant dans l'inspiration se relâchent et différents organes tendent à revenir à leur état initial. La diminution de volume associé entraîne une augmentation de la pression interne qui devient alors supérieure à la pression atmosphérique, ce qui a pour conséquence l'expulsion de l'air. Cependant, en cas d'expiration forcée, les muscles expiratoires sont mis en jeu et le phénomène de l'expiration devient actif.

1.3.1.3 Déplacements ressentis sur les organes

De nombreuses études [7-15] se sont intéressées à quantifier le déplacement des principaux organes ou muscles pendant la respiration. Pour cela, différentes techniques de mesures ont été explorées.

Wade *et al.* [7], ont utilisé les rayons X pour mesurer le mouvement du diaphragme sur 10 volontaires hommes en position debout et allongée. Pour la respiration normale ou libre, le déplacement du diaphragme est en moyenne de 17,4 mm en position verticale et de 17,8 mm en position allongée. En ce qui concerne la respiration profonde, l'amplitude du déplacement augmente fortement.
Weiss et *al.* [8] ont, quant à eux, mesuré le déplacement du foie et du diaphragme en respiration libre sur 25 patients à l'aide d'une caméra à scintillation gamma après

administration de sulfocolloïdes. La même méthode a été utilisée par Harauz et *al.* [9] sur 51 patients pour étudier le mouvement hépatique en position debout et allongée. Les résultats de ces deux études sont similaires avec un déplacement d'une dizaine de millimètres pour le diaphragme et le foie en respiration libre.
Korin *et al.* [10] se sont servis de l'IRM et de l'imagerie rapide afin d'étudier le mouvement des organes abdominaux. Il ressort de leur étude que les organes abdominaux subissent principalement un mouvement de translation dans la direction supérieure-inférieure (SI) avec une amplitude moyenne de 13 mm en respiration normale et de 39 mm en respiration forcée.
Davies *et al.* [11] ont, quant à eux, mesuré le déplacement du diaphragme, du foie et des reins pendant des respirations libres et forcées, à l'aide d'ultrasons. Comme précédemment, ils en ont conclu que le diaphragme et le foie avaient un mouvement principal dans la direction supérieure-inférieure alors que le déplacement principal des reins était beaucoup plus complexe chez certaines personnes.

Plus récemment, des études menées en IRM, en tomographie et à l'aide d'ultrasons, se sont intéressées à la mesure du déplacement du diaphragme en distinguant le côté droit (hémi diaphragme droit) du côté gauche (hémi diaphragme gauche).

Ainsi, Takazakura et *al.* [12] ont mesuré, sur 10 volontaires sains de sexe masculin, le déplacement du diaphragme en utilisant une IRM ouverte à 0,5T dans deux positions : assise et allongée. Durant l'examen, il a été demandé aux volontaires de respirer lentement et profondément pour avoir une plage de mesure entre leur inspiration maximale et leur expiration maximale. Cette étude montre que le déplacement du diaphragme est plus important en position allongée qu'en position assise lorsque les volontaires forcent leur respiration.

Le même genre d'étude a été mené par Kiryu et *al.* sur huit volontaires sains en utilisant une IRM 1,5T et l'imagerie rapide (séquences SSFP dont le nom commercial de General Electric est FIESTA) [13]. Il est intéressant de noter que dans cette étude, différentes postures ont été réalisées. En position allongée (sur le dos ou le ventre), les deux hémi diaphragmes se comportent de manière synchronisée, c'est-à-dire qu'ils se déplacent avec des vitesses comparables et en même temps. En revanche, lorsque le volontaire est allongé sur le côté droit ou gauche, les hémi diaphragmes droit et gauche ont un comportement asynchrone avec des vitesses de déplacements différentes en phase expiratoire. La position du volontaire ainsi que la phase respiratoire lors de l'examen influencent fortement le déplacement du diaphragme.

En 2007, Maxim et *al.* [14] se sont intéressés au déplacement du diaphragme sur vingt patients présentant une tumeur thoracique. Pour cette étude, les patients ont été immobilisés en position allongée et les images ont été réalisées à l'aide d'un TEP (Tomographie par Emission de Positrons). Un déplacement de 20 mm en moyenne sur l'hémi diaphragme gauche et de 16,9 mm sur le droit a été observé sur l'ensemble des patients.

Enfin, Boussuges et *al.* ont mené une étude sur 210 volontaires (150 hommes et 60 femmes) en utilisant les ultrasons [15]. Les résultats obtenus démontrent que le déplacement du diaphragme est plus important chez les hommes que chez les femmes.

Un récapitulatif de toutes ces mesures de déplacements est donné dans le Tableau 1.1.

Organes ou muscles concernés	Références	Nombre de personnes dans l'étude	Moyenne du déplacement (en mm) (± écart type) [gamme de mesure en mm]			
			Respiration Libre		Respiration Ample	
			Debout	Allongé	Debout	Allongé
Diaphragme	Wade *et al.* [7]	10 hommes	16,4 (± 2)	17,8 (± 2,5)	102,8 (± 22,3)	98,8 (± 15,7)
	Weiss *et al.* [8]	25 patients	8 (± 4)	13 (± 5)	ND	ND
	Korin *et al.* [10]	15 volontaires	ND	13	ND	39
	Davies *et al.* [11]	9 volontaires	ND	12 (± 7) [7-28]	ND	43 (± 10) [25-57]
Hémi diaphragme Droit	Takazakura *et al.*[12]	10 volontaires sains	ND	ND	79,5* (± 22,5)	102 (± 19,6)
	Kiryu *et al.* [13]	8 volontaires sains	ND	ND	ND	88,9 (± 10,1)
	Maxim *et al.* [14]	20 patients	ND	16,9 (± 9,2) [2,9 - 47,5]	ND	ND
	Boussuges *et al.* [15]	210 volontaires	ND	18 (± 3) [10 - 25]	ND	66 (± 13) [36 - 92]
Hémi diaphragme Gauche	Takazakura *et al.* [12]	10 volontaires sains	ND	ND	80,4* (± 24,1)	92,3 (± 20,5)
	Kiryu *et al.* [13]	8 volontaires sains	ND	ND	ND	74,5 (± 10,9)
	Maxim *et al.* [14]	20 patients	ND	20 (± 9,9) [8,8 - 47,4]	ND	ND
	Boussuges *et al.*[15]	210 volontaires	ND	18 (± 4) [9 - 26]	ND	73 (± 10) [43 - 93]
Foie	Weiss *et al.* [8]	25 patients	8 (± 2)	11 (± 3)	ND	ND
	Harauz *et al.* [9]	51 patients	12	14	ND	ND
	Korin *et al.* [10]	15 volontaires	ND	13	ND	39
	Davies *et al.* [11]	9 volontaires	ND	10 (± 8) [5-17]	ND	37 (± 8) [21-57]
Reins	Davies *et al.* [11]	9 volontaires	ND	11 (± 4) [5-16]	ND	ND

ND : non donné, * : en position assise.

Tableau 1.1 : Tableau récapitulatif des valeurs de déplacements (en mm) induits par la respiration, sur les principaux organes ou muscles abdominaux

Ces études montrent que la respiration influence fortement le mouvement des organes et des muscles de la cage thoracique. Le diaphragme a un déplacement d'environ 16 mm principalement dans la direction SI en respiration libre et d'environ 75 mm en respiration profonde. Cependant, il n'est pas le seul à bouger lors de la respiration et il est donc important de prendre en compte ces mouvements et aussi de les corriger afin d'éviter la création d'artéfacts sur les images.

De plus, suivant l'instant d'apparition de ces mouvements, l'impact sur l'image sera différent. Les mouvements peuvent intervenir pendant l'acquisition (intra-acquisition) ou entre les acquisitions (inter-acquisitions).

1.3.2. Mouvements intra-acquisition

Les mouvements intra-acquisition se produisent pendant l'acquisition, c'est-à-dire, entre l'excitation RF initiale et la fin de l'acquisition de l'écho.

Lors de l'échantillonnage du signal, la phase des spins au sein d'un volume ne dépend théoriquement que de leur localisation spatiale. En effet, les décalages de phase induits par les gradients de sélection de coupe et de lecture sont corrigés (par inversion des gradients). Cependant, cette correction est satisfaisante pour les spins stationnaires mais devient insuffisante pour les spins en mouvements. Il persiste alors des décalages de phase qui se traduisent par des images fantômes dans la direction du codage de phase.

Ces artéfacts concernent plutôt les écoulements de fluides tels que les écoulements de sang dans les vaisseaux (Figure 1.9).

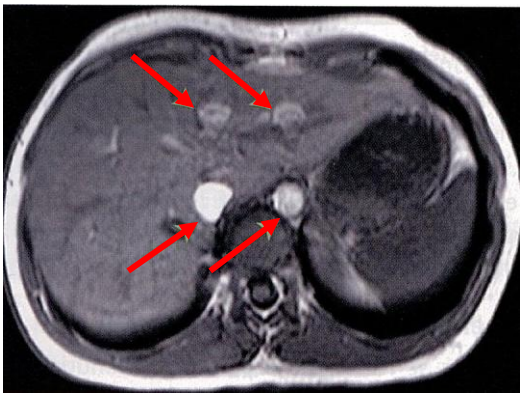


Figure 1.9 : Exemple d'artéfacts de flux

Dans le cas des mouvements physiologiques, l'hypothèse que les mouvements intra-acquisition sont négligeables est souvent admise du fait que le temps d'acquisition de chaque ligne de l'espace k est rapide vis-à-vis du mouvement des organes (TR est petit devant la période du mouvement). Les mouvements auront donc lieu uniquement entre les acquisitions (mouvements inter-acquisitions).

1.3.3. Mouvements inter-acquisitions

Les mouvements inter-acquisitions se produisent lors de l'acquisition des différentes lignes de la matrice, c'est-à-dire entre l'acquisition des données et l'impulsion 90° de la ligne suivante. Ils sont responsables d'incohérences lors de l'échantillonnage des données intervenant dans la reconstruction de l'image [16]. Ces mouvements se traduisent en général par des images fantômes (Figure 1.10) qui apparaissent exclusivement dans la direction de codage de phase de chaque côté de la structure en mouvement.

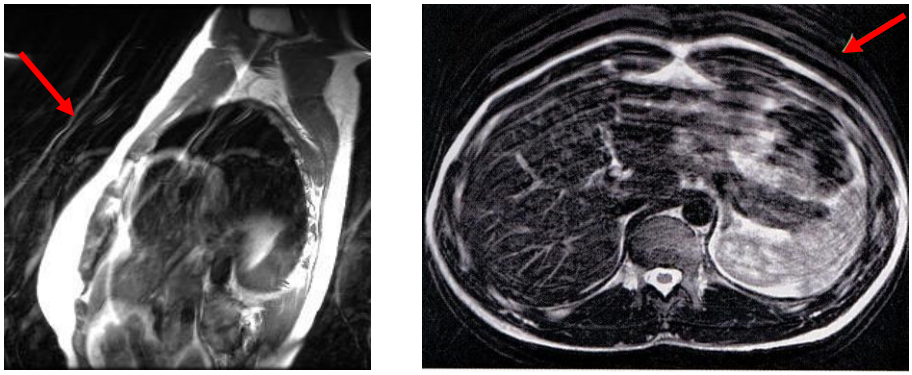


Figure 1.10 : Exemples d'artéfacts de mouvement provoqués par les mouvements physiologiques

La localisation des images fantômes, dans le cas d'un mouvement strictement périodique (de fréquence Fm) peut être prédite à l'aide d'une formule simple, qui décrit la distance δy entre la structure originale en mouvement et l'image fantôme [16] :

$$\boldsymbol{\delta y = TR \times Np \times Nex \times Fm} \quad \textbf{(1.4)}$$

où TR est le temps de répétition, Np est la résolution de la matrice dans le sens du codage de phase, Nex le nombre d'excitations et Fm la fréquence du mouvement.

L'espacement des images fantômes est donc dépendant du TR et du nombre d'excitations. L'augmentation du nombre d'excitations permet aussi de diminuer leur intensité en $1/\sqrt{Nex}$ [17].

Si $Fm \times TR < 1$, les images fantômes seront sur l'image mais si $Fm \times TR > 1$ alors elles se situeront en dehors du champ de vue. Le cas limite où $Fm \times TR = 1$ est le cas recherché car il correspond à la synchronisation du mouvement non souhaité. Le temps de répétition est alors égal à la période du mouvement. La partie imagée peut donc être séparée de ses fantômes en augmentant TR.

Les mouvements peuvent avoir lieu soit dans la direction de fréquence, soit dans la direction de phase. Les mouvements périodiques dans la direction de fréquence ont pour conséquence la création d'artéfacts fantômes dans la direction de phase et d'un flou dans la direction de fréquence. De la même façon, les mouvements périodiques dans la direction de phase provoquent des artéfacts fantômes ainsi qu'un flou dans la direction de phase.

1.3.4. Conclusion sur la problématique du mouvement en IRM

L'IRM est une technique complexe qui fait intervenir de nombreux éléments et qui nécessite la maîtrise de toutes les étapes menant à la formation de l'image. Il est nécessaire d'avoir recours à une multitude de techniques ou d'astuces pour corriger certaines imperfections matérielles, pour diminuer le temps d'acquisition (pour améliorer le confort des patients), pour obtenir la meilleure qualité d'image, etc.… Dans ce contexte, les mouvements du patient deviennent un facteur primordial qu'il faut prendre en compte. Ils ont la particularité d'être pseudopériodiques ce qui permet de considérer que chaque période diffère peu d'un cycle à l'autre.

Les mouvements intra-acquisition sont considérés comme négligeables dans toute la suite car le temps d'application d'un gradient de lecture est généralement très faible par rapport à

la période du mouvement. Seuls les mouvements inter-acquisitions et plus particulièrement les mouvements physiologiques (cardiaques et respiratoires) seront pris en compte. Dans ce qui suit, nous proposons les méthodes de correction utilisées habituellement en clinique et des méthodes en cours de développement pour s'affranchir de ces mouvements ainsi que les capteurs nécessaires à celles-ci et les limites de ces derniers.

1.4. Méthodes de correction utilisées

Pour s'affranchir des mouvements particulièrement gênants en IRM, les approches de correction possibles peuvent se répartir en trois catégories :

- La coopération du patient, en particulier avec l'apnée,
- L'augmentation de la vitesse d'acquisition (imagerie rapide, nouvelles séquences…),
- L'imagerie adaptative (synchronisation, méthodes de corrections de mouvement…).

1.4.1. Coopération du patient

1.4.1.1 Apnée

Pour réduire la formation d'artéfacts dus à la respiration, l'une des méthodes les plus simples et les plus répandues, en examen clinique, est d'avoir recourt à l'apnée, si cela est possible. Cette méthode permet de réaliser des images des organes sensibles aux mouvements respiratoires pendant des durées de 20 à 30s.

Cependant, cette technique qui nécessite une coopération active du patient, devient délicate chez les jeunes enfants ou les patients souffrant de maladies respiratoires. De plus, chez les patients sous anesthésie, l'apnée est réalisée de façon manuelle, en débranchant le respirateur, ce qui comporte certains risques.

Outres les problèmes de faisabilité de réalisation, des problèmes techniques limitent cette méthode. En effet, les durées des apnées n'étant guère plus longues que 20 ou 30s, les séquences utilisées seront alors dites rapides, telles que les séquences d'écho de gradient, d'écho de spin et les séquences d'imagerie instantanée (*snapshot flash*, échoplanar, Haste…). L'acquisition de l'image en plusieurs apnées est cependant possible mais nécessite que la position des organes de la zone d'intérêt soit la même entre les différentes apnées ce qui n'est pas facilement réalisable. En effet, pour que les organes restent à la même place, le patient ne doit pas avoir bougé volontairement mais surtout ne doit pas avoir de contraction abdominale ni d'expiration d'air.

Jahnke et *al.* [18] ont montré que des dérives (Figure 1.11) plus ou moins importantes selon les personnes et selon que l'apnée est réalisée en inspiration ou en expiration pouvaient être observées. L'étude a été menée sur 210 patients dont 69 ont été exclus de l'évaluation quantitative de l'apnée à cause d'une dérive continue (19%) ou d'un comportement irrégulier et instable du diaphragme (14%). Sur les 141 patients restants, la durée moyenne d'une apnée a été évaluée à 29s $\pm$ 13s (avec une plage de variation comprise entre 10 et 64s). De plus, 55% des patients pouvaient tenir l'apnée en fin d'expiration sans aucun mouvement résiduel et chez 12 des patients, la position du diaphragme dérive au début de l'apnée et se stabilise immédiatement après. Ces dérives au cours des apnées peuvent avoir plusieurs origines dont la plus probable est la fatigue musculaire.

En général, les apnées sont réalisées en fin d'expiration car elles sont plus reproductibles et stables qu'en inspiration [19]. En effet, l'inspiration est un phénomène actif, contrairement à l'expiration, nécessitant la contraction des muscles. Cette expérience a été reproduite au sein du laboratoire au cours d'une thèse [20] et donne des résultats similaires corroborant l'hypothèse de la fatigue musculaire.

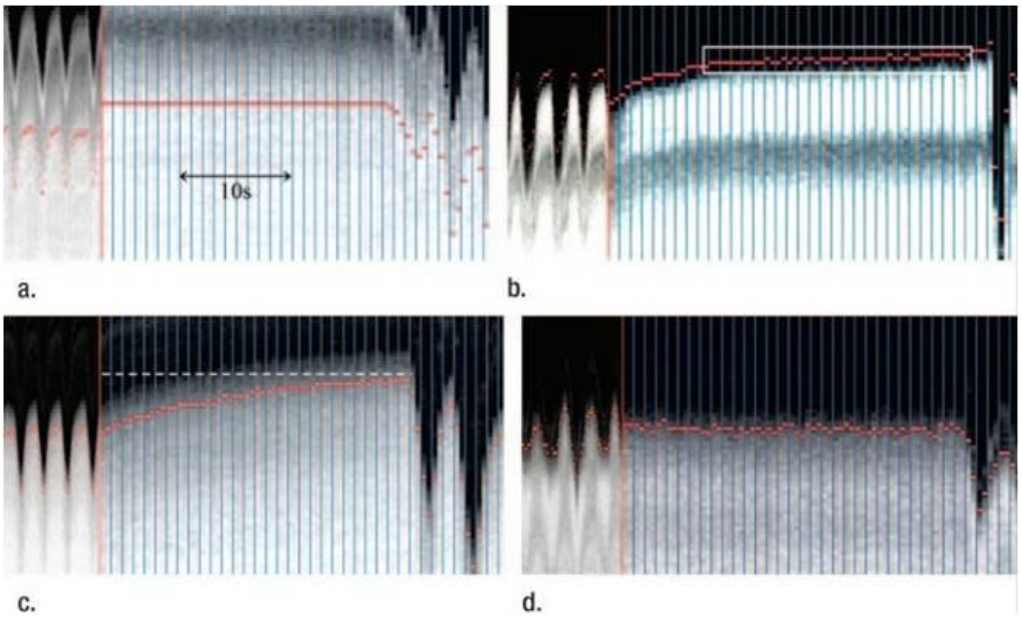


Figure 1.11 : Exemples de dérives des apnées réalisées en expiration en utilisant les échos navigateurs [18]

a) Apnée ne présentant aucune dérive, b) Au début de l'apnée, une légère dérive de la position du diaphragme (en rouge) apparaît puis un mouvement minimal est enregistré, c) Dérive de la position du diaphragme tout au long de l'apnée, d) Mouvement irrégulier et instable.

1.4.1.2 Respiration contrôlée

D'une autre façon, le patient peut être amené à contrôler sa respiration pour que le cycle respiratoire soit reproductible en amplitude et en fréquence. Cependant, pour réaliser cette méthode, un dispositif spécifique permettant au patient d'observer sous forme de courbe et en temps réel son signal de respiration est nécessaire. Des seuils sont placés sur la courbe renvoyée au patient afin que celui-ci essaye de se positionner à l'intérieur de cette plage de variation. Néanmoins, la mise en place du système d'affichage, dans l'environnement IRM, n'est pas aisée et pose de nombreux problèmes techniques et pratiques. A l'heure actuelle, des systèmes commerciaux existent mais restent onéreux et très peu utilisés en clinique.

1.4.2. Augmentation de la vitesse d'acquisition

La durée relativement longue d'un examen IRM constitue un facteur limitant. Suivant l'organe exploré, l'examen peut durer de 20min à 60min. La réduction du temps d'acquisition des images qui, entre autre, améliore le confort du patient, permet surtout de réduire les artéfacts liés aux mouvements, en particulier, en réalisant des images en apnée (ce qui est impossible pour la plupart des patients si les temps d'acquisition dépassent les 30s).

1.4.2.1 Imagerie rapide

Le but de l'imagerie rapide est d'accélérer le temps d'acquisition des images de telle sorte que les mouvements physiologiques ne soient plus un problème. Les évolutions technologiques, comme l'augmentation de la vitesse de commutation des gradients et le développement de séquences rapides, ont déjà aidé à réduire la durée d'acquisition. Pour réduire ce temps **(1.5)**, une des stratégies consiste à diminuer le nombre de mesures par l'intermédiaire du nombre d'excitations, de la taille de la matrice et/ou du champ de vue.

$$\boldsymbol{Temps\ d'acquisition = TR \times N_p \times Nex} \quad \textbf{(1.5)}$$

où TR est le temps de répétition, N_p est le nombre de lignes de la matrice et Nex est le nombre d'excitations.

Pour diminuer d'un peu moins de la moitié le temps d'acquisition, il est possible d'exploiter les propriétés du plan de Fourier en particulier la symétrie Hermitienne. En effet, pour former une image, un peu plus de 50% de l'espace k est nécessaire. Ce principe constitue l'imagerie en demi-plan de Fourier. Ces séquences sont toutefois plus sensibles à certains phénomènes tels que les courants résiduels de Foucault car ils entraînent une altération de la symétrie.
L'inconvénient majeur de la diminution du temps d'acquisition est la dégradation du rapport signal sur bruit et donc de la qualité de l'image.

1.4.2.2 Imagerie parallèle

Les antennes de réception ont un rôle prépondérant dans la chaîne d'acquisition IRM. La qualité des antennes est définie par le facteur de qualité Q qui correspond au rapport entre l'énergie maximale stockée et l'énergie moyenne dissipée. Elles doivent également être sensibles et avoir le meilleur rapport signal sur bruit possible. Deux types d'antennes existent et seront détaillés dans la partie 2.1.3. Contrairement aux antennes volumiques qui produisent un champ très homogène dans un volume délimité, les antennes surfaciques souffrent d'un manque d'homogénéité du champ. Cette inhomogénéité s'explique car la sensibilité en profondeur de l'antenne décroît très vite du fait de l'éloignement de la surface sur laquelle elle est posée.

Pour pallier à ce manque d'homogénéité ainsi qu'augmenter la vitesse d'acquisition des images, l'idée de multiplier le nombre d'antennes et de les positionner de façon « intelligente » autour du patient a été introduite. Le SNR se trouve amélioré mais il faut alors savoir combiner les images produites par chaque antenne de façon à restituer une seule image homogène. Pour cela, il est possible de réaliser la reconstruction de l'image globale soit (i) dans le domaine fréquentiel (SMASH, *SiMultaneous Acquisition of Spatial Harmonics* ou GRAPPA, *GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition*), ou soit (ii) dans le domaine image, c'est-à-dire après application de la transformée de Fourier (SENSE, *SENSitivity Encoding*) [21].

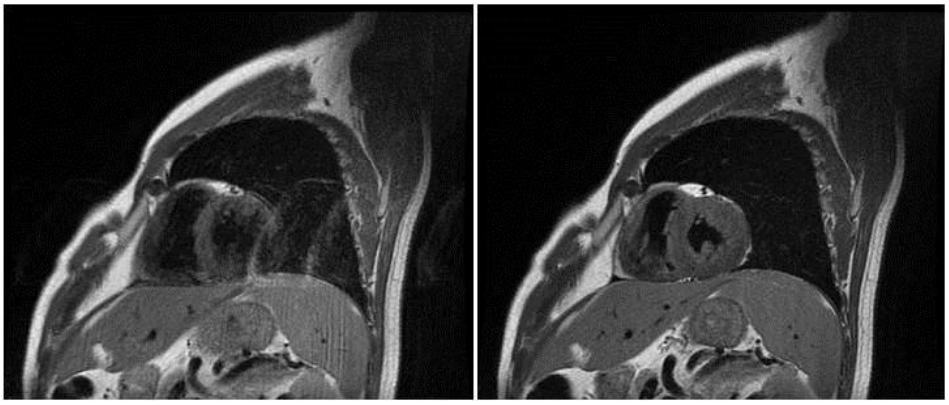
L'imagerie parallèle combinée à l'imagerie rapide est utilisée de façon systématique dans les protocoles cliniques.

1.4.3. L'imagerie adaptative

Dans les méthodes d'imagerie adaptative, les techniques de synchronisation sont les plus souvent utilisées lors des examens cliniques. Le but est alors de s'affranchir des mouvements cardiaques et/ou respiratoires. D'autres méthodes de corrections de mouvements, soient prospectives soient rétrospectives, sont aussi présentes surtout à l'état de recherche.

1.4.3.1 Synchronisation cardiaque

La synchronisation cardiaque consiste à synchroniser les séquences aux battements cardiaques. En imagerie cardiaque, par exemple, une dizaine de cycles cardiaques successifs sont nécessaires pour créer une image entière. La synchronisation permet ainsi de réduire les artéfacts sur les images dus aux mouvements du cœur ou au flux sanguin et d'améliorer le diagnostic (Figure 1.12). Elle peut être soit prospective soit rétrospective et repose, en IRM, principalement sur la détection de l'onde R.



a) b)

Figure 1.12 : Influence de la synchronisation cardiaque sur l'image : a) mauvaise synchronisation et b) bonne synchronisation

En synchronisation cardiaque prospective, l'acquisition IRM est déclenchée dans une phase cardiaque d'intérêt grâce à un « trigger » (Figure 1.13). La détection de l'onde R du signal d'électrocardiogramme (ECG) qui correspond à l'éjection du sang par l'activation électrique des cellules du ventricule gauche est primordiale afin de permettre une synchronisation cardiaque efficace.
Pour réaliser cette synchronisation cardiaque, deux paramètres peuvent être changés :

- Le trigger Delay (TD) qui est le temps au bout duquel l'acquisition démarre par rapport à l'onde R. Il permet d'effectuer l'acquisition pendant la phase cardiaque d'intérêt (systole, diastole, télé-diastole…),
- Le trigger Window (TW) qui est le temps du cycle cardiaque moyen laissé vacant à la fin du cycle cardiaque.

La définition de ces paramètres permet de déterminer le temps d'acquisition de l'espace k pour chaque cycle cardiaque. Pendant cette période, le cœur est considéré comme immobile.

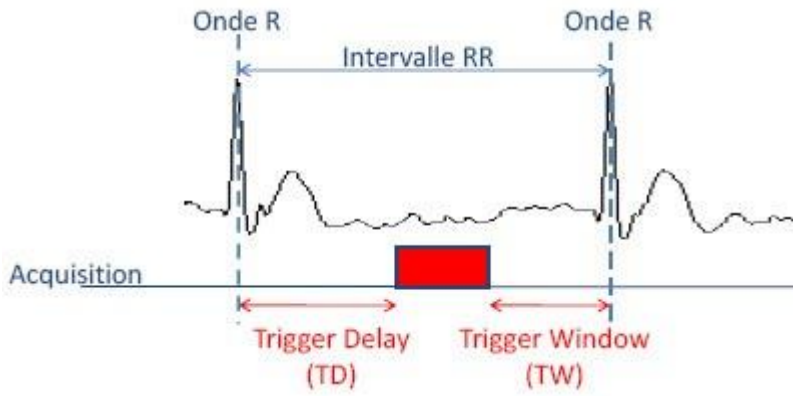


Figure 1.13 : Synchronisation cardiaque prospective

Pour la synchronisation rétrospective, le principe est différent. Le but est d'acquérir l'espace k plusieurs fois de façon continue avant de réaffecter rétrospectivement les données à la phase cardiaque dans laquelle elles ont été acquises.
Cette méthode est très fortement utilisée en synchronisation cardiaque à l'aide de l'ECG (Figure 1.14). L'une des contraintes de cette technique c'est que la durée d'acquisition de l'espace k ne doit pas être un multiple du rythme cardiaque.

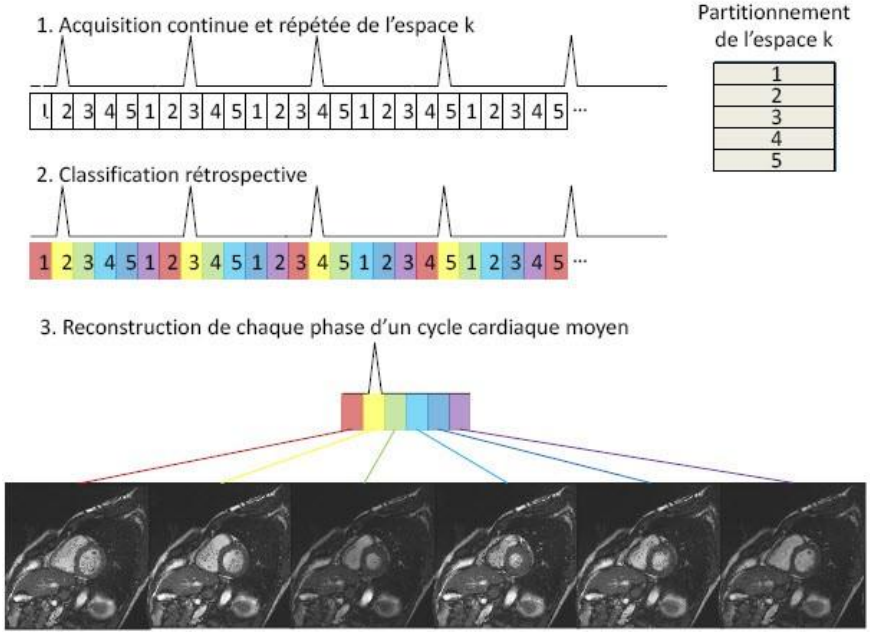


Figure 1.14 : Synchronisation cardiaque rétrospective

1.4.3.2 Synchronisation respiratoire

Contrairement au mouvement cardiaque, le mouvement respiratoire possède une grande variabilité en fréquence et en amplitude. Pour réaliser la synchronisation, l'amplitude et non la phase respiratoire est utilisée. En règle générale, un seuil sur l'amplitude de la respiration est fixé de façon à acquérir, par exemple, les données pendant les plateaux expiratoires (Figure 1.15). Ainsi, la mesure du signal se fait pour la même position respiratoire à chaque répétition. Cette technique a pour inconvénient d'augmenter le temps d'acquisition. Cette synchronisation repose aussi sur des signaux issus soient des échos navigateurs, soient de capteurs externes.

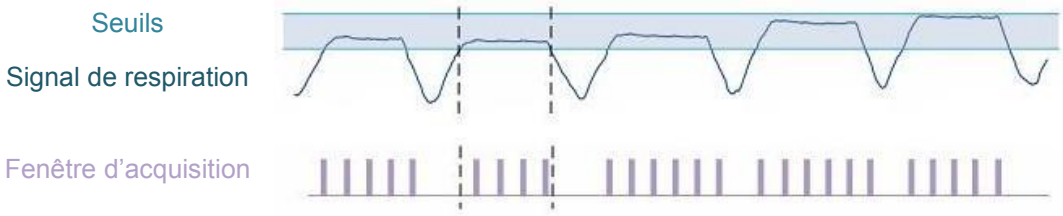


Figure 1.15 : Placement des seuils pour la synchronisation respiratoire

Il est également possible d'utiliser la synchronisation rétrospective. Comme pour la synchronisation cardiaque, le but est d'acquérir l'espace k plusieurs fois et de réorganiser les données par phase respiratoire. Cependant, cette méthode est beaucoup moins utilisée qu'en synchronisation cardiaque du fait de la forte variabilité du mouvement respiratoire.

1.4.3.3 Limitations des techniques de synchronisation

Les méthodes de synchronisation reposent sur deux éléments fondamentaux :

- L'hypothèse de reproductibilité du mouvement d'un cycle à l'autre, ce qui n'est pas toujours vérifié,
- Le choix du signal de synchronisation, en particulier le choix du capteur.

Pour un patient en respiration libre ou en apnée, le cycle cardiaque n'est pas parfaitement constant. Par exemple, les variations en apnée de l'intervalle RR, séparant deux ondes R successives, peuvent être de 10 à 30% [22], ce qui n'est pas du tout pris en compte dans la synchronisation.
De plus, pour les patients souffrant d'arythmie ou de troubles du rythme (extrasystoles), le rythme cardiaque se trouve modifié de façon complexe, ce qui peut rendre la synchronisation cardiaque difficile voire impossible.

Cette non-reproductibilité des cycles cardiaques peut donc poser un problème lors de la synchronisation, le trigger délai étant généralement fixe. Les images du cœur peuvent alors être acquises à différents moments du cycle cardiaque et donc dans des positions mécaniques du cœur différentes d'un cycle à l'autre. Cependant, certaines études récentes [23], [24] se penchent sur la mise en place d'un trigger délai adaptatif en fonction de la variation de l'intervalle RR.

De plus, une synchronisation cardiaque efficace repose entièrement sur une bonne détection de l'onde R. Le choix du capteur de mesure est donc primordial.

Pour la synchronisation respiratoire, le principal inconvénient est l'allongement du temps d'acquisition. En effet, elle ne peut être effectuée que si le mouvement respiratoire est d'une grande reproductibilité. Le choix du signal de synchronisation ainsi que le placement des seuils sont d'une grande importance.

Pour une valeur donnée d'un signal respiratoire, il est également possible qu'il y ait plusieurs positions réelles d'un organe donné. Malgré l'utilisation de la synchronisation respiratoire, des mouvements résiduels seront alors présents. En conséquence, la qualité des images ne sera pas toujours exploitable.

D'autres méthodes ont été proposées pour gérer au mieux le mouvement. Deux catégories peuvent être distinguées :

- Les méthodes prospectives qui essayent de corriger le mouvement dès l'acquisition,
- Les méthodes rétrospectives qui s'intéressent aux mouvements une fois l'acquisition réalisée.

1.4.3.4 Méthodes de correction prospectives

Dans ces méthodes de correction, la détection et l'estimation du mouvement est l'une des étapes les plus importantes. En général, ce point essentiel différencie les méthodes de correction prospectives.

Le mouvement peut être estimé à partir de capteurs externes ou d'échos navigateurs qui sont des données RMN et qui peuvent être à une dimension [25], sphériques [26] ou orbitaux [27]. Tous ces types de navigateurs, utilisés surtout en imagerie cérébrale, permettent d'estimer 3 translations et 3 rotations.

Il est aussi possible d'estimer le mouvement en utilisant des navigateurs sous forme d'images et non en tant que capteur. Un exemple est la méthode PACE (*Prospective Acquisition CorrEction*) qui utilise directement les séries d'images [28]. L'idée est d'utiliser une acquisition de référence et d'estimer les mouvements au cours du temps à partir de la dernière image acquise afin de replacer correctement le plan de coupe.

Une autre technique, appelée PROPELLER [29], s'appuie sur un schéma d'acquisition particulier de l'espace k. Elle est utilisée aussi bien en clinique qu'en recherche. L'acquisition se fait selon un rectangle de données passant par le centre de l'espace k, auquel est appliquée une rotation au cours du temps. Dans cette configuration, une image basse résolution correspondant à chaque temps d'acquisition peut être reconstruite. Il faut ensuite rechercher les paramètres de translation et de rotation permettant de recaler les images basse résolution obtenues. Les paramètres ainsi trouvés sont utilisés pour corriger l'ensemble du jeu de données brutes. Cette méthode s'applique très bien pour des mouvements rigides (par exemple, en neurologie) mais très peu pour l'imagerie cardiaque ou abdominale. Cependant, du fait de la rotation des directions de fréquence et de phase pendant la séquence, l'orientation du plan de coupe n'est pas libre.

Une méthode, développée au sein du laboratoire, permet d'estimer en temps réel et de façon paramétrique les mouvements dans le but d'une correction prospective [30]. Cette méthode est basée sur l'utilisation des capteurs physiologiques et est composée d'une étape de calibration d'un modèle linéaire et de l'utilisation de ce modèle.
L'objectif de cette étude, réalisée sur deux volontaires sains en imagerie cardiaque, était d'estimer les transformations affines du cœur, dues à la respiration, à partir des signaux physiologiques. Pour cela, deux capteurs ECG et deux ceintures pneumatiques ont été utilisés afin de mesurer les paramètres physiologiques. Il en ressort que l'utilisation des ECG bruts n'apporte pas d'information pertinente pour la mise en place du modèle. Cependant, l'extraction sur l'ECG de la respiration en prenant en compte la variation de l'amplitude de l'onde R constitue une donnée corrélée avec le mouvement estimé. Toutefois, cette dernière information ne peut être effectuée en temps réel de façon suffisamment précise. Au final, très peu de signaux physiologiques disponibles actuellement sont utilisables en temps réel pour cette méthode. Le développement de capteurs supplémentaires corrélés au mieux avec les paramètres de mouvement à estimer devient donc nécessaire pour l'améliorer.

Il existe de nombreuses autres techniques d'estimation de mouvement comme l'utilisation des lignes centrales de l'espace k [31], des méthodes qui utilisent une paire d'impulsion RF de tagging [32] ou encore celle basée sur la phase et la détection des contours du diaphragme [33].

1.4.3.5 Méthodes de correction rétrospectives

Les méthodes rétrospectives permettent de corriger les mouvements, aussi bien rigides qu'élastiques, à postériori. Ainsi, Batchelor *et al.* [34] proposent une formulation matricielle générale pour la reconstruction d'une image connaissant les mouvements considérés comme des champs de déplacements élastiques.

Une approche totalement automatisée est proposée par Atkinson et al. [35] en 1999 pour corriger les mouvements rigides de façon rétrospective. L'idée est de rechercher des paramètres pouvant décrire le mouvement se produisant pendant l'acquisition (rotation, translation) en optimisant une fonction de coût quantifiant la qualité de l'image reconstruite. Cette méthode ne nécessite pas d'autre information que le jeu de données brutes. Cependant, le principal inconvénient réside dans le nombre de paramètres qu'il est possible de choisir pour décrire le mouvement. Des mouvements plus complexes que de simples rotations et translations nécessiteraient un nombre trop élevé de paramètres.

Une technique de reconstruction utilisant des informations de mouvements externes au jeu de données corrompues a été proposée dans [36]. Cette solution basée sur la formulation de l'algorithme SENSE généralisé [21] permet de corriger les mouvements rigides. Dans cette technique, une séquence permettant d'acquérir des images basse résolution est intercalée dans la séquence haute résolution d'intérêt. Les paramètres de translation et de rotation sont déduits de ces images et permettent de corriger la trajectoire d'acquisition. La méthode agit comme si le référentiel était déformé (il serait lié au patient) afin de reconstruire l'image.

Une méthode de correction de mouvements non rigides, qui regroupe à la fois la méthode de Pruessmann [21] et la correction de mouvement de Batchelor *et al.* [34], a été proposée au laboratoire par Odille *et al*. [37]. Elle consiste à tenir compte des données physiologiques du patient, par l'intermédiaire de capteurs externes, dans les processus d'acquisition et de reconstruction des images. Le but de cette méthode est de supprimer les artéfacts de mouvements afin d'améliorer la qualité des images. Pour cela, un modèle a été construit afin de rendre compte des mouvements en s'appuyant sur les données physiologiques. Ces dernières constituent donc les données d'entrées du modèle. L'avantage de l'utilisation de données externes est de pouvoir prédire le mouvement indépendamment de l'acquisition en IRM (indépendamment de la séquence IRM utilisée, par exemple). Une partie entière sera consacrée à cette méthode développée au sein du laboratoire IADI.

Ces méthodes ont l'avantage de pouvoir corriger des mouvements arbitraires. Cependant, elles ne permettent pas de corriger ou de supprimer les sorties de plan de coupe puisqu'une partie des données n'est pas mesurée.
La correction rétrospective fonctionne généralement bien si l'hypothèse de base (conservation du signal) est respectée. La partie acquisition doit ainsi être effectuée de façon précise et efficace.

1.4.4. Résumé

Le mouvement est un problème récurrent lors des examens d'imagerie abdominale, cardiaque et cérébrale. Pour la synchronisation comme pour les méthodes de correction de mouvement prospectives et rétrospectives, la connaissance précise du mouvement est fondamentale afin de mieux le corriger, l'éviter ou le compenser. Cette notion peut être appréhendée de différentes façons. Cependant, dans ce qui suit nous allons nous intéresser exclusivement aux capteurs externes pour la mesure de mouvements.

1.5. Capteurs de mouvements : état de l'art

A l'origine, au cours d'un examen, les capteurs externes sont surtout utilisés pour la surveillance (ou monitorage) du patient. Elle consiste au suivi de certains signaux physiologiques afin de prévenir de toute dégradation de l'état du patient. Les signaux, les plus importants à surveiller, sont le rythme cardiaque, la pression sanguine, la respiration, la saturation en oxygène ainsi que la température. L'hostilité de l'environnement IRM rend cette tâche beaucoup plus complexe que dans les autres systèmes d'imagerie médicale tels que le scanner. Le monitorage des patients en IRM nécessite donc la mise en place d'appareils spécialisés compatibles IRM. Actuellement, un certain nombre de produits commerciaux existent dont les principaux constructeurs sont Schiller Medical, General Electric Healthcare, Invivo et Medrad.
La surveillance des patients est recommandée dès lors que le patient requiert l'observation des paramètres physiologiques suite à un problème de santé, lorsque le patient ne peut pas communiquer avec le personnel médical [38], [39] ou pour les personnes sédatées. Elle est aussi nécessaire lorsque du produit de contraste est injecté afin de prévenir tout effet secondaire.

Cependant, de plus en plus de méthodes de correction de mouvement nécessitent aussi la connaissance de cette information de façon plus précise et s'orientent vers les capteurs externes.
Dans ce qui suit nous allons présenter les capteurs utilisés habituellement en clinique. Afin de mieux mesurer les mouvements et ainsi les corriger, un certain nombre d'autres capteurs externes ont été proposés. Les systèmes à base de caméras sont de plus en plus présents mais de nouvelles solutions basées sur l'association de deux techniques sont en cours de recherche.

1.5.1. Capteurs de mouvements cliniques existants

En examen clinique, quatre capteurs sont principalement employés :

- L'oxymètre de pouls,
- Le capteur d'électrocardiogramme (ECG),
- Les échos navigateurs,
- La ceinture respiratoire pneumatique.

Ils sont essentiellement utilisés pour la surveillance du patient (contrôle du rythme cardiaque, suivi des apnées…) ainsi que pour la synchronisation des séquences. Cependant, ces capteurs présentent des défauts non négligeables.

1.5.1.1 Oxymètre de pouls

L'oxymétrie de pouls (SpO_2) est une méthode qui est utilisée pour surveiller la saturation en oxygène du sang ainsi que pour effectuer une synchronisation cardiaque lorsque le signal ECG est de mauvaise qualité.

Un capteur comprenant deux diodes qui émettent à des longueurs d'onde différentes est employé (Figure 1.16). L'oxyhémoglobine (hémoglobine saturée) absorbe l'infrarouge et transmet plus de lumière rouge alors que la carboxyhémoglobine (hémoglobine non saturée) absorbe très peu l'infrarouge. A chaque contraction du cœur, du sang oxygéné est envoyé dans les artères alors que pour la diastole par exemple, du sang appauvri en oxygène va circuler. Le pourcentage de saturation en oxygène du sang est alors mesuré. Cette méthode est facile d'utilisation et ne présente pas de perturbations vis-à-vis des gradients de champ magnétique.

Cependant, le signal obtenu ne correspond pas à la commande de l'activité cardiaque mais en est une conséquence (la saturation artérielle en oxygène) ce qui introduit un délai intrinsèque de plusieurs centaines de millisecondes. De plus, le signal est très sensible au froid, au vernis à ongles, à la couleur de peau….

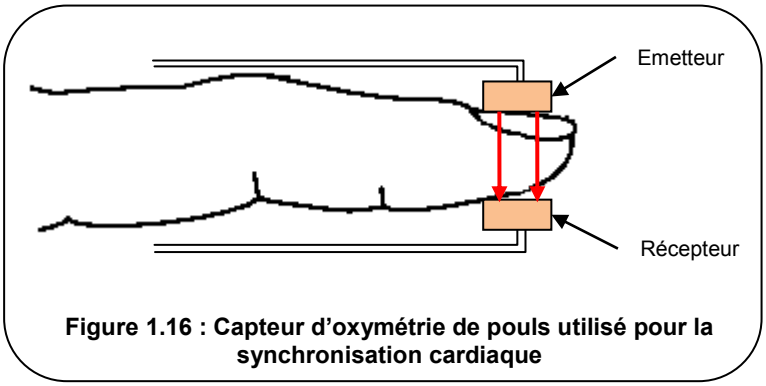


Figure 1.16 : Capteur d'oxymétrie de pouls utilisé pour la synchronisation cardiaque

1.5.1.2 Capteur ECG

Le signal du capteur ECG présente l'avantage d'être disponible pendant tout l'examen, de constituer une information à résolution temporelle élevée et d'être déjà requis pour le monitorage de la plupart des patients. Il permet de surveiller le rythme cardiaque du patient et est aussi primordial pour la synchronisation cardiaque.
Son signal est le plus souvent utilisé pour cette synchronisation. Elle s'effectue sur l'onde R qui est brève, de bonne amplitude et précède le début des phénomènes mécaniques.

Cependant, le signal ECG est très sensible à l'environnement électromagnétique (Figure 1.17) [40]. En effet, en général l'onde T augmente fortement avec le champ magnétique statique : c'est l'effet magnétohydrodynamique qui est causé par le déplacement des particules chargées électriquement (§ 2.1.1.5). Dans certains cas de figures, l'amplitude de cette onde devient supérieure à celle de l'onde R ce qui peut poser problème pour la synchronisation cardiaque qui repose sur la détection de cette onde. De plus, les gradients de champ magnétique introduisent un bruit supplémentaire sur le signal mesuré.

Le signal ECG obtenu dépend aussi fortement du positionnement des électrodes ECG par rapport à l'axe électrique du cœur [41]. Dans une situation « sur optimum », l'ECG change de signe pendant la respiration. Ainsi, la détection du complexe QRS devient difficile voire impossible.

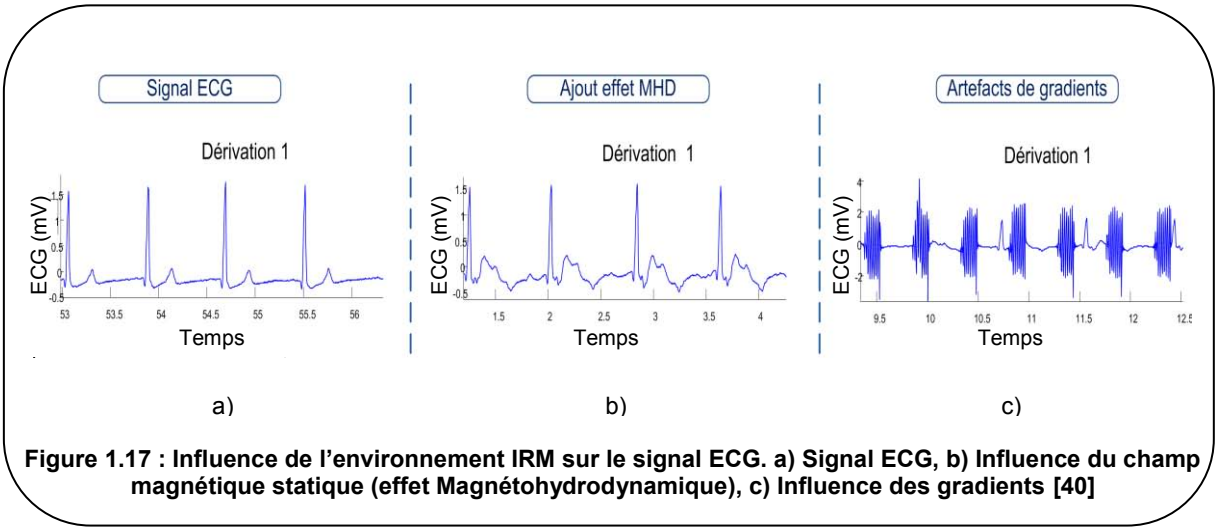


Figure 1.17 : Influence de l'environnement IRM sur le signal ECG. a) Signal ECG, b) Influence du champ magnétique statique (effet Magnétohydrodynamique), c) Influence des gradients [40]

Enfin, il est possible d'utiliser l'ECG pour extraire une information sur la respiration. Il a été démontré [41] que l'amplitude de l'onde R varie en fonction de la respiration (Figure 1.18). Cependant, cette information respiratoire n'est disponible que pour chaque QRS ce qui rend l'échantillonnage insuffisant pour une connaissance précise du mouvement respiratoire.

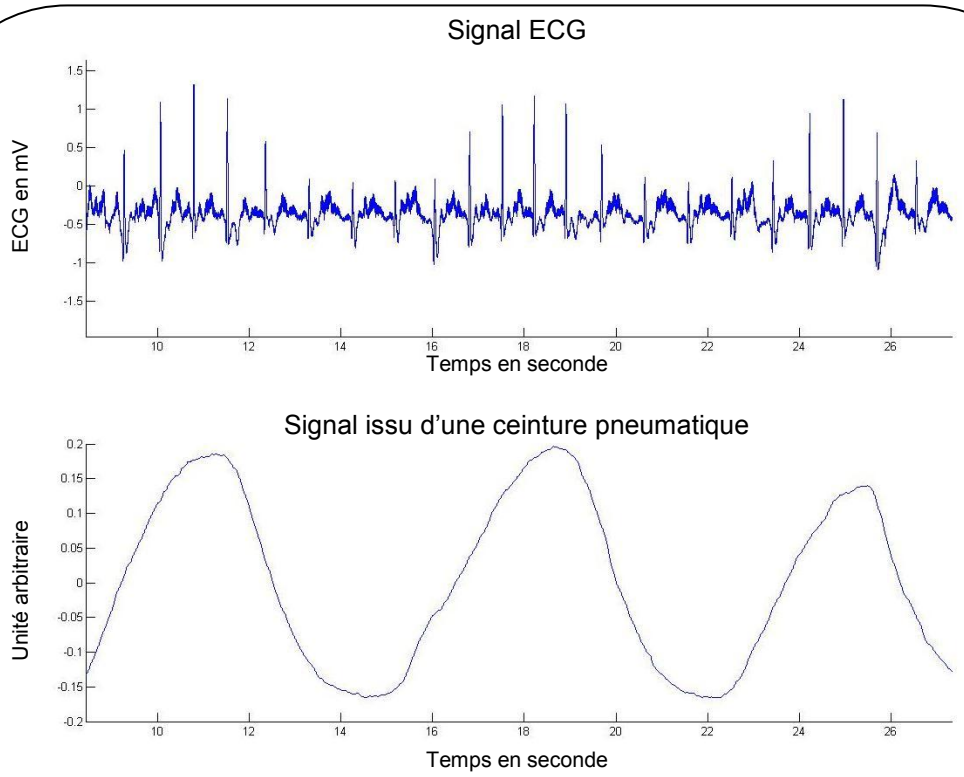


Figure 1.18 : Variation de l'amplitude de l'onde R de l'ECG en fonction de la respiration. En dessous, un exemple de signal respiratoire issu d'une ceinture pneumatique [41]

1.5.1.3 Les échos navigateurs

Les signaux issus des échos navigateurs sont parfois utilisés en tant que signaux de synchronisation respiratoire. Le principe consiste à enregistrer les mouvements du diaphragme pour que les acquisitions se fassent toujours au même moment du cycle respiratoire. Les échos navigateurs (Figure 1.19) permettent de cibler des organes et de suivre leur mouvement interne. Ce sont des signaux RMN entrelacés avec l'acquisition des données images. Les navigateurs les plus utilisés consistent en l'excitation d'une « colonne » de spin située sur le diaphragme au niveau de l'interface foie-poumon [25].

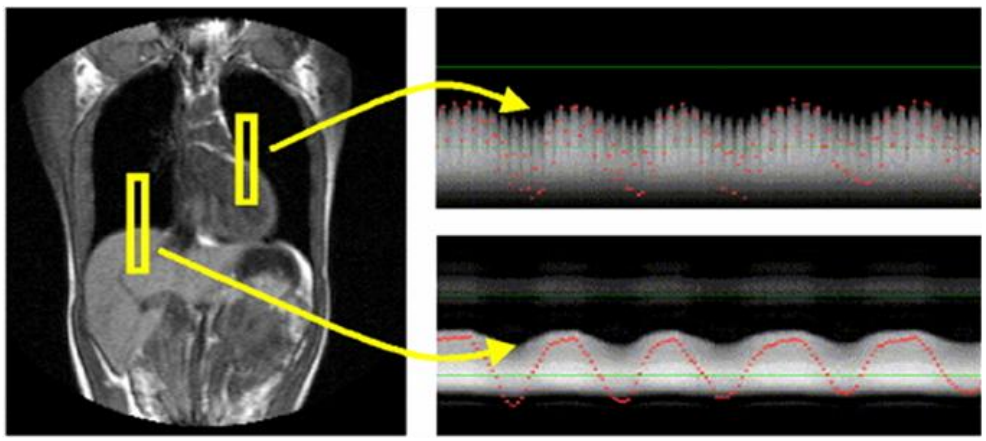


Figure 1.19 : Placement d'échos navigateurs sur une coupe coronale, pour la mesure de la respiration. Les courbes à droite représentent les profils des navigateurs en fonction du temps [25]

Les échos navigateurs constituent aussi un outil de vérification des apnées. Deux mesures sont effectuées : une première au début de l'apnée, avant l'acquisition de l'image et une seconde après celle-ci. La variation de position est donnée par la mesure du décalage entre les deux mesures. Un seuil de tolérance sur le décalage est défini par l'utilisateur, s'il est dépassé l'image est refaite.
Cependant, les échos navigateurs présentent trois inconvénients majeurs :

- Ils ne peuvent pas être situés dans la zone à imager car ils introduisent une modification de l'aimantation susceptible de créer des artéfacts dans l'image,
- Ils ne sont pas disponibles pour toutes les séquences,
- Ils ne sont utilisables que pour les interfaces à fort contraste (par exemple entre le cœur et les poumons ou entre le diaphragme et les poumons).

1.5.1.4 La ceinture pneumatique

Les ceintures respiratoires constituent le capteur externe privilégié, en examen clinique, pour la synchronisation respiratoire ainsi que pour le suivi des apnées. Le principe de ces ceintures est basé sur la mesure des mouvements thoraco-abdominaux provoqués par la respiration. Ces capteurs représentent donc un bon indicateur de l'activité respiratoire, mais donnent principalement une information antérieure-postérieure.

Il existe différents types de ceintures respiratoires selon les fabricants. Certaines comprenant des jauges de contraintes ou des éléments piézo-électriques sont peu ou pas utilisées. En effet, leurs capteurs sont situés directement dans la ceinture, ce qui a pour conséquence l'utilisation de câbles électriques pour effectuer la liaison avec la chaîne d'acquisition placée hors IRM. Dans ces cas-là, des problèmes de compatibilité électromagnétique et surtout des risques de brûlures sont à craindre (§ 2.1.3).
A ces ceintures, les fabricants préfèrent les ceintures pneumatiques [42] qui présentent l'avantage d'être amagnétiques, peu coûteuses, assez simple d'utilisation et dont la liaison jusqu'au capteur de pression, situé en dehors de l'aimant, est pneumatique.

Les signaux présentent un avantage considérable dans la détection des mouvements respiratoires. En effet, ils fournissent directement une information sur le mouvement, ou du moins, un signal fortement corrélé avec le déplacement d'une zone particulière du corps. Il a été démontré dans une étude [41] que le signal généré par une ceinture respiratoire était fortement corrélé avec la position du diaphragme. Par contre, la position de la ceinture est très importante pour cette détection et selon sa position les résultats peuvent être très disparates. En effet, la corrélation est très forte si la ceinture est placée sur la partie du corps où le mouvement est le plus important (autour de l'abdomen, par exemple, si le patient à une respiration plutôt abdominale). Mais elle est fortement réduite si le mode de respiration ne correspond pas à la position de la ceinture.

En général, une seule ceinture est utilisée en examen clinique pour des facilités d'installation. Dans le but actuel d'utilisation, c'est-à-dire pour le contrôle des apnées et la surveillance des patients, cela peut suffire. Cependant, pour des applications plus complexes telles que la synchronisation ou la détection de mouvements, deux ceintures peuvent devenir nécessaires (une placée sur le thorax et une sur l'abdomen) pour deux raisons :

- Elles donnent un signal même si le patient change de mode de respiration (respiration abdominale ou thoracique),
- Combinées entre-elles, elles fournissent une information supplémentaire sur la direction supérieure-inférieure plus représentative de la respiration.

Même si la ceinture pneumatique fournit des informations intéressantes sur la position du diaphragme, ce capteur comporte des limites. Une dérive du signal au cours du temps apparaît qui peut s'expliquer par :

- Un changement de position sur le patient pendant l'examen, dû en particulier à la forme de la ceinture,
- Un changement de température qui peut faire varier la pression,
- Des fuites dans le circuit pneumatique.

De plus, les signaux obtenus reflètent un déplacement « moyenné » de la zone où se situe la ceinture (thorax ou abdomen). En effet, ils représentent une mesure de volume (intégrale du mouvement) en un point donné. L'obtention d'une mesure ponctuelle présente un intérêt particulier car elle permet de cibler un organe précis. Enfin, l'installation de la ceinture sur un patient n'est pas aisée. Le manipulateur IRM doit soulever le patient afin de passer la ceinture autour son abdomen, ce qui dans certains cas (personnes corpulentes ou ne pouvant pas bouger) peut s'avérer délicat.

Les capteurs cliniques suffisent aux applications actuellement utiles lors d'un examen. Cependant, pour des applications plus complexes qui cherchent à connaître précisément les mouvements, ces capteurs deviennent insuffisants.

1.5.2. Caméras

Les mouvements sont particulièrement gênants pour l'imagerie abdominale ou cardiaque mais aussi pour l'imagerie cérébrale. Dans cette optique, une technique particulièrement répandue pour mesurer ou détecter les mouvements consiste à utiliser des systèmes de caméras.

Récemment, la possibilité d'utiliser un système optique de suivi de mouvements à l'intérieur de la cage de Faraday a été démontrée [43-45]. Les premiers résultats ont été présentés en utilisant les données pour la correction des mouvements de façon rétrospective en IRM fonctionnelle [46]. Dans cet article, les bases de l'utilisation d'un système de suivi de mouvement externe pour la compensation prospective des mouvements en IRM sont présentées. Le système optique proposé est capable de déterminer la position et la rotation de l'échantillon avec 6 degrés de liberté, en temps réel et avec une précision spatiale élevée.

Depuis, différentes solutions ont été présentées. Des systèmes de deux caméras infrarouges couplées à des marqueurs, positionnés sur le fantôme ou le patient, sont utilisés [47]. Ces marqueurs doivent être détectés pour pouvoir estimer le mouvement. Ce système de suivi est basé sur une reconstruction stéréoscopique de corps rigides à partir d'images en niveaux de gris. L'inconvénient majeur de cette technique est qu'au moins trois marqueurs sur quatre doivent être visibles à chaque instant pour déterminer la position. De plus, le système de cibles n'est pas forcément évident pour les patients qui doivent tenir entre leurs dents le système (Figure 1.20) [47].

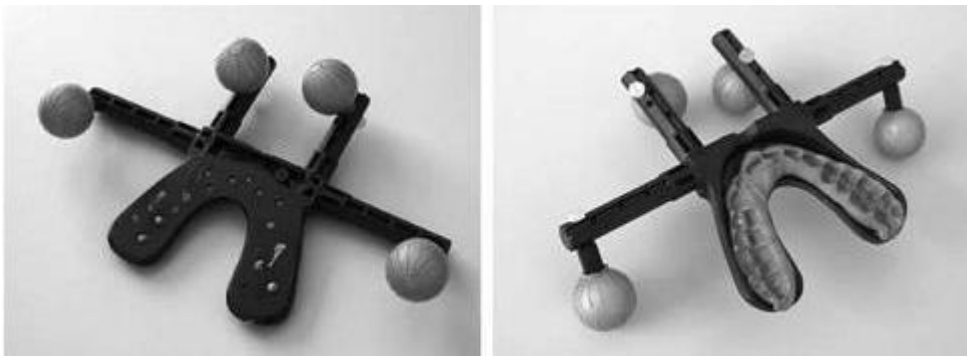
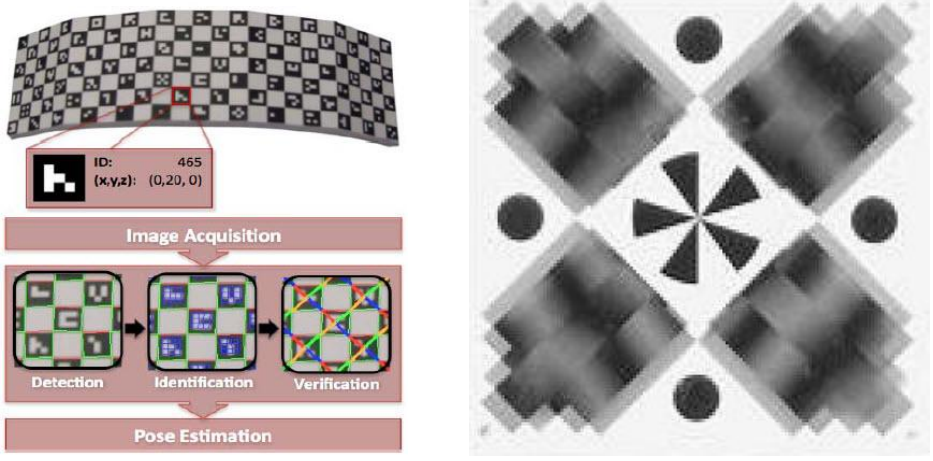


Figure 1.20 : Exemple de système cibles que le patient doit tenir dans sa bouche [47]

Une autre solution consiste à utiliser une seule caméra avec un marqueur de type échiquier (Figure 1.21a) [48-50]. Sur chaque case, un motif unique est dessiné, ce qui permet de connaître exactement l'endroit où nous sommes.

Ces systèmes de caméras sont de plus en plus présents pour déterminer le mouvement en particulier en IRM fonctionnelle [48]. Cependant, l'inconvénient majeur de ces méthodes est la visibilité des marqueurs lorsque l'antenne est positionnée sur le patient, placé à l'intérieur de l'aimant.

Une autre solution à base d'une seule caméra a été décrite [51]. Elle consiste en l'utilisation d'un « retro-grate reflector (RGR) » qui permet la détection des mouvements en trois dimensions (et donc de six degrés de liberté) à l'aide d'une seule caméra. La cible utilisée consiste en un motif moiré placé sur un substrat transparent qui peut être du plastique ou du verre. Un exemple de cible est présenté sur la Figure 1.21b. [48]
Cette technique a été récemment appliquée à la mesure de mouvements en IRM [52-54].



a) b)

Figure 1.21 : Exemples de cible pour les systèmes à base de caméras

a) Marqueur de type échiquier ainsi que l'algorithme de détection et d'identification [48]
b) Motif moiré utilisé pour les capteurs RGR [51]

Une solution utilisant des « *times of flight cameras* » en tomographie a été décrite [55]. Le principe employé dans ce type de capteur est le même que pour la télédétection par laser (LIDAR : *Light Detection And Ranging*). La distance d à un objet ou à une surface est donnée par la mesure du délai ϕ (déphasage) entre l'impulsion de la lumière laser et la détection du signal réfléchi [56] :

$$\boldsymbol{d = \frac{c}{2\times f} \times \frac{\phi}{2\times \pi}} \quad \textbf{(1.6)}$$

où c est la vitesse de la lumière et f la fréquence du signal de la lumière (signal modulé par un cosinus). Cette équation n'est valable que pour des distances inférieures à $\frac{c}{2\times f}$, ce qui est en général largement suffisant pour la mesure de déplacement du thorax ou de l'abdomen d'un patient.

Cette méthode peut ainsi être utilisée pour détecter le mouvement respiratoire en acquérant un modèle 3D du thorax ou de l'abdomen du patient.

Cependant, cette technique présente des inconvénients. En effet, des interférences peuvent survenir avec la lumière de la salle ou provenant d'autres caméras. De plus, pour que le système puisse fonctionner, le thorax ou l'abdomen du patient doit être visible par la caméra ce qui n'est pas facilement réalisable avec la présence d'une antenne de surface.

Ainsi de nombreux capteurs à base de caméras ont été proposés. Cependant, ils présentent deux inconvénients majeurs communs à toutes les techniques citées :

- La calibration de la caméra,
- La nécessité de visibilité de la cible par la caméra ce qui n'est pas toujours évident avec la présence, entre autre, de l'antenne.

1.5.3. Utilisation d'antennes RF

Dès 1988, Buikman et al. [57] ont démontré que les antennes pouvaient être utilisées comme un capteur de mesure de mouvement. L'idée principale repose sur le fait que les mouvements du patient à l'intérieur de l'antenne RF entraînent des changements de l'adaptation d'impédance de l'antenne.

L'absorption de la radiofréquence dans un corps varie avec les mouvements de la région du corps exposée au champ RF. Ces variations dans l'absorption de la RF, dues au mouvement, proviennent de l'augmentation des courants de Foucault induits dans le corps par le champ électromagnétique $\overrightarrow{B_1}$. Dans cette étude, le signal issu de l'antenne RF a été utilisé pour réaliser une synchronisation respiratoire lors de séquences d'échos de spin.
Le principal avantage de cette méthode est qu'aucun capteur supplémentaire ne doit être ajouté sur le patient. En revanche, il est toutefois nécessaire d'adapter l'antenne RF pour être utilisée à la fois en tant que système de transmission et réception du signal RF ainsi qu'en tant que détecteur de mouvement.

L'impédance d'entrée de l'antenne peut être mesurée à l'aide du paramètre S_{11} qui correspond au coefficient de réflexion à l'entrée lorsque la sortie est adaptée. Ce coefficient mesure l'adaptation de l'antenne à l'impédance de la source et est défini par l'équation suivante :

$$\boldsymbol{S_{11} = \frac{Z - Z_g^*}{Z + Z_g}} \quad \textbf{(1.7)}$$

où Z est l'impédance d'entrée de l'antenne qui varie avec la fréquence) et Z_g l'impédance du générateur (en général 50Ω).

Plus récemment [58], des marqueurs actifs ont été introduits dans l'IRM pour la mesure de mouvements en particulier pour l'IRM cérébrale.

Chaque marqueur actif est une sphère de verre remplie d'une solution d'eau mélangée avec du gadolinium. Une micro bobine réceptrice, appelée « *pickup coil* », associée à une capacité appropriée entoure chaque sphère (Figure 1.22). Le circuit résonnant est placé dans un petit boîtier en acrylique blindé pour empêcher la micro bobine de capter des signaux provenant du patient. Chaque marqueur est relié à un boîtier d'interface. Le signal reçu par chaque bobine est dominé par une fréquence correspondant à sa localisation spatiale. La transformée de Fourier de chaque signal donne la fréquence dominante et donc la position de chaque marqueur.

Les principaux avantages de ce système sont leur prix peu élevé pour la fabrication ainsi que leur facilité d'utilisation.

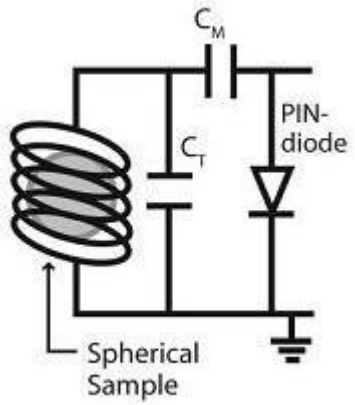


Figure 1.22 : Schéma des marqueurs actifs à base d'un circuit résonant et d'une micro bobine [58]

1.5.4. L'échographie couplée à l'IRM

L'échographie et l'IRM reposent sur des bases physiques différentes : utilisation des ondes sonores pour l'une et des ondes électromagnétiques pour l'autre. Cependant, la combinaison simultanée de ces deux techniques est possible de par cette nature physique distincte. En théorie, les signaux issus des ultrasons et de l'IRM peuvent être détectés indépendamment et sans interférence.

A l'origine, les ultrasons étaient utilisés en IRM interventionnelle pour améliorer les biopsies ou les ablations de tumeurs en combinant la vitesse temps réel des ultrasons avec le renforcement des contrastes de la tumeur en IRM [59], [60]. Ces études ont alors prouvé qu'il était possible d'associer simultanément l'IRM et l'imagerie par ultrasons.

Une autre application [61], [62] consiste à utiliser les informations fournies par les ultrasons pour la localisation spatiale des organes, de la même manière que les échos navigateurs. Dans ce cas, l'objectif est de prendre en compte les mouvements, de la respiration par exemple, pour corriger les images et ainsi améliorer leur qualité.

Ces deux études, l'une sur les fantômes [61] et l'autre sur des volontaires sains [62], montrent l'utilisation de l'échographie combinée avec l'IRM pour adapter la position de la coupe en temps réel en prenant en compte les informations d'orientation et de position issues des ultrasons. Le système utilisé se compose de trois éléments (Figure 1.23) :

- Un système standard d'échographie,
- Un PC pour recevoir les données des ultrasons et effectuer le suivi de mouvement,
- Un scanner IRM.

L'utilisation des ultrasons à la place des échos navigateurs présente certains avantages. En général, le signal d'un écho navigateur est créé par une excitation sélective d'un volume limité donnant une image linéaire 1D. En revanche, une image 2D d'une région d'intérêt peut être acquise à l'aide des ultrasons [61]. De plus, contrairement aux échos navigateurs (§ 1.4.3.2), les ultrasons ne produisent pas de modification de l'aimantation susceptible de créer des artéfacts et peuvent donc être introduits au même endroit que la zone à imager.
Cependant, la présence des ultrasons en IRM demande l'adaptation des séquences et ne peut donc pas, à l'heure actuelle, être utilisée pour toutes les séquences. De plus, l'ajout du système ultrasons est réglementé par les contraintes de l'environnement IRM.

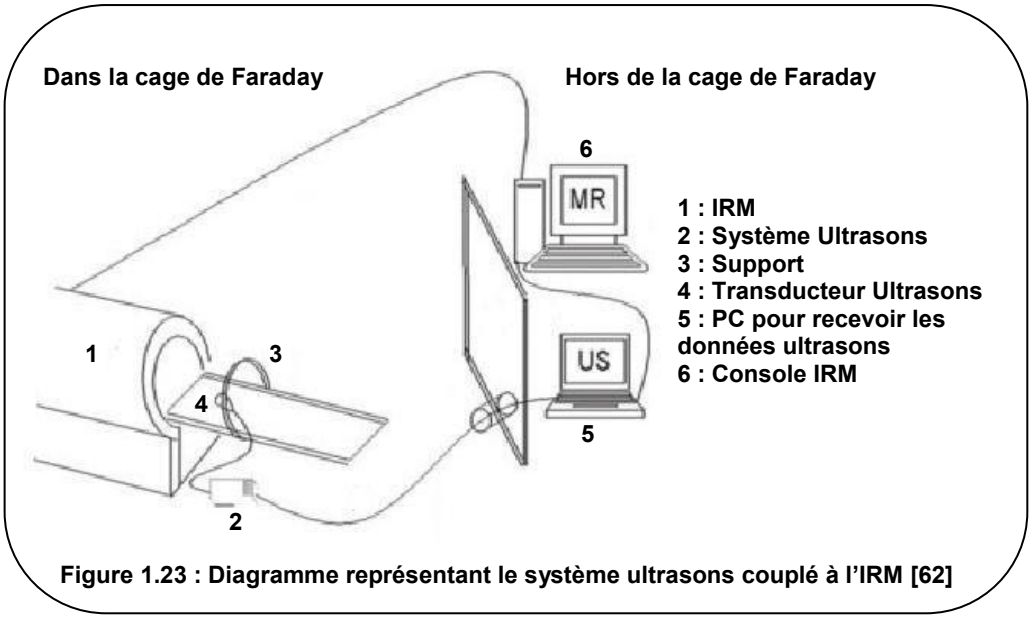


Figure 1.23 : Diagramme représentant le système ultrasons couplé à l'IRM [62]

Un récapitulatif des différents capteurs cités précédemment avec leurs avantages et leurs limites est présenté dans le Tableau 1.2.

1.5.5. Conclusion

A l'heure actuelle, quelques capteurs externes sont utilisés en examens cliniques dans le but principal de surveiller l'état ou les apnées du patient. Ils sont aussi très utiles pour la synchronisation cardiaque et/ou respiratoire. Cependant, ces capteurs ne donnent que des informations qualitatives et peu de capteurs physiologiques ont été développés pour disposer de données dans le but d'être intégrés dans des méthodes de correction des artéfacts de mouvements (autre que la synchronisation).

Etant donnée la spécificité de l'acquisition de signaux physiologiques en IRM, le cahier des charges imposé aux appareils de mesures dans la salle IRM n'est pas le même que celui des appareils de mesure classique. Cet environnement hostile rend le développement de capteurs contraignant et chaque élément constituant l'IRM va ajouter une contrainte particulière, ce qui sera développé dans la partie suivante.

	Utilisation actuelle	Type de mouvements	Avantages	Limites
Oxymètre de pouls	- Surveillance, - Synchronisation	Information cardiaque	Utilisé si l'ECG est de mauvaise qualité	- Conséquence de l'activité cardiaque (délai), - Sensible au froid, couleur de peau….
ECG	- Surveillance, - Synchronisation	Information cardiaque et respiratoire (amplitude onde R)	Résolution temporelle élevée	Perturbé par l'IRM
Echos navigateurs	- Synchronisation - Suivi des apnées	Information respiratoire ponctuelle	Intégrés dans l'acquisition (pas d'ajout de capteur sur le patient)	- Artéfacts dans la zone où ils sont situés, - Pas disponibles pour toutes les séquences, - Utilisable pour des interfaces à fort contraste
Ceinture pneumatique	- Synchronisation - Suivi des apnées - Méthodes de correction de mouvements rétrospectives et/ou prospectives	Information respiratoire moyennée	- Amagnétique - Peu coûteuse - Simple d'utilisation - Corrélée avec la position du diaphragme	- Dérive au cours du temps, - information moyennée, - Installation difficile - Gêne pour la respiration du patient
Caméras	**Recherche :** Méthodes de correction de mouvements rétrospectives et/ou prospectives	Information respiratoire ou autres mouvements ponctuelle ou moyennée	- Possibilité d'avoir 6 degrés de liberté - Utilisation en temps réel - Précision spatiale élevée	- Calibration de la caméra - Cible visible à tout moment (problème avec l'antenne) - Prix
Antennes RF	**Recherche :** Méthodes de correction de mouvements rétrospectives et/ou prospectives	Information respiratoire ou autres mouvements ponctuelle ou moyennée	- Pas de capteur supplémentaire, - Prix peu élevé, - Facilité d'utilisation	Adaptation de l'antenne
Ultrasons	**Recherche :** - IRM interventionnelle - Méthodes de correction de mouvements rétrospectives et/ou prospectives	Information respiratoire ponctuelle (même information que les échos navigateurs	- Acquisition d'une image 2D d'une ROI - Pas de création d'artéfacts	- Adaptation des séquences - Compatibilité IRM

Tableau 1.2 : Tableau récapitulatif des différents capteurs utilisés en routine clinique et en recherche

Chapitre 2 : Contraintes de développement

2.1. L'environnement IRM

L'IRM constitue un environnement électromagnétique particulier du fait des trois éléments nécessaires à la formation de l'image. En effet, le champ magnétique statique, les gradients de champs magnétiques dans les trois directions de l'espace ainsi que le champ radiofréquence viennent compliquer voire rendent impossible l'utilisation de capteurs habituels dans l'environnement IRM. Ces éléments sont à l'origine de perturbations des signaux physiologiques à enregistrer mais nécessitent aussi de repenser complètement la mise en œuvre de capteurs de mesures à l'intérieur de l'IRM en prenant en compte les contraintes de développement de cet environnement bien spécifique.

2.1.1. Champ statique

2.1.1.1 Introduction

Le champ $\overrightarrow{B_0}$ statique est créé par l'aimant principal qui est le cœur du fonctionnement de l'appareil. Il est à l'origine d'une aimantation macroscopique mesurable. Le champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ est constant et permanent. L'obtention d'images de haute résolution nécessite un champ magnétique statique homogène et très élevé (1,5T correspond à 30 000 fois la valeur du champ terrestre).
A l'heure actuelle, les imageurs cliniques ont des champs magnétiques statiques variant de 0,2T à 3T. En revanche, à des fins de recherches, l'intensité du champ magnétique peut atteindre 17T (études sur le petit animal).

Afin d'obtenir un champ magnétique homogène, trois technologies de fabrication des aimants existent :

- Aimant résistif,
- Aimant permanent,
- Aimant supraconducteur.

L'aimant résistif est peu utilisé depuis l'arrivée des supraconducteurs. Il est assez peu coûteux à la fabrication et ne nécessite pas de liquide cryogénique de refroidissement. De plus, le champ peut être arrêté en quelques secondes. Cependant, le champ magnétique maximum atteint est très faible (0,5T) et est très sensible aux variations de températures.

Les avantages principaux des aimants permanents sont :

- Leur grande fiabilité,
- Une architecture ouverte.

Cependant, il est économiquement difficile d'avoir des champs magnétiques supérieur à 0,4T.

Les aimants supraconducteurs équipent actuellement la majeure partie des imageurs cliniques mondiaux. Le principe de la supraconductivité est utilisé : certains métaux ou alliages soumis à des températures proches du zéro absolu (-273°C environ) perdent leur résistivité. Dans ce cas-là, le courant électrique circule sans perte. L'aimantation est permanente tant que les bobines constituant l'aimant sont maintenues à une température proche de -273°C. Pour cela, elles sont baignées constamment dans de l'hélium liquide (dont la température est proche de -269°C) entourées d'azote liquide. Le système de refroidissement de l'hélium ainsi que l'ensemble des éléments nécessaires rendent l'achat et l'utilisation (consommation importante d'hélium cryogénique) d'un aimant supraconducteur

très coûteux. Ces aimants permettent d'obtenir des champs magnétiques intenses et homogènes.

2.1.1.2 Effet Projectile

Comme il a été noté précédemment, le champ magnétique statique est un champ permanent et très intense auquel il faut faire attention. Les objets ferromagnétiques risquent d'être attirés par l'aimant et peuvent être projetés à des vitesses pouvant atteindre plusieurs mètres par seconde [63]. Cette force d'attraction (F) dépend fortement du volume de l'objet (V) ainsi que de sa susceptibilité magnétique (χ) et de l'intensité du champ statique (B_0). Elle est définie par la relation suivante de proportionnalité entre ces éléments.

$$\boldsymbol{F \propto \chi \times V \times B \times \frac{dB}{dr}} \quad \textbf{(2.1)}$$

Pour faire décroître plus rapidement le gradient de champ magnétique statique dans la salle IRM et que les lignes de champ soient au plus près de l'aimant, ce dernier est blindé de manière passive ou active. Le blindage passif est un dispositif très lourd et encombrant qui consiste en une grosse masse de fer ou d'acier. Le blindage actif est quant à lui, composé d'un bobinage inversé (système de contre-champ).

Le blindage actif est aujourd'hui privilégié car il permet une décroissance plus rapide du gradient de champ magnétique (Figure 2.1). Par contre, en raison du contre-champ du blindage, le champ magnétique est beaucoup plus intense à l'entrée du tunnel qu'au centre de l'appareil [64].

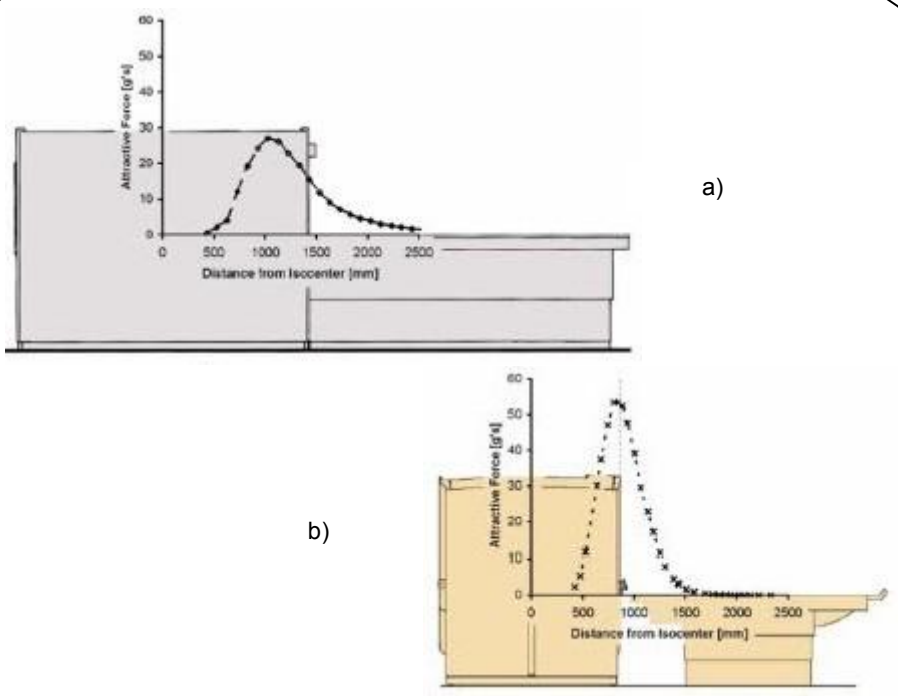


Figure 2.1 : Force d'attraction en fonction de la distance de l'entrée du tunnel pour une IRM 1,5T sans (a) et avec (b) un blindage actif [64]

L'effet attracteur se sent très tardivement mais avec une force impressionnante qui peut entraîner tout objet ferromagnétique même lourd (trombones, ciseaux, respirateurs, fauteuils roulants…) (Figure 2.2). Dans le cas où des objets sont attirés par l'aimant, ils peuvent blesser le patient ou le personnel médical mais aussi endommager l'aimant lui-même.



Figure 2.2 : Effet attracteur du champ magnétique statique

Il faut faire attention à ne pas oublier les implants chez le patient tels que les pacemakers, les défibrillateurs, … qui peuvent s'avérer ferromagnétiques et dont l'entrée du patient dans la salle IRM peut avoir des conséquences graves [38], [63], [65].

Un périmètre de sécurité est établi par la définition de la zone où le champ dépasse 0,5mT : c'est la ligne des 5 Gauss.

2.1.1.3 Dispositifs médicaux et champ magnétique statique

Le champ magnétique statique doit être le plus homogène possible afin que l'image obtenue soit de bonne qualité (rapport signal sur bruit élevé avec une résolution spatiale adaptée, absence d'artéfacts). Des matériaux possédant des propriétés magnétiques mais qui ne sont pas forcément attirés par l'aimant, sont à proscrire à l'intérieur du tunnel. En effet, leur présence pourrait provoquer des distorsions locales du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ qui se traduirait par des zones vides de signal (zones noires sur l'image) ainsi qu'une déformation de l'image.

2.1.1.4 Création de boucle de courant

La présence du champ magnétique statique peut créer des tensions parasites qui peuvent être gênantes. En effet, selon la loi de Faraday, une boucle conductrice mobile dans un champ magnétique induit un courant :

$$e = -\frac{d\varphi}{dt} = -\frac{d}{dt}\int \vec{B}.d\vec{S}(t) \quad \textbf{(2.2)}$$

Pour les imageurs de très hauts champs (3T et plus), en bougeant rapidement, il est possible de ressentir des vertiges dus à la création de courants dans le système labyrinthique de l'oreille interne [66].

2.1.1.5 Effet Magnétohydrodynamique ou effet Hall

Un autre problème que peut provoquer le champ magnétique statique est la création de l'effet magnétohydrodynamique (MHD). Il se produit dans le corps humain lorsque des particules chargées circulent dans les vaisseaux. Cet effet s'explique par la loi de Lorentz selon laquelle une particule chargée se déplaçant à une vitesse $\vec{v}$ dans un champ magnétique $\vec{B}$ induit un champ électrique $\vec{E}$:

$$\vec{E} = -\vec{v} \Lambda \vec{B} \quad \textbf{(2.3)}$$

Cet effet est très visible sur le signal ECG car le champ magnétique statique induit une tension qui modifie le signal. Il est largement augmenté lorsque le champ magnétique augmente (Figure 2.3).

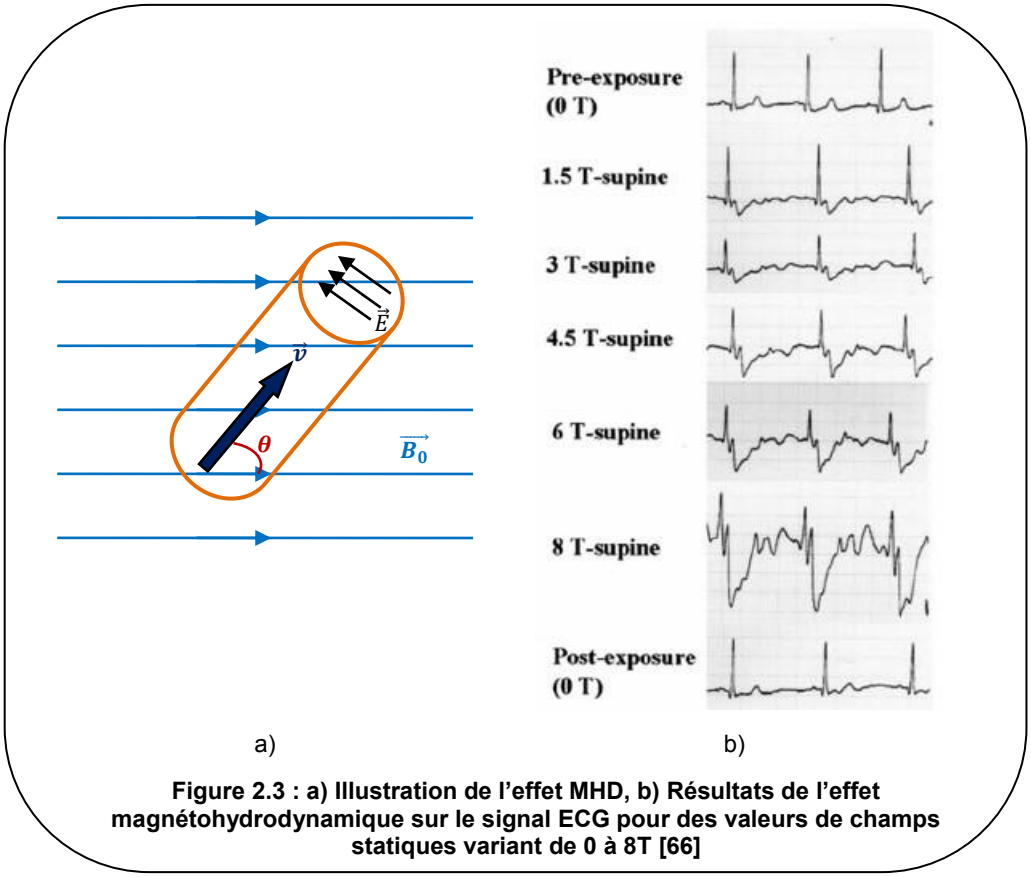


Figure 2.3 : a) Illustration de l'effet MHD, b) Résultats de l'effet magnétohydrodynamique sur le signal ECG pour des valeurs de champs statiques variant de 0 à 8T [66]

2.1.1.6 Influence sur la structure biologique

De nombreuses personnes se posent la question de savoir si l'exposition à un très fort champ magnétique peut être néfaste pour l'homme (au niveau biologique, cognitif…). Dès 1921, Drinker et Thompson [67] ont effectué de nombreuses expériences pour étudier les effets biologiques possibles sur des travailleurs de l'industrie exposés à un champ magnétique. Ils ont alors conclu que le champ magnétique statique n'avait pas d'effet significatif sur la santé de l'homme.

Depuis l'arrivée de l'imagerie par résonance magnétique, l'intérêt de comprendre les dangers potentiels associés à l'exposition à un champ magnétique statique n'a fait qu'augmenter. De nombreuses études dans ce domaine ont depuis été réalisées [63], [66], [68] mais aucune ne démontre clairement d'effet lésionnel sans toutefois démontrer avec certitude le contraire.

Des études à l'échelle cellulaire [69] ont montré que l'exposition à des champs très élevés (10T à 17T) pendant une durée de 30 à 60min peut réduire le nombre et la taille des cellules.

Cependant pour des champs inférieurs à 10T [70], la croissance des cellules, leur prolifération et la mort cellulaire ne semblent pas affectées par cette exposition.
L'effet du champ magnétique à long terme ne peut pas encore être déterminé du fait de la jeunesse de l'IRM. Cependant, il existe des manifestations sensorielles connues telles que des vertiges, des nausées ou un goût métallique dans la bouche, qui sont plus présentes avec l'augmentation du champ magnétique [63].

Néanmoins, avec le nombre élevé d'examens IRM pratiqués chaque année dans le monde (20 millions en 1999, 60 millions en 2007), et en respectant les règles de sécurité précises de l'IRM, aucun accident qui pourrait être dû au champ magnétique statique n'a été évoqué.
Un document datant de 2006 de l'Organisation Mondiale de la Santé [71] déclare qu'il n'y a aucune preuve de l'effet néfaste à court ou à long terme du champ magnétique statique de l'IRM sur la santé de l'homme.

2.1.2. Bobines de gradients de champ magnétique

2.1.2.1 Introduction

Les gradients de champ magnétique sont nécessaires au codage spatial du signal et sont commutés très rapidement. Cette variation d'intensité du champ magnétique s'ajoute au champ magnétique statique qui est bien plus puissant. Par exemple, sur une machine clinique de 1,5T de chez GE (comme celle du CHU de Nancy), l'amplitude des gradients de champ magnétique est de l'ordre de 33mT/m avec un temps de montée de l'ordre de 270µs. Leur amplitude détermine la résolution spatiale alors que le temps de montée correspond à la rapidité de commutation.

Les gradients de champ magnétique sont au nombre de trois et sont créés par des paires de bobines disposées dans chacune des directions de l'espace.

Par ailleurs, les commutations de gradients de champ magnétique sont à l'origine de forces de Lorentz qui entraînent des vibrations des bobines de gradients et de leurs supports. Ces vibrations sont la principale source du bruit caractéristique de l'IRM.

2.1.2.2 Champ électrique induit

La commutation des gradients de champ magnétique peut être responsable de courants induits dans les matériaux conducteurs selon la loi de Faraday. L'intensité du champ électrique E dans un cylindre de rayon R est donnée par la relation suivante :

$$\boldsymbol{E = \frac{R}{2} \times \frac{dB}{dt}} \quad \textbf{(2.4)}$$

Tout élément conducteur introduit dans l'IRM sera donc soumis à cette loi et sera susceptible d'être perturbé par ces courants induits.

2.1.2.3 Stimulations nerveuses périphériques

L'étude des effets biologiques produits par les gradients de champ magnétique est un des aspects importants de la sécurité des patients soumis à un examen IRM. En effet, la commutation rapide des gradients de champ magnétique peut déclencher des stimulations nerveuses périphériques (SNP) se traduisant par de petites contractions musculaires qui peuvent être désagréables et potentiellement dangereuses dans la région cardiaque, mais très peu probables avec les imageurs actuels. La première étude ayant fait part de SNP a été conduite par Cohen et *al.* [72]. Cependant, une étude théorique [73] à partir de modèle de conduction et d'activation cardiaque démontre un risque potentiel de déclencher des

arythmies cardiaques. Ce risque serait plus élevé chez les patients atteints de maladies cardiaques.
Les équipes de recherches des principaux constructeurs d'IRM (GE et Siemens) s'intéressent particulièrement à ces problèmes. Leur objectif est la mise au point de gradients de champ magnétique plus rapides, plus puissants tout en garantissant la sécurité du patient.
La cause directe de ces stimulations nerveuses n'est pas définie de manière précise mais de nombreux auteurs estiment que le champ électrique induit dans le corps humain en est la principale cause (loi de Faraday, **(2.2)**).
De nombreuses études ont été réalisées pour essayer de quantifier la valeur maximale de gradients de champ magnétique permettant de ne pas stimuler les patients et ainsi de fixer des seuils de sécurité [39]. La FDA (U.S. *Food and Drug Administration*) conseille de ne pas dépasser un seuil de 20 Tesla/seconde, inférieur d'un facteur 3 à celui de déclenchement des SNP [74].
Les zones d'excitation sont spécifiques au gradient de champ magnétique appliqué. Par exemple, le gradient de champ magnétique X aura un effet sur la région nasale, le côté gauche du thorax, la cuisse gauche, les fesses ou le bas du dos. Pour le gradient de champ magnétique Y, ce sont les omoplates, les bras, les épaules, le côté droit du thorax, les hanches, les mains et le haut du dos qui sont le plus affectés. Enfin, pour le gradient de champ magnétique Z, les omoplates, le thorax, le xiphoïde, l'abdomen et le dos peuvent être stimulés [38]. Typiquement, les stimulations périphériques se situent là où la densité osseuse est prépondérente car les os étant moins conducteurs que les tissus, les courants induits se concentrent plus facilement entre la peau et les os [75].

Il est donc important de trouver un compromis entre la sécurité du patient, la qualité des images et le temps de commutation des gradients de champ magnétique.

2.1.2.4 Dispositifs médicaux et gradients de champ magnétique

Les gradients de champ magnétique peuvent aussi perturber les dispositifs médicaux. Par exemple, l'ECG peut être fortement parasité par les commutations des gradients. Comme pour le champ magnétique statique, des courants induits, qui s'opposent aux champs de gradient et dégradent leur profil, peuvent se créer dans les matériaux conducteurs. Cependant, pour la plupart des imageurs actuels, ces courants induits sont très faibles (1000 fois plus faibles) par rapport à ceux induits par le champ radiofréquence.

2.1.3. Champ Radiofréquence (RF)

2.1.3.1 Introduction

La chaîne radiofréquence est composée de deux parties : (i) une partie émettrice et (ii) une partie réceptrice. Cet ensemble d'éléments intervient entre autre dans la sélection de coupe et l'excitation des protons. Les antennes constituent le composant principal de la chaîne RF et peuvent être à la fois émettrices et réceptrices. Elles sont accordées à la fréquence de résonance. Les contraintes de fabrication des antennes diffèrent selon le rôle qu'elles doivent jouer. En émission, l'objectif est de délivrer une excitation uniforme dans toute la partie à imager alors qu'en réception, les antennes doivent être sensibles et avoir le meilleur rapport signal sur bruit.

Deux types d'antennes existent :

- Les antennes volumiques,
- les antennes surfaciques.

Les antennes de volume peuvent contenir une région (tête, genou…) et permettent d'obtenir un signal homogène sur tout le volume exploré. Elles peuvent être émettrices et réceptrices. De même, les antennes de surface peuvent être aussi émettrices et réceptrices. En revanche, elles sont appliquées au plus près de la région à explorer. Grâce à ces antennes, le signal recueilli est important, du fait de la proximité, mais le volume exploré est limité. Elles permettent d'augmenter la résolution spatiale (diminution du champ d'exploration et diminution de l'épaisseur de coupe).
L'optimisation de la chaine RF est réalisée de façon automatique avant d'effectuer une séquence. La présence du patient dans le champ magnétique peut légèrement modifier la fréquence de Larmor, ce qui entraînera un réglage exact de celle-ci au début de tout examen. Suivant le poids du patient, la puissance d'émission est ajustée. De plus, pour éviter une saturation du signal ou au contraire une trop faible amplitude, le gain de réception est aussi ajusté.

Le champ RF (ou champ électromagnétique $\overrightarrow{B_1}$) va créer, comme les gradients de champ magnétique, des courants induits de fréquences de l'ordre du MHz. Les courants induits par $\overrightarrow{B_1}$ ne peuvent pas induire de stimulations nerveuses périphériques mais en revanche, sont dissipés sous forme de chaleur au milieu environnant et entre autre dans le corps du patient.

2.1.3.2 SAR : échauffement du patient

La dissipation dans le corps du patient de l'énergie créée par l'application d'un champ RF est largement contrôlée lors d'un examen IRM. Cet échauffement est mesuré par l'intermédiaire d'un paramètre appelé SAR (*Specific Absorption Rate*) qui correspond à la quantité d'énergie de haute fréquence absorbée par unité de temps et par kilogramme de poids corporel. Ce paramètre s'exprime en W/kg et est défini par :

$$\boldsymbol{SAR = \sigma \times \frac{E^2}{2\times\rho}} \quad \textbf{(2.5)}$$

où σ est la conductivité électrique, E est le champ électrique et ρ, la densité du tissu étudié.

Habituellement, la chaleur transmise au corps est dissipée par les mécanismes de thermorégulation (convection, radiation, évaporation ou conduction). Cependant, si la limite des capacités de régulation est atteinte, la température corporelle augmente alors.
Le SAR est dépendant de nombreux paramètres liés au patient (conductivité des tissus, son poids, son état de santé), à la température ambiante mais surtout à la séquence utilisée.

La norme IEC 60601-2-33 définit la limite maximale du SAR à 4W/kg [39], [75], [76] en moyenne sur l'ensemble du corps pendant une durée de 15 minutes. Cette limite peut être augmentée à 8W/kg en moyenne sur la tête ou le thorax et si le temps d'exposition est réduit à une période de 5min. A chaque instant, le SAR est calculé en fonction du poids du patient et l'IRM limite automatiquement l'émission RF afin de respecter la limitation imposée par la réglementation.

L'augmentation de température ΔT du corps peut aussi être calculée à partir du SAR par la formule suivante [74] :

$$\boldsymbol{\Delta T = \frac{SAR \times t}{4186 \times c}} \quad \textbf{(2.6)}$$

où t est le temps d'exposition en s, c est la chaleur spécifique du tissu en $kg^{-1}.°C^{-1}$ et 4186 est une constante de conversion en $J/kcal$ nécessaire pour obtenir les bonnes unités.

2.1.3.3 Brûlures

Les champs radiofréquences peuvent entraîner l'apparition de brûlures cutanées provoquées par la création d'une boucle conductrice à l'intérieur de l'aimant. Ces brûlures peuvent survenir au contact de câbles électriques (ECG par exemple) (Figure 2.4), de pièces métalliques (piercings, appareils dentaires…) ou bien en cas de contact cutané (mains sur le ventre, jambes croisées…) [77], [78].

Cet effet, appelé effet antenne, apparaît dès la présence d'un câble conducteur dans l'IRM. En effet, le câble conducteur peut être considéré comme une antenne RF sensible à la composante électrique de l'onde électromagnétique. Lorsqu'elle est réceptrice, l'antenne extrait la puissance de l'onde électromagnétique pour la transformer en courant. Avec un câble court, le transfert d'énergie a bien lieu mais il est faible. Si la taille de l'antenne est environ égale à la moitié de la longueur d'onde, le transfert d'énergie est alors maximum.

En IRM, l'énergie disponible étant très importante, une faible longueur de câble conducteur peut suffire à provoquer des brûlures.

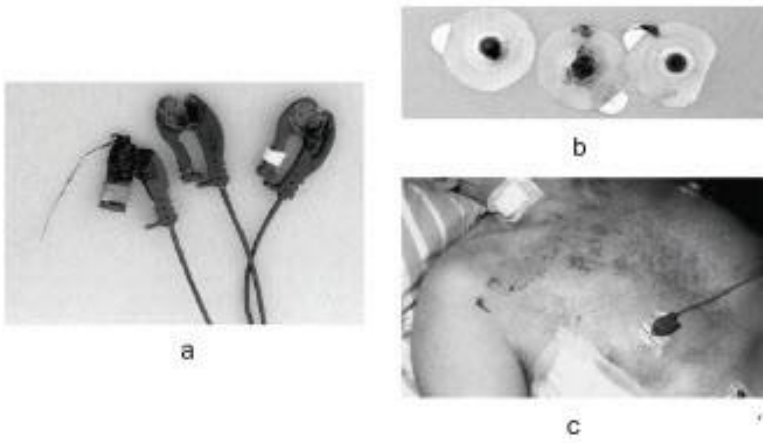


Figure 2.4 : Exemples de brûlures provoquées par la RF et l'utilisation d'un capteur ECG. a) Détériorations des pinces du capteur, b) Détériorations des électrodes et c) brûlures sur le patient [77]

Pour éviter ce genre de problème, la solution est d'éliminer tout conducteur au sein de l'aimant. Cependant, pour le recueil de signaux physiologiques tels que l'ECG ou l'EEG, la présence d'une partie conductrice est indispensable du fait de la nature électrique de l'information. Dans ces cas-là, la taille des conducteurs est limitée et les signaux sont acquis avec des câbles les plus courts possibles. Les données sont ensuite transmises par fibres optiques inertes vis-à-vis des ondes électromagnétiques [79].

Une étude de 2004 [80] a montré que le diamètre et la taille du câble électrique utilisé ont une influence sur l'augmentation de la température et donc sur le risque de brûlures.

2.1.3.4 Dispositifs médicaux et radiofréquences

Les IRM utilisés en clinique ont des champs magnétiques statiques pouvant varier de 0,5T à 3T ce qui correspond à des fréquences de résonance de 21MHz à 128MHz.

Pour isoler l'IRM des sources de radiofréquences qui utilisent régulièrement ces fréquences, l'IRM est placé à l'intérieur d'une cage de Faraday qui constitue un blindage efficace contre les ondes radiofréquences. Elle est constituée d'un maillage de cuivre qui recouvre les parois de la salle dans laquelle est placé l'aimant. L'objectif de la cage de Faraday est

d'empêcher les ondes RF produites par le système de sortir de la salle de l'aimant mais aussi d'empêcher les ondes RF extérieures d'entrer dans la salle d'examen.

Il faut cependant faire attention aux dispositifs électroniques introduits au sein de la salle IRM :

- Ils ne doivent pas émettre dans la bande passante sous peine de produire des artéfacts sur les images [16],
- Réciproquement, ils ne doivent pas être perturbés par des fréquences correspondantes aux fréquences de résonance de l'IRM afin d'assurer un fonctionnement correct.

2.1.4. Les artéfacts

2.1.4.1 Artéfact de susceptibilité magnétique

La susceptibilité magnétique est la faculté que possède un tissu ou matériau à s'aimanter en présence d'un champ magnétique (en IRM, le champ magnétique statique). A l'interface de deux tissus ayant des susceptibilités magnétiques différentes (par exemple, entre l'air et les tissus), une distorsion du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ apparaît. Ces hétérogénéités vont être responsables de perte de signal due, entre autre, à différentes fréquences de précession des protons et donc à un déphasage des spins (Figure 2.5).

Ce genre d'artéfact est très présent pour du matériel métallique ou ferromagnétique. Près de l'objet, les matériaux ferromagnétiques peuvent mener à une altération importante du champ $\overrightarrow{B_0}$ et de la linéarité du gradient de codage en fréquence [16]. Les séquences d'écho de spin sont moins sensibles à ces artéfacts que celles en écho de gradient, du fait de la présence d'une impulsion de rephasage de 180° qui permet de corriger les hétérogénéités de champ.
Même si cet artéfact est nuisible dans la plupart des cas pour la qualité de l'image, il peut être parfois utilisé. Par exemple, pour la détection des hématomes, les artéfacts de susceptibilité magnétique sont mis à profit. Comme les produits de dégradation du sang ont des susceptibilités magnétiques élevées, de petits hématomes peuvent être mis en évidence sous forme de vide de signal et à l'aide des séquences échos de gradient.

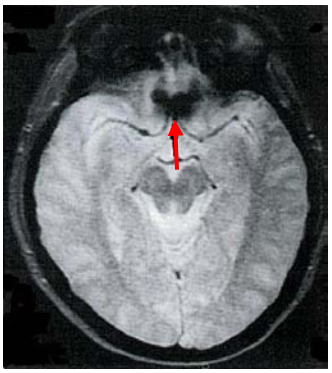


Figure 2.5 : Exemple d'artéfacts de susceptibilité magnétique

2.1.4.2 Artéfact métallique

Cet artéfact peut se caractériser par une zone vide de signal avec en périphérie un renforcement du signal et une déformation de l'image (Figure 2.6). Il est dû à des distorsions locales du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ par la présence de matériel ferromagnétique. Cette distorsion augmente avec la taille de l'objet, l'intensité du champ statique ainsi qu'avec l'utilisation des séquences de type écho de gradients. La cause la plus répandue est la présence de corps étrangers métalliques aux environs de la zone à imager. Pour cette raison, il est demandé aux patients de retirer tout objet ferromagnétique externe (bijoux, montre, dentier,

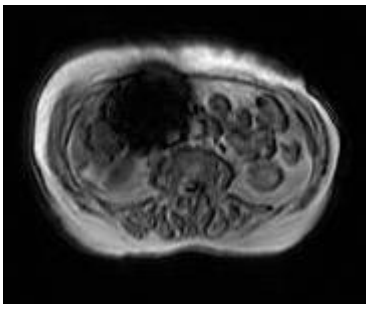


Figure 2.6 : Exemples d'artéfact métallique

ceintures…). De plus, les corps étrangers tels que des éclats ou des implants métalliques sont aussi sources de ce genre d'artéfacts. Les artéfacts métalliques sont plus prononcés sur les appareils à haut champ.
Les artéfacts métalliques et ceux de susceptibilité magnétique présentent de fortes similitudes en apparence et sont difficilement différenciables.

2.1.5. Conclusion

Le développement de capteurs est soumis aux différentes contraintes imposées par l'environnement IRM. Pour des raisons de sécurité (effet projectile, brûlures…), les règles suivantes mais contraignantes sont à respecter lors de la création des capteurs:

- Tout élément ferromagnétique est à éviter,
- La longueur des câbles électriques et la taille des capteurs doivent être réduites au maximum,
- Les capteurs doivent être non invasifs,
- La création de boucle est fortement déconseillée.

De plus, il est essentiel que le capteur réalisé ne perturbe pas l'IRM et réciproquement.

2.2. Environnement technique

2.2.1. Enregistrements des signaux physiologiques

Une plateforme dédiée à l'acquisition, à l'enregistrement et au traitement de tous les signaux provenant aussi bien des capteurs externes que de l'IRM a été développée au laboratoire lors de deux thèses [20], [81]. Cette plateforme comprend une chaîne complète d'acquisitions et de traitements allant du capteur à l'informatique de traitement numérique ainsi que diverses interfaces de communication avec le système IRM.
La plateforme d'acquisition et de traitement des signaux est composée de deux éléments principaux (Figure 2.7) :

- Une centrale de connexions des capteurs compatibles IRM basée sur un produit commercialisé par Schiller Médical et modifié au laboratoire, c'est le Maglife Recherche,
- Une unité de numérisation et de traitements des signaux en temps réel appelé SAEC (*Signal Analyzer and Event Controller*) [82].

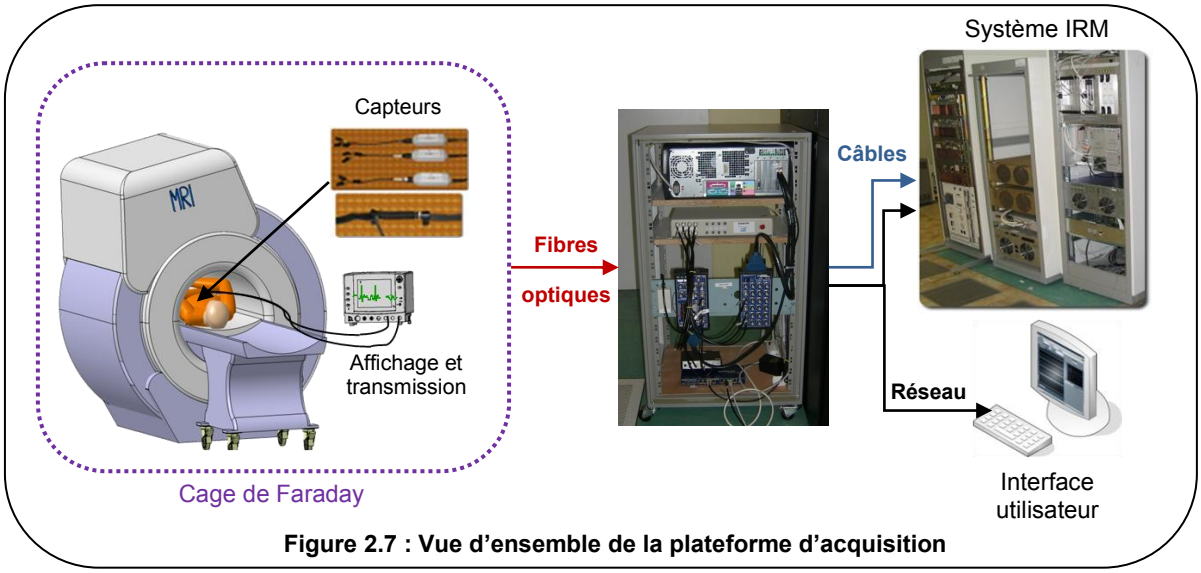


Figure 2.7 : Vue d'ensemble de la plateforme d'acquisition

La Figure 2.8 est un schéma détaillé de la plateforme d'acquisition et de traitement des signaux issus de l'IRM et des capteurs placés dans la cage de Faraday.

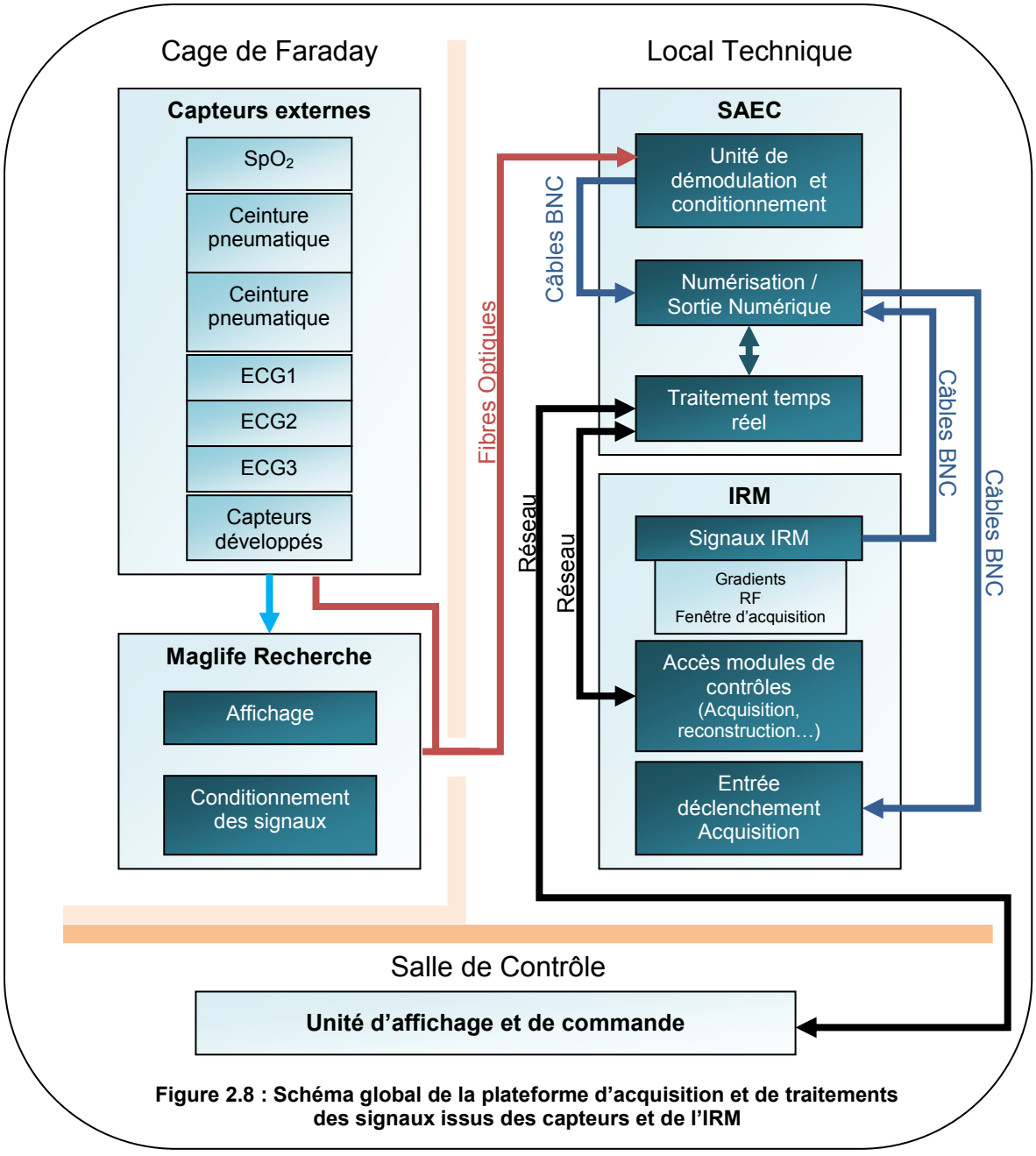


Figure 2.8 : Schéma global de la plateforme d'acquisition et de traitements des signaux issus des capteurs et de l'IRM

2.2.1.1 Maglife Recherche

Présentation

Sur les bases d'un Maglife™, appareil de surveillance des paramètres physiologiques des patients conçu pour fonctionner en IRM et commercialisé par la société Schiller Médical, le Maglife Recherche (Figure 2.9) a été développé au sein du laboratoire lors de la thèse de Cédric Pasquier [20]. Les modifications apportées au Maglife™ ont été vérifiées et validées pour l'utilisation sur l'homme par Schiller Medical.

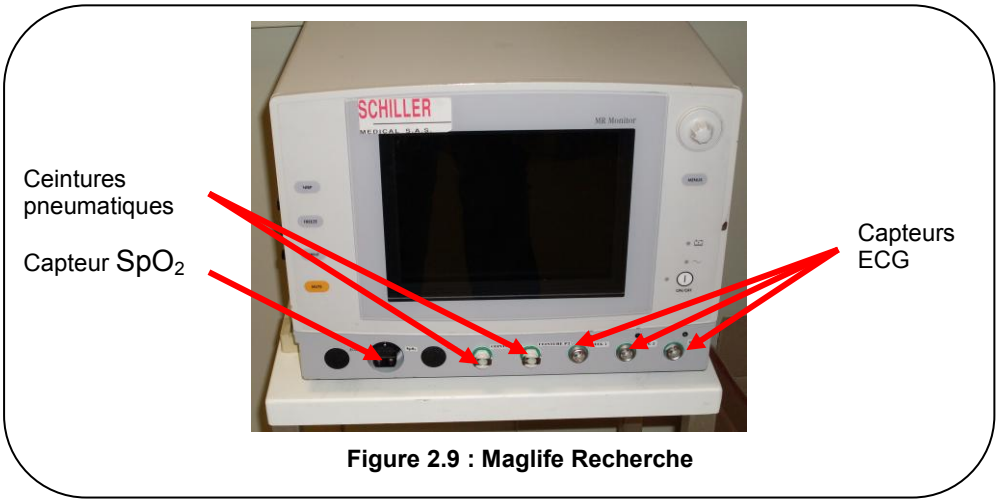


Figure 2.9 : Maglife Recherche

Sur ce système, trois capteurs ECG, un capteur SpO_2 (Schiller Médical) et deux ceintures pneumatiques (GE Healthcare) peuvent être branchés. Tous les capteurs sont utilisés régulièrement en examen clinique. La transmission en dehors de la salle IRM des signaux issus de ces capteurs se fait par fibres optiques afin de faciliter le passage de la cage de Faraday.
Par contre, les capteurs développés ne seront généralement pas connectés au Maglife recherche. En effet, les signaux issus de ces capteurs sont directement « compatibles » avec la transmission par fibre optique.

Le Maglife Recherche peut être considéré comme une centrale de connections des capteurs dont les deux objectifs principaux sont :

- L'affichage,
- Le conditionnement des signaux.

L'affichage des signaux tels que l'ECG et la SpO_2 permet à l'utilisateur d'observer l'allure des signaux en temps réel tout en étant dans la salle IRM, à côté du volontaire. Le conditionnement permet quant à lui, de moduler les signaux (soit en modulation de fréquence, soit en modulation en largeur d'impulsions) afin qu'ils puissent être transmis par fibre optique à l'extérieur de la salle.

Conception de nouvelles cartes de respiration

La ceinture pneumatique constitue le capteur de référence (gold standard) d'un point de vue des capteurs de mouvements respiratoires externes.
Suite à de nombreux dysfonctionnements des ceintures pneumatiques, constatés lors des vacations recherche à l'IRM, nous avons décidé de remplacer la carte électronique de conditionnement des signaux issus des ceintures pneumatiques par une nouvelle carte. En effet, les signaux de respiration des ceintures pouvaient devenir brusquement parasités ou incohérents.

Cette nouvelle carte présente deux objectifs :

- Etre utilisée de la même manière que la précédente (partie analogique) afin que les signaux soient intégrés dans le SAEC analogique,
- Pouvoir être contrôlée par un microcontrôleur pour un réglage plus facile de l'amplification, en vue d'un changement de technologie.

Deux fonctionnements ont donc été conçus sur la même carte :

- Un fonctionnement dit manuel où l'obtention d'un signal d'amplitude maximale se fait à l'aide de potentiomètres situés sur la coque du Maglife Recherche. Les signaux sont modulés en largeur d'impulsions (MLI) afin d'être transmis par fibre optique au SAEC, situé en dehors de la salle IRM,
- Un fonctionnement plus automatique, où l'obtention d'un signal d'amplitude maximale se fait automatiquement et en dehors de la salle IRM, à l'aide, entre autre, d'un microcontrôleur. La transmission par fibre optique est également gérée par ce dernier.

Le passage d'un fonctionnement à l'autre se fait par l'intermédiaire de jumpers et chaque partie peut être utilisée indépendamment, bien que quelques composants soient communs aux deux modes de fonctionnement.

Le capteur de pression, Honeywell 26PCA, dont la gamme de mesure est de 1psi, permet de mesurer une différence de pression par rapport à la pression atmosphérique. Ce capteur n'étant pas pré-amplifié, un amplificateur d'instrumentation (INA118) doit être utilisé. Ce type de composant amplifie une tension différentielle tout en rejetant fortement la tension en mode commun. La partie amplification du signal se fait soit à l'aide de potentiomètres numériques (fonctionnement automatique) soit par les potentiomètres analogiques se trouvant sur la façade du Maglife Recherche pour le fonctionnement manuel. De même pour le filtrage (filtre passe-bas de Butterworth de fréquence de coupure 10Hz), les résistances fixes utilisées pour la version manuelle ont été remplacées par des potentiomètres numériques.

Ce qui change fondamentalement entre les deux types de fonctionnement est la transmission des signaux aux émetteurs optiques (communication série ou MLI). Dans le cas du fonctionnement manuel, les signaux sont d'abord modulés en largeur d'impulsion avant d'être envoyés par les émetteurs optiques sur un système de démodulation du SAEC analogique. Dans le deuxième cas, après adaptation de tension (passage d'une amplitude de ±5V à une tension de comprise entre 0 et 3,3V), les signaux sont récupérés par le microcontrôleur pour être numérisés puis envoyés à l'aide des émetteurs optiques à une autre version du SAEC, développée en parallèle pour une autre application.

Un schéma synoptique est présenté Figure 2.10 avec une distinction entre les deux modes de fonctionnement.

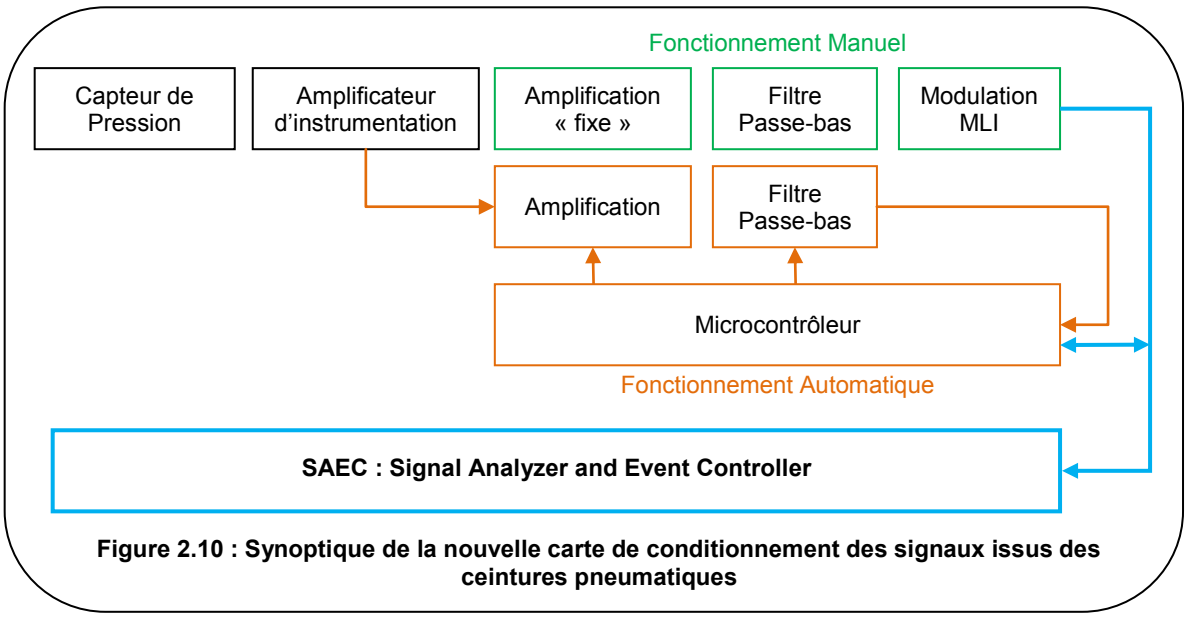


Figure 2.10 : Synoptique de la nouvelle carte de conditionnement des signaux issus des ceintures pneumatiques

Cette carte a été principalement utilisée en fonctionnement manuel du fait du manque de facilité pour passer d'un mode de fonctionnement à l'autre (utilisation de jumpers). Une carte spécifique à la partie numérique a donc été développée puis ajoutée au Maglife Recherche en plus de la carte analogique.

Cette nouvelle carte, réalisée sur les bases du fonctionnement automatique de la carte précédente, se compose de deux cartes :

- Une carte PIC (*Peripheral Interface Controller*, famille de microcontrôleur),
- Une carte respiration.

La carte PIC, utilisée pour d'autres applications (§4.2.4), comporte l'électronique nécessaire au bon fonctionnement du microcontrôleur (dsPIC33F64MC706).

La deuxième carte réalise le conditionnement des signaux issus du capteur de pression avant d'être envoyés au PIC (Figure 2.11). Ce conditionnement regroupe l'amplification, le filtrage (filtre de Butterworth du 2nd ordre, de fréquence de coupure fixe égale à 10Hz) et l'adaptation de la tension pour que les signaux puissent être envoyés sur le PIC qui ne supporte en entrée que des tensions comprises entre 0 et 3,3V.

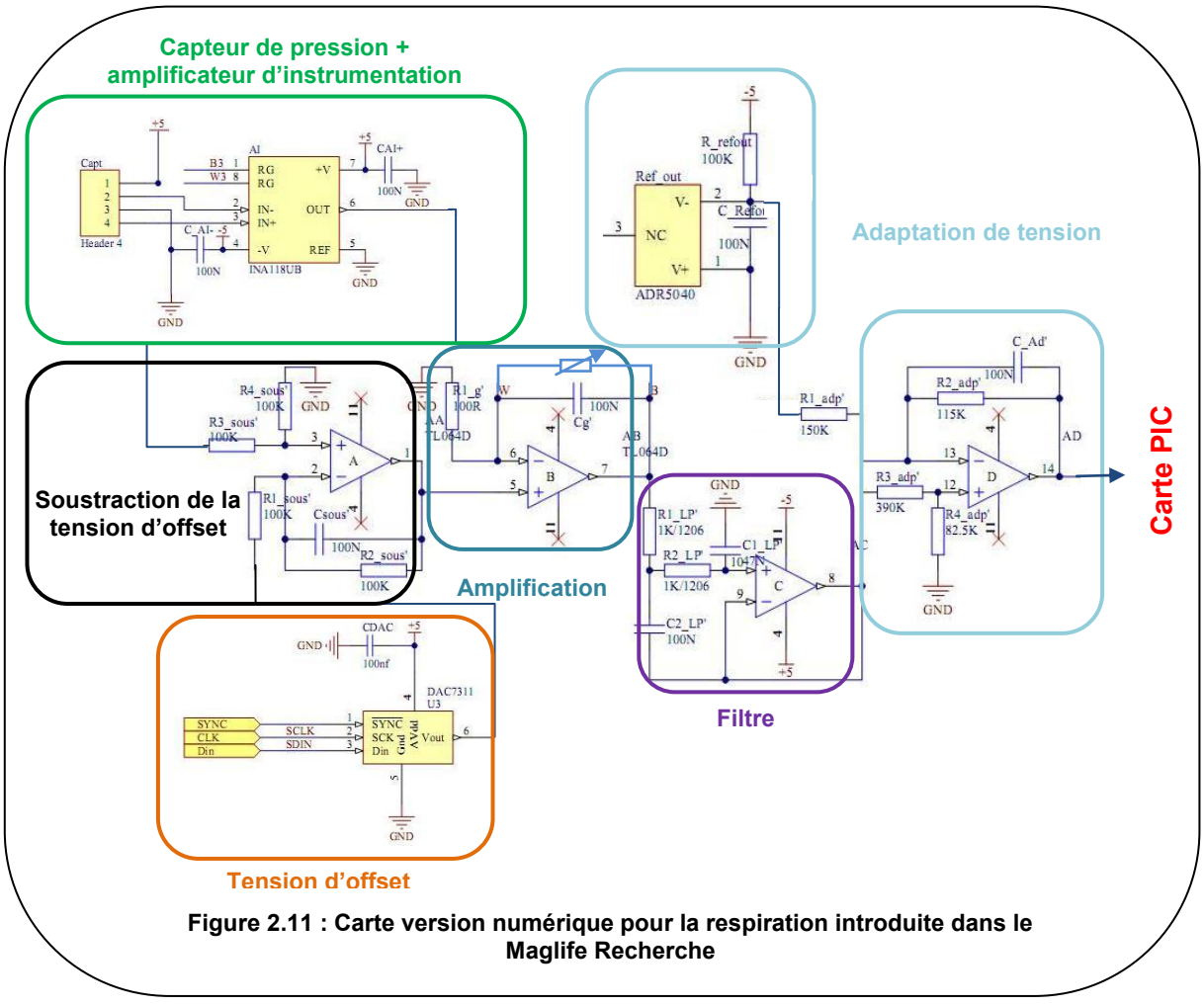


Figure 2.11 : Carte version numérique pour la respiration introduite dans le Maglife Recherche

Grâce à l'ajout de ce microcontrôleur, deux paramètres sont maintenant réglables en temps réel et en dehors de l'IRM :

- Le gain d'amplification,
- L'offset.

Le premier, réglable seulement par des potentiomètres analogiques situés sur la façade du Maglife Recherche et donc dans la salle IRM sur la version analogique, permet d'amplifier plus ou moins fortement le signal de respiration obtenu suivant l'amplitude observée et donc suivant le patient.

Le second permet de régler un décalage de tension susceptible d'apparaître lors du positionnement de la ceinture sur le patient. En effet, si la ceinture est branchée en premier sur le Maglife Recherche puis ensuite sur le patient, une pression différente de celle de référence, obtenue au moment du branchement sur l'appareil, est introduite dans la ceinture. La différence de ces deux pressions est alors non nulle et un offset sur la tension observée apparaît. Il est donc nécessaire de positionner d'abord la ceinture sur le patient avant de la brancher au Maglife Recherche ou alors de la débrancher puis de la rebrancher à l'appareil afin que la tension de référence soit la même que celle introduite dans la ceinture lors du positionnement. Cependant, à l'aide du PIC, il est possible de compenser cet offset, sans modifier la pression, mais en ajoutant (ou soustrayant) une tension à la tension obtenue en sortie du capteur (proportionnelle à la différence des deux pressions) afin que la tension finale soit proche de zéro.

2.2.1.2 SAEC : Signal Analyzer and Event Controller

Le SAEC (*Signal Analyzer and Event Controller*) [82] est un système temps réel, situé dans le local technique, hors de la salle IRM. Il démodule, numérise puis traite les signaux issus des capteurs et de l'IRM (commande de gradients de champ magnétique, enveloppe du module de la commande de radiofréquences ou fenêtre d'acquisition). Ce système permet aussi d'enregistrer à la fois les signaux issus de l'IRM et les signaux physiologiques fournis par les capteurs externes tels que les ECG, les ceintures respiratoires et les signaux des capteurs développés ou testés.

Ce système permet l'acquisition et l'enregistrement de signaux uniquement analogiques provenant soit des capteurs externes (une fois démodulés) soit de l'IRM (signaux des gradients de champ magnétique, de la radiofréquence…). L'acquisition des signaux se fait à une fréquence d'échantillonnage de 10kHz maximum mais en général, elle est réglée à 1kHz. Le schéma d'acquisition est présenté Figure 2.12.

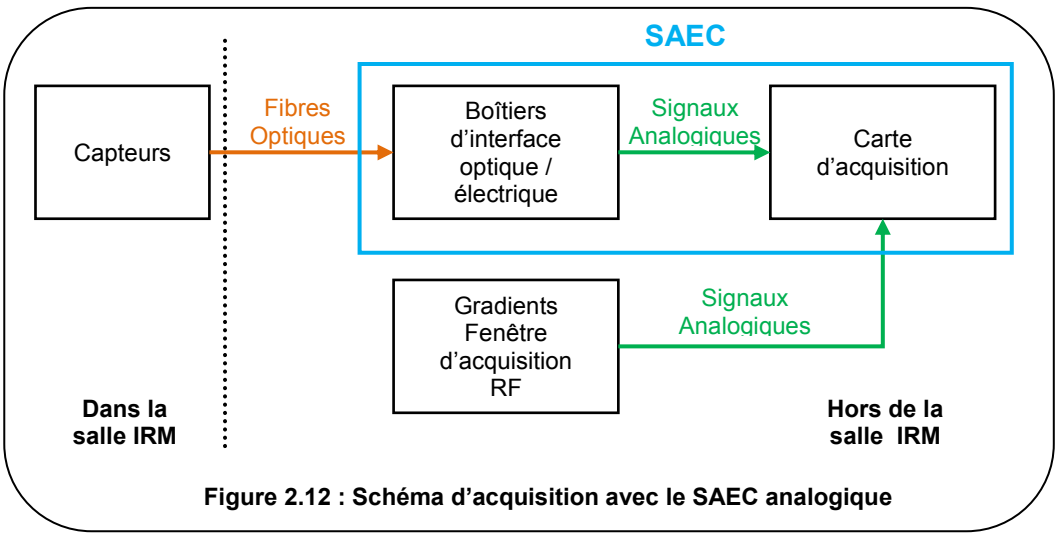
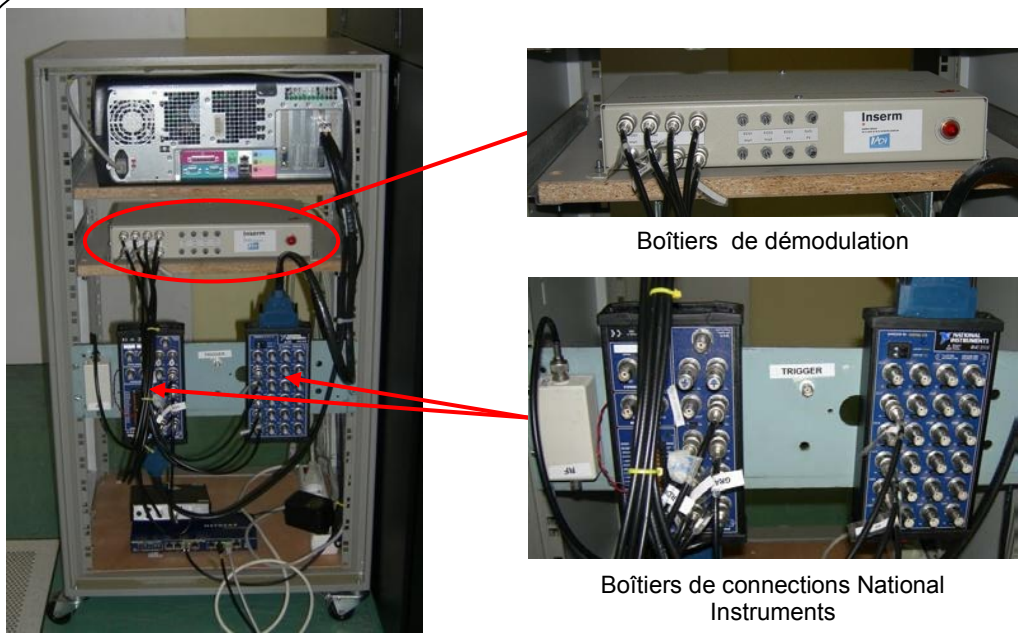


Figure 2.12 : Schéma d'acquisition avec le SAEC analogique

Le SAEC version analogique comprend (Figure 2.13) :

- Un boîtier de démodulation pour les signaux modulés en largeur d'impulsions (MLI) ou en fréquence (FM) qui permet de passer d'un signal optique (modulé) à un signal électrique (démodulé),
- Une carte d'acquisition de chez National Instruments (Austin, TX) intégrée dans un ordinateur,
- Un ordinateur pour l'interface utilisateur, capable d'effectuer aussi des post-traitements.



Boîtiers de démodulation

Boîtiers de connections National Instruments

Figure 2.13 : Version analogique du SAEC, partie réception et conditionnement des signaux optiques

L'architecture logicielle, développée sous LabVIEW™ (National Instruments, Austin, TX), se compose d'un noyau temps réel et d'une interface utilisateur permettant principalement la visualisation et l'enregistrement des signaux. Il est aussi possible de réaliser certains traitements au niveau de l'interface utilisateur. Parmi les traitements numériques implémentés dans le SAEC, se trouvent, entre autre, un détecteur QRS, un algorithme de prédiction RR développé au sein du laboratoire [83], une méthode adaptative de débruitage des ECG [84] et la possibilité de réaliser un trigger externe permettant de synchroniser l'IRM.

2.3. Caractéristiques du capteur «idéal» : cahier des charges fonctionnel

Suivant l'application souhaitée, les caractéristiques des capteurs développés seront différentes. En effet, pour la surveillance de l'état des patients, l'importance est de vérifier que le rythme cardiaque et la fréquence respiratoire sont stables au cours de l'examen. Dans ces cas là, l'amplitude des signaux n'a pas une importance primordiale.

Pour le suivi des apnées, qui constituent la méthode la plus répandue pour s'affranchir des mouvements respiratoires, le signal fourni par le capteur doit permet de vérifier que le patient a bien effectué l'apnée.

En revanche, pour la synchronisation cardiaque ou respiratoire, les signaux fournis par les capteurs externes doivent avoir une résolution temporelle élevée, ne pas dériver (en particulier pour la respiration) et être de bonne qualité.

Enfin, pour des méthodes de correction de mouvements rétrospectives ou prospectives, les exigences sont plus importantes. En plus des contraintes citées précédemment, les signaux doivent fournir une information corrélée aux mouvements afin de le corriger au mieux.

Pour l'application que nous avons, le capteur idéal doit pouvoir répondre au mieux aux spécifications suivantes :

- Mesurer les mouvements du thorax provoqués par la respiration,
- S'intégrer au système d'acquisition déjà en place,
- Respecter les contraintes de l'environnement IRM définies précédemment,
- Etre biocompatible et ne pas être dangereux pour le patient,
- Etre adaptable à différentes corpulences (enfants, personnes de fortes corpulences…),
- Etre facile d'installation,
- Avoir une dérive minimum,
- Fournir une mesure reproductible,
- Laisser passer le continu (visualisation des apnées).

En plus de ces spécifications d'ordre général, nous avons voulu savoir quel pouvait être le mouvement maximum du thorax lors de la respiration. Pour cela, nous avons déterminé les déplacements, les vitesses ainsi que les accélérations dans la zone thoracique à partir d'images rapides effectuées en IRM en coupe sagittale. Une région d'intérêt située en surface a été sélectionnée (Figure 2.14).

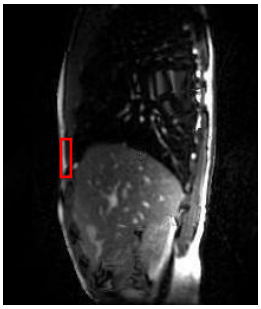


Figure 2.14 : Placement de la région d'intérêt en coupe sagittale

Ces mesures ont été effectuées sur 11 volontaires pour des respirations normales, amples ainsi que des respirations rapides (inspiration rapide, expiration rapide). Les données de vitesses et d'accélérations sont fournies respectivement par une et deux dérivées du signal de déplacement.

La Figure 2.15 représente l'amplitude des déplacements, les vitesses et les accélérations pour les 11 volontaires lors des différents modes de respiration pour des mouvements antéropostérieur et supérieur-inférieur.

En respiration ample, l'amplitude de déplacement maximale que nous avons obtenue est de 14 mm en antéropostérieur et de 9mm en supérieur-inférieur. En ce qui concerne l'accélération, la valeur maximale est de 60mm/s² en antéropostérieur et 56mm/s² en supérieur-inférieur. Ces valeurs mesurées sont encore plus importantes lors des inspirations rapides (25mm en AP et en SI) surtout pour la mesure de l'accélération (180mm/s² en AP et 276mm/s² en SI).
Pour certains volontaires, les déplacements obtenus sont faibles en respiration ample (2,1mm en AP et 0,9 en SI). Pour la mesure des accélérations, le même constat peut être effectué. Des accélérations de l'ordre de 8mm/s² en AP et 7mm/s² en SI peuvent être observées.

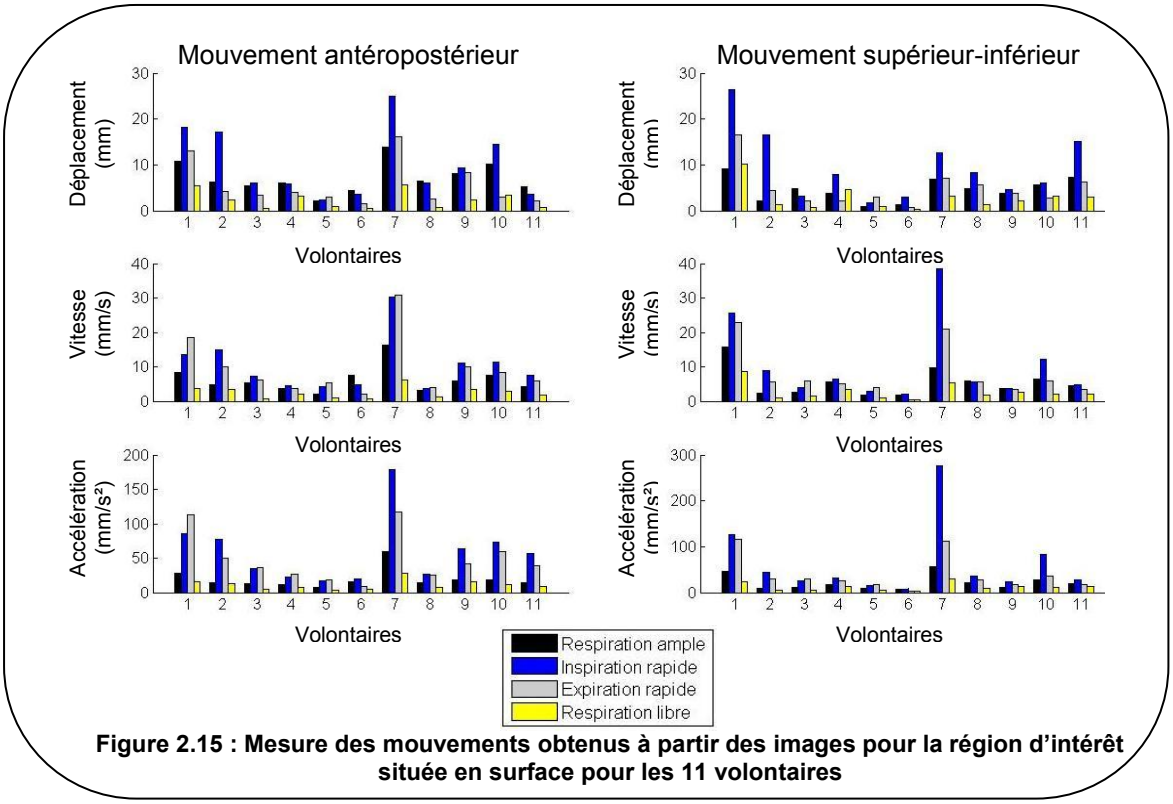


Figure 2.15 : Mesure des mouvements obtenus à partir des images pour la région d'intérêt située en surface pour les 11 volontaires

Les données précédentes représentent les variations de déplacement, de vitesse et d'accélération mais il faut savoir que le capteur doit être capable de mesurer des mouvements positifs comme négatifs. Il est donc intéressant de connaître les valeurs extrêmes de ces mesures afin de ne pas saturer le capteur.

Le Tableau 2.1 représente les valeurs extrêmes de déplacement, de vitesse et d'accélération obtenues pour les différentes respirations.

		Mouvement A-P				Mouvement S-I			
		Ample	Inspiration rapide	Expiration rapide	Libre	Ample	Inspiration rapide	Expiration rapide	Libre
Déplacement en mm	Maximum	14	25	16	6	9	26	16	10
	Minimum	2,2	2,4	1,6	0,6	0,9	1,7	0,7	0,2
Vitesse en mm/s	Maximum	16	30	31	6,1	16	38	23	8,6
	Minimum	2,1	3,7	2,1	0,8	1,7	2,1	0,5	0,4
Accélération en mm/s²	Maximum	60	180	118	29	56	276	117	29
	Minimum	7,8	17,7	9,3	2,9	6,6	7,8	2,9	2,1

Tableau 2.1 : Valeurs extrêmes de déplacement, de vitesse et d'accélération pour les différents modes de respiration

En respiration ample, les valeurs extrêmes de déplacement sont de 7,3 mm à -6,5mm alors que pour l'accélération, elles sont comprises entre -30mm/s² et 30mm/s².
Que ce soit pour le déplacement, la vitesse ou l'accélération, les valeurs les plus importantes sont obtenues en inspiration rapide et en expiration rapide. De plus, les mouvements sont légèrement plus importants en supérieur-inférieur qu'en antéropostérieur.

Suite à ces mesures obtenues, le capteur de mouvements respiratoires devra donc pouvoir mesurer :

- Des déplacements de l'ordre du millimètre avec une sensibilité d'au moins 0,2mm et des valeurs extrêmes comprises entre -13mm et 15,2mm,
- Des vitesses pouvant être inférieures à 1mm/s et dont les valeurs extrêmes peuvent atteindre -22mm/s et 20mm/s,
- Des accélérations faibles (2mm/s² au minimum) mais aussi des accélérations pouvant atteindre des valeurs de -110mm/s² à 170mm/s².

Chapitre 3 : Méthodes d'évaluation

Afin de tester les capteurs développés ou testés lors de cette thèse, nous avons utilisé des méthodes disponibles au laboratoire. Elles permettent d'une part de tester la compatibilité IRM des capteurs ainsi que leur fonctionnement. La dernière méthode présentée est une manière indirecte d'évaluer les capteurs, en les comparant au mouvement interne issu des images IRM.
Ce chapitre est ainsi consacré à la présentation de toutes ces méthodes d'évaluation des capteurs qui ont été nécessaires au bon déroulement de cette thèse.

3.1. Tests de compatibilité IRM

Avant de pouvoir tester un composant ou un capteur à l'IRM, il est obligatoire de s'assurer que le système n'est pas fortement magnétique. Pour cela, il existe un test simple. Celui-ci consiste à vérifier, à l'aide d'un aimant permanent de faible intensité, l'attraction du composant ou du capteur. Si ce premier test est concluant, c'est-à-dire peu d'attraction par l'aimant, il sera alors possible de passer à des tests de compatibilité IRM beaucoup plus poussés. Ces tests peuvent être classés en trois catégories :

- Des tests de compatibilité magnétique (attraction par le champ magnétique statique, artéfact sur l'image),
- Des tests sur les interférences entre l'objet et l'IRM,
- Des tests de l'impact des gradients sur les capteurs.

3.1.1. Tests de compatibilité magnétique

L'attraction d'un objet, susceptible de se produire dans l'IRM, dépend fortement de l'intensité du gradient spatial de champ magnétique, de la masse et du volume de matériau ferromagnétique composant l'élément par rapport à sa masse totale.

Les tests qualitatifs et visuels de cette attraction sont relativement simples à mettre en œuvre. En effet, après avoir vérifié que le dispositif à tester n'est pas attiré par un petit aimant, il est alors possible d'évaluer visuellement son attraction dans l'aimant de l'IRM. Pour cela, un objet de petite taille peut être introduit dans une boite en plastique transparente qui est approchée de l'aimant. Si le dispositif est attiré, il s'orientera suivant les lignes de champs de gradients.

Cependant, des mesures plus quantitatives à l'aide de dynamomètres peuvent être utilisées mais sont plus difficiles à concevoir sur un site clinique. A l'heure actuelle, aucun test quantitatif de l'attraction due au champ magnétique permanent n'est disponible mais des études sont en cours afin de réaliser un système permettant de mesurer ce phénomène.

Une fois les tests d'attraction réalisés, il est nécessaire de passer aux tests concernant les artéfacts provoqués par les capteurs sur les images. Ces artéfacts peuvent être gênants car ils peuvent entraîner des « vides de signal » et/ou des distorsions sur l'image (§ 2.1.4) et masquer une information cruciale pour le diagnostic. Ces tests constituent donc un passage obligatoire lors de la réalisation d'un dispositif compatible IRM.

Un protocole de tests des artéfacts a été mis en place en se basant sur les recommandations de l'ASTM (*American Society forTesting and Materials*) [85]. Pour l'ASTM, un pixel d'une image est considéré comme faisant partie d'un artéfact si son intensité est modifiée d'au moins 30% entre l'image sans dispositif et l'image avec l'objet à tester.
Pour effectuer ce protocole, le fantôme utilisé est le T01 de chez SpinSafety qui est homogène et de diamètre est de 19cm (Figure 3.1). Le fantôme est placé à l'intérieur de l'antenne thoracique qui repose sur une structure en bois. Le test se déroule en deux étapes. La première consiste à réaliser une série de séquences sans aucun objet sur le fantôme et dans la seconde, les mêmes séquences sont appliquées mais cette fois l'objet à tester est

placé sur le fantôme. D'une série à l'autre, les mêmes coupes sont effectuées et il est important de ne pas bouger l'antenne ou le fantôme entre les deux parties. Tous les tests ont été effectués à l'IRM 3T du CHU de Nancy (Signa HDxt, GE Healthcare, Milwaukee, WI).

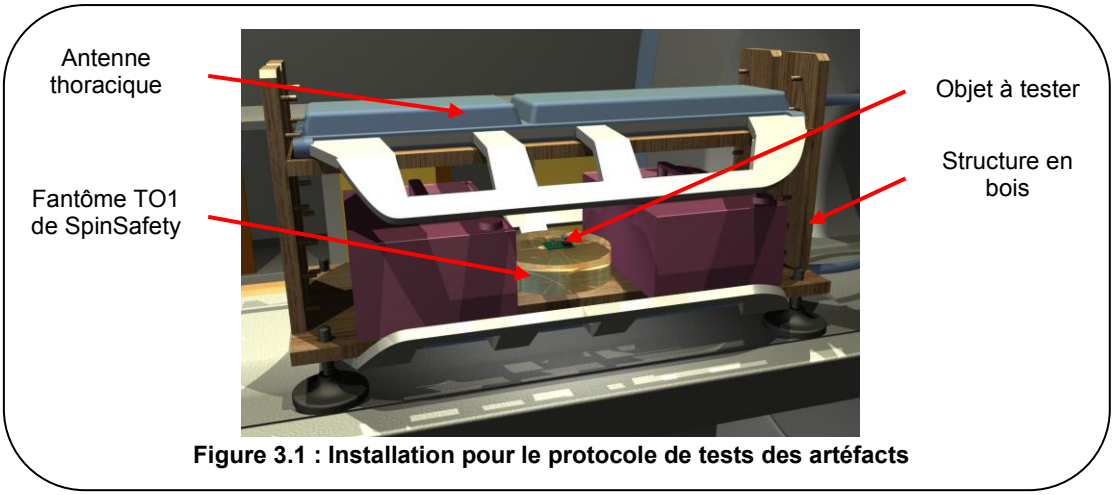


Figure 3.1 : Installation pour le protocole de tests des artéfacts

Un récapitulatif des séquences est donné dans le Tableau 3.1.

Séquences	Coupe	Fréquence
Spin Echo	Axiale	Droite - Gauche
Spin Echo	Axiale	Antéropostérieur
Spin Echo	Coronale	Supérieur - Inférieur
Spin Echo	Coronale	Droite - Gauche
Spin Echo	Sagittale	Supérieur - Inférieur
Spin Echo	Sagittale	Antéropostérieur
Echo de Gradient	Axiale	Droite - Gauche
Echo de Gradient	Axiale	Antéropostérieur
Echo de Gradient	Coronale	Supérieur - Inférieur
Echo de Gradient	Coronale	Droite - Gauche
Echo de Gradient	Sagittale	Supérieur - Inférieur
Echo de Gradient	Sagittale	Antéropostérieur
Echo de Gradient 3D		Supérieur - Inférieur

Tableau 3.1 : Tableau récapitulatif du protocole de test des artéfacts sur les images produits par un objet

Un programme de calcul de la taille des artéfacts provoqués par l'objet en question a été développé au sein du laboratoire. Pour pouvoir fonctionner, le programme réalise une différence entre l'image sans objet (référence) et celle avec l'objet à tester. L'interface de ce logiciel de calcul est présentée Figure 3.2.

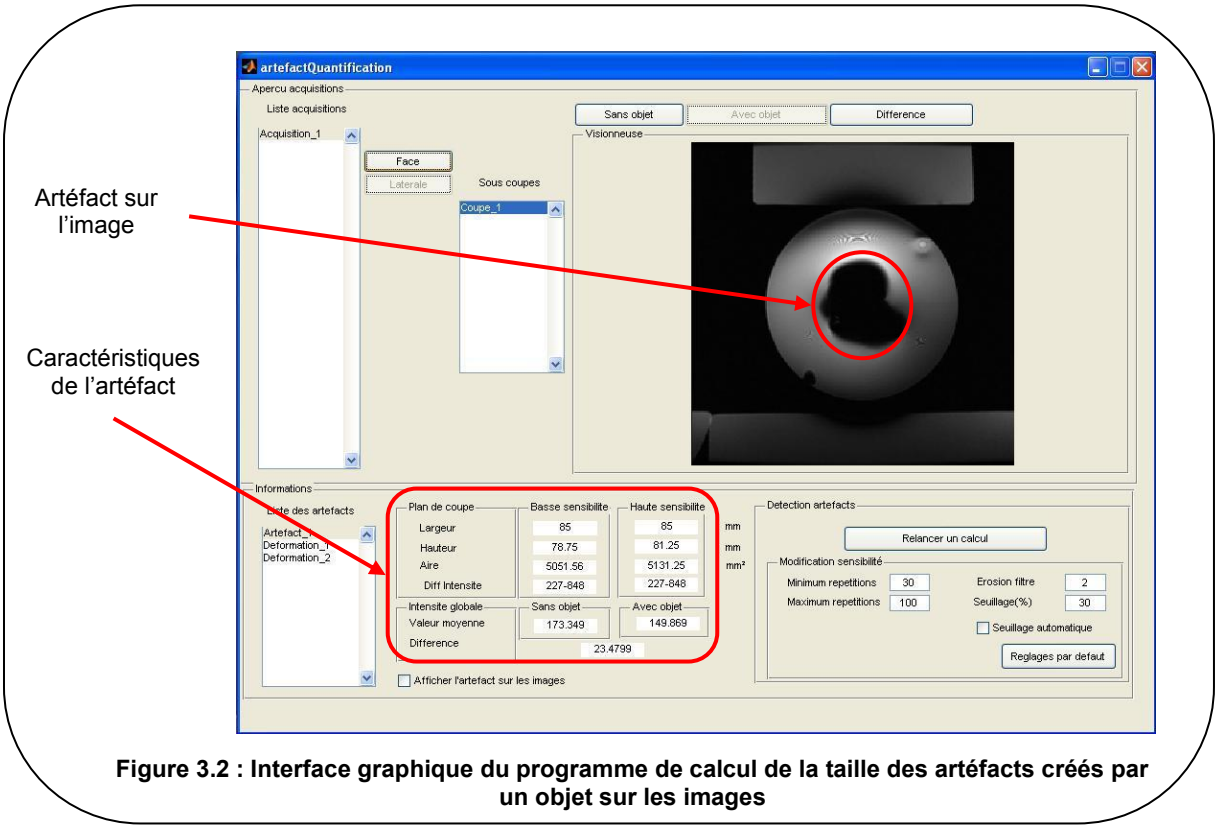


Figure 3.2 : Interface graphique du programme de calcul de la taille des artéfacts créés par un objet sur les images

3.1.2. Tests sur les interférences entre le dispositif et l'IRM

Les dispositifs introduits dans l'IRM ne doivent pas émettre de signaux radiofréquences dans la bande passante de l'appareil. Afin de mesurer ce spectre, il est possible d'utiliser un outil de tests dédié à la maintenance et disponible pour les deux IRM du CHU de Nancy. Ce test de compatibilité Radiofréquences consiste à inspecter toute la bande passante (1MHz autour de 128MHz pour la 3T et 1MHz autour de 64MHz pour la 1,5T) dans le but de tester la présence ou non de fréquences parasites. Le test permet de certifier si le dispositif développé émet des fréquences parasites susceptibles d'altérer la qualité des images. Pour effectuer ce test, l'antenne tête est utilisée et l'objet à tester est placé en dehors de cette antenne directement sur la table d'examen.

Trois niveaux de résultats existent :

- Aucune fréquence n'est enregistrée dans le spectre, le test est réussi,
- Quelques fréquences sont enregistrées mais de faible intensité, le test est réussi mais avec une pondération quant à la qualité de l'image,
- Beaucoup de signaux sont enregistrés. Des fréquences parasites perturbent l'image, le test ne passe pas car la qualité de l'image est beaucoup trop altérée.

Le résultat final est obtenu soit sous forme d'un fichier texte avec les différentes valeurs des fréquences, soit sous forme d'image qui met en évidence les lignes perturbatrices (Figure 3.3).



Test Réussi | Test Réussi mais qualité de l'image diminuée | Test échoué

Figure 3.3 : Tests sur les interférences par les radiofréquences

3.1.3. Tests de l'impact des gradients sur les capteurs

Afin de tester l'immunité des capteurs vis-à-vis des gradients de champ magnétique qui induisent des courants dans les matériaux conducteurs, un protocole de tests comprenant une séquence élaborée au sein du laboratoire ainsi que des séquences cliniques a été mis en place.
Pour la séquence développée en interne, il est possible de régler les différents paramètres des gradients dont la forme est trapézoïdale :

- Le temps de montée (t_{up}) et le temps de descente (t_{down}) identiques pour les 3 gradients,
- Le début de chaque gradient ($t_{startX}, t_{startY}, t_{startZ}$). Ce paramètre permet de séparer l'émission des gradients ou de les combiner,
- La durée du plateau de chaque gradient ($t_{lengthX}, t_{lengthY}, t_{lengthZ}$),
- Les amplitudes des gradients (A_X, A_Y, A_Z) variables au cours de la séquence, selon un facteur d'échelle.

Un schéma récapitulatif des différents paramètres réglables dans cette séquence est donné par la Figure 3.4.

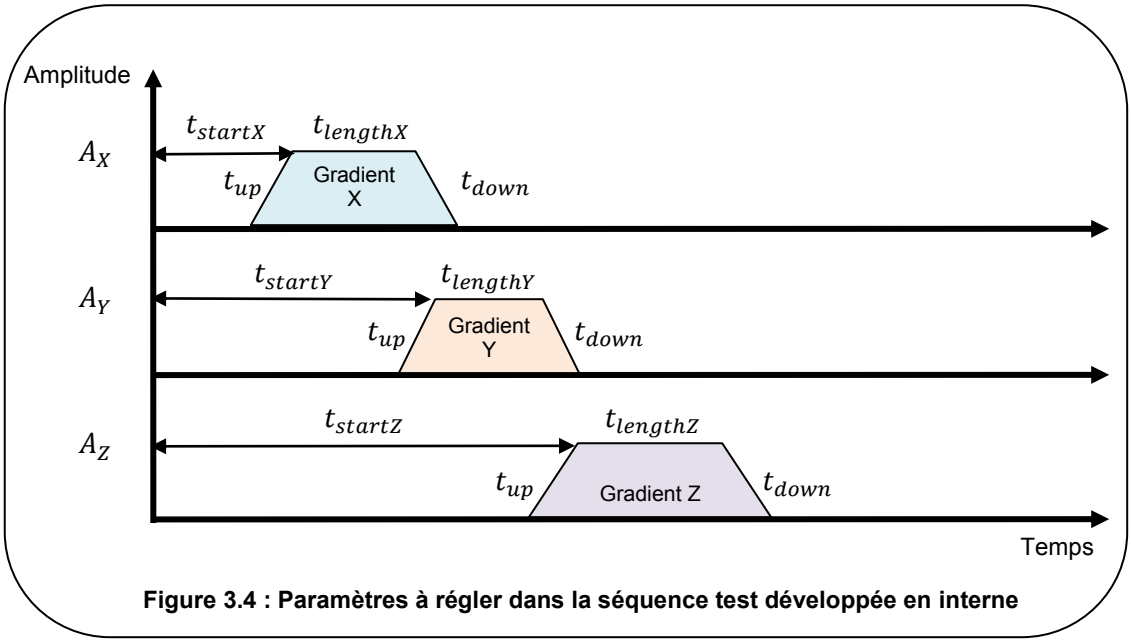


Figure 3.4 : Paramètres à régler dans la séquence test développée en interne

Après avoir effectué la séquence développée en interne, tout en changeant les différents paramètres cités précédemment, un protocole de test pour les séquences utilisées habituellement en clinique et réputées perturbatrices a été défini (Tableau 3.2).

Séquences	FOV (en cm)
Diffusion	24
Diffusion	60
Single Shoot Fast Spin Echo (SSFSE)	24
Fast Spin Echo (FSE)	24
Echo de gradient EPI (Echo Planar Imaging)	5
Echo de gradient EPI (Echo Planar Imaging)	99
Fast Imaging Employing the Steady State (FIESTA)	26
Spoiled Gradient Echo (SPGR)	32
Spin Echo (SE)	32

Tableau 3.2 : Tableau récapitulatif du protocole de test de l'impact des gradients sur les capteurs en utilisant les séquences cliniques

L'impact des gradients est variable selon le placement du capteur par rapport au positionnement de la coupe et du champ de vue. En effet, les gradients de champ magnétique sont linéaires uniquement dans le champ de vue. Si le capteur est positionné en dehors de ce champ de vue, il subit alors des variations de champ magnétique non contrôlables et surtout non linéaires. Il est donc intéressant d'effectuer certaines séquences avec des champs de vue plus ou moins grands pour voir l'influence des gradients sur les signaux lorsque les capteurs se trouvent ou non dans la région à imager.

Pour faciliter la visualisation des résultats, les séquences seront regroupées en trois catégories :

- Les séquences GRASS,
- Les séquences cliniques avec un champ de vue considéré comme petit (inférieur à 26 cm),
- Les séquences cliniques avec un champ de vue considéré comme grand (supérieur à 26 cm).

3.1.4. Enregistrements des signaux issus des capteurs

Trois séries d'enregistrements sont en général effectuées lors des tests sur les capteurs :

- Des enregistrements hors IRM. Les capteurs sont installés sur la table d'examen mais ne sont pas introduits dans le tunnel. Dans ces conditions, l'influence du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ est considérée comme nulle et les enregistrements peuvent être considérés comme la référence des signaux,
- Des enregistrements dans l'IRM mais sans séquence. La table comprenant l'ensemble de l'installation (capteurs et fantômes) est introduite dans le tunnel. Ces enregistrements permettent d'observer l'influence du champ magnétique $\overrightarrow{B_0}$ sur les signaux des capteurs,
- Des enregistrements dans l'IRM avec les séquences. L'objectif est alors de voir l'influence de la combinaison de tous les éléments nécessaires au bon fonctionnement de l'IRM (gradient de champ magnétique, radiofréquence et champ magnétique statique).

3.2. Validation technique

Une fois la compatibilité IRM des capteurs testée, leur fonctionnement en conditions réelles (en IRM et mesure de mouvements) est aussi étudié. Pour cela, deux plateformes de mouvements compatibles IRM ont été développées afin de simuler, entre autre, des mouvements respiratoires.

3.2.1. Plateforme de translation verticale

Afin de tester les capteurs et de simuler des mouvements, une première plateforme a été développée lors d'une thèse précédente [20]. Cette plateforme permet une translation verticale (selon l'axe y de l'IRM) avec des mouvements d'amplitudes comprises entre 10 et 30mm.
La plateforme mobile a été conçue au sein du laboratoire et réalisée par une entreprise extérieure. Elle est composée d'un support amovible assurant un mouvement de translation verticale homogène (Figure 3.5).



Figure 3.5 : Plateforme mobile

Les déplacements sont assurés par un ballon d'anesthésie (Siemens Médical) situé sous le croisillon du support amovible, dont la dynamique de gonflement est réalisée par un respirateur (Siemens, Servo 900), compatible IRM (Figure 3.6).

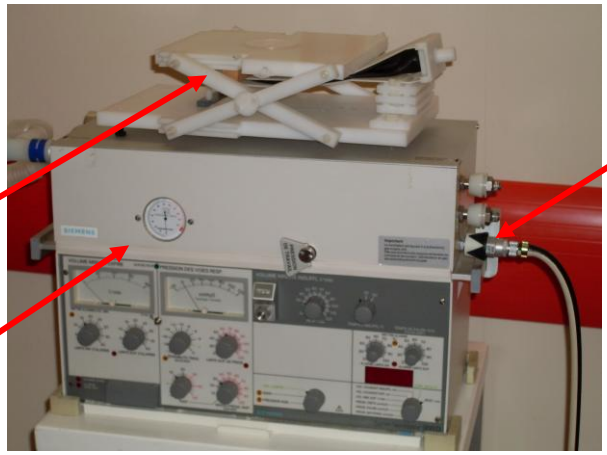


Figure 3.6 : Respirateur compatible IRM et branchement à la plateforme mobile

Le ballon d'anesthésie permet de mimer la résistance mécanique et la distensibilité ou compliance (capacité à se dilater en réponse à une diminution de pression) des poumons.

Différentes caractéristiques qui auront une influence sur le mouvement obtenu sont réglables par le respirateur :

- La fréquence de respiration (en respirations par minute),
- L'amplitude du mouvement par l'intermédiaire du volume (en L / min),
- Le temps d'insufflation (en %) qui correspond au rapport entre le temps en inspiration et celui en expiration.

Le respirateur utilisé ne fonctionne qu'avec l'air médical (entrée d'azote condamnée) et peut être raccordé aux prises murales disponibles dans la salle IRM.

Grâce à une structure en bois réalisée au laboratoire, il est alors possible d'utiliser une antenne de surface (type antenne cardiaque) pour effectuer les mesures sur fantômes. Un exemple de la disposition de l'ensemble des éléments est présenté (Figure 3.7) lors d'un test de capteurs de mouvement.

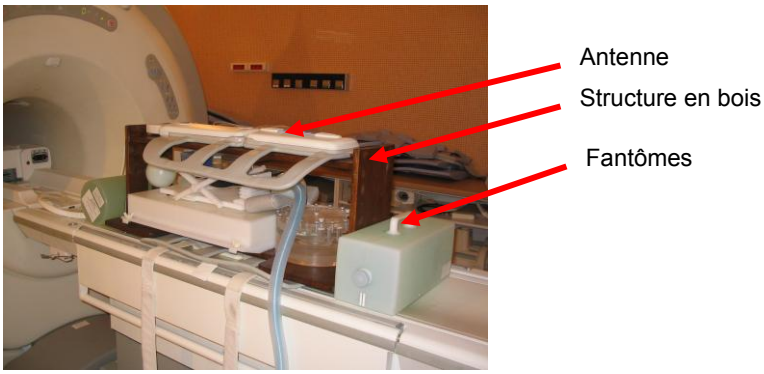


Figure 3.7 : Placement de l'antenne lors de tests sur fantômes

Ce système est très utile pour les mouvements à une dimension mais devient insuffisant lorsque d'autres plus complexes veulent être simulés. Une autre plateforme mobile a donc été développée dans le but d'ajouter un mouvement supplémentaire.

3.2.2. Plateforme de translation horizontale

Pour compléter ce mouvement unidirectionnel, une nouvelle plateforme, composée d'une partie fixe et d'une partie mobile, a été développée afin de réaliser un mouvement horizontal (selon l'axe z de l'IRM). Ce système, intégré directement sur une ancienne table d'examen permet d'obtenir des déplacements de fantômes (poids maximum 10kg) compris entre 0 et 160mm à des vitesses pouvant aller jusqu'à 90 mm/s.

Une carte d'électronique de puissance comprend un microcontrôleur de la famille des PIC (dsPIC33F). Elle est alimentée par deux batteries de 12V chacune et permet de commander le vérin afin de faire bouger la partie mobile de la table à laquelle il est attaché. Ce PIC envoie les paramètres dont à besoin le vérin pour effectuer le mouvement souhaité. Un programme spécial permet de définir le type de mouvement souhaité et les paramètres correspondants.

Un support supplémentaire a été ajouté afin de pouvoir positionner facilement l'antenne sans « écraser » le fantôme (Figure 3.8).

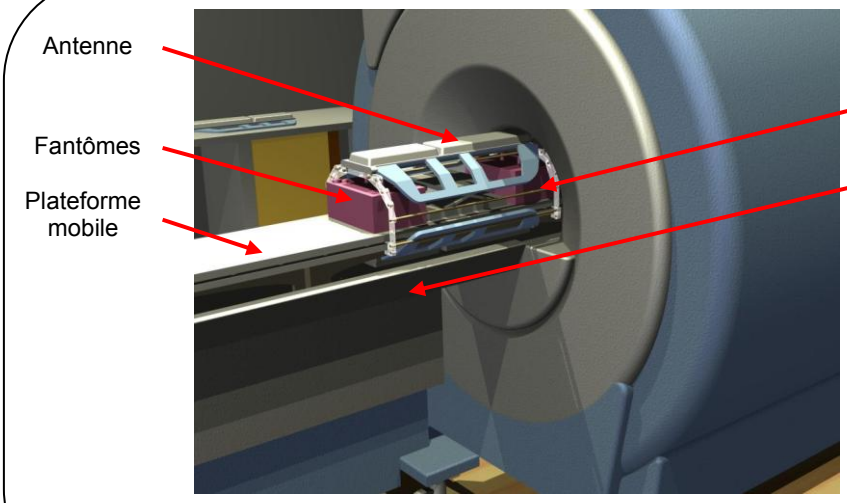


Figure 3.8 : Support de l'antenne positionné sur la plateforme de mouvement horizontal

3.3. Mesure du mouvement sur l'image

3.3.1. Présentation

Pour pouvoir valider les capteurs développés, une méthode de référence est nécessaire. L'utilisation de capteurs cliniques comme référence n'est pas appropriée dans tous les cas. En effet, les capteurs développés ne mesurent pas forcément la même chose ni de la même façon que les capteurs cliniques.

De plus, nous cherchons à développer des capteurs externes non invasifs, associés éventuellement à une méthodologie, pouvant nous renseigner à tout moment sur la position des organes. Pour vérifier que nos capteurs représentent bien le mouvement souhaité, il est nécessaire de connaître simultanément le mouvement réel et les signaux externes.
Les méthodes de recalage de chaque image d'une série par rapport à celle de référence sont souvent utilisées en traitement d'image. Il en existe de nombreuses qui sont optimisées selon l'application voulue. Afin de recaler au mieux la série d'images, il est primordial de connaître précisément le déplacement des pixels d'une image à l'autre afin de le corriger. Ces méthodes de recalage sont donc très utilisées pour connaître le mouvement d'une zone entre deux moments. Elles consistent à trouver des déformations spatiales permettant de passer d'une image à l'autre.

Nous avons d'abord choisi d'utiliser des méthodes de flux optique qui permettent d'estimer le champ de déplacement d'un objet à partir d'images séquentielles. Ces méthodes trouvent de plus en plus d'applications notamment en IRM [86-90]. Cependant, il s'est avéré qu'il y avait des problèmes lors des tests sur fantômes ce qui nous a amené à utiliser un autre algorithme.

Nous avons profité de la capacité de l'IRM à faire des images rapides, mais de faibles résolutions, pour effectuer la mesure de déplacements sur les images. Ainsi, la détection des mouvements va nous donner des champs de déplacement de différents organes. Les résultats extraits des images seront ensuite comparés aux signaux obtenus par les capteurs externes ciblant l'organe en mouvement.

La séquence utilisée pour réaliser les images rapides est une SSFP (nom commercial de GE : FIESTA) dont les paramètres sont les suivants :

- Taille de la matrice : 256 x 256,
- Temps de répétition : 2,6 ms,
- Temps d'écho : 0,9 ms,
- Epaisseur de coupe : entre 5 et 10 mm selon l'organe visé,
- Facteur d'accélération : 2.

Nous allons détailler un peu plus l'algorithme qui sera utilisé lors des tests sur fantômes pour estimer le mouvement ainsi que les méthodes de flux optique utilisées lors des tests sur volontaires sains

3.3.2. Méthode d'estimation du mouvement sur les fantômes

La méthode, permettant d'estimer le mouvement sur les images rapides et utilisée pour les tests sur fantômes, est une méthode de recalage non rigide qui a été décrite par Rueckert *et al.* [91] et appliquée pour la correction de mouvement lors d'images du sein en IRM.

Cet algorithme repose sur la recherche d'une transformation géométrique permettant de passer d'une image à une autre qui se décompose en une transformation globale et une transformation locale. La première est considérée comme une transformation rigide paramétrée par six degrés de liberté (trois rotations et trois translations). L'objectif est d'avoir le mouvement global de l'objet. Une transformation supplémentaire est requise pour connaître les déformations locales de l'objet. Elle repose sur un modèle FFD (*Free-Form Deformation*) basé sur une B-spline. Nous ne rentrerons pas dans les détails de ce modèle mais l'idée principale est de déformer un objet en manipulant un maillage sous-jacent.

Pour mesurer le degré de recalage de deux images, un critère de similarité est défini. Il repose sur l'information mutuelle normalisée qui permet de mesurer la ressemblance de deux images. Enfin, pour obtenir la transformation optimale, une fonction de coût associant aussi bien les paramètres de transformation globale que locale est minimisée.

Cet algorithme est beaucoup moins sensible aux changements de contraste que les méthodes de flux optique. Il repose sur un modèle de transformation non rigide et ne fait pas d'hypothèse sur les propriétés élastiques de l'objet.

3.3.3. Méthodes de flux optique

Le flux optique représente le vecteur vitesse ou déplacement de chaque voxel d'une image en fonction du temps et de l'espace. Ce qui change, en général, entre les différentes méthodes de flux optique est la contrainte ajoutée permettant d'améliorer la détermination du système qui est sous déterminé sans elle. Certains utilisent une contrainte de lissage simple comme un moyennage gaussien local [92] ou la minimisation de l'amplitude du gradient [93].

Pour notre part, nous avons choisi d'utiliser l'algorithme de Brox [94]. Cette méthode a déjà été implémentée au sein du laboratoire et correspond à une approche par gradient. Nous allons donc nous intéresser plus précisément à cet algorithme qui sera utilisé pour la détection des mouvements sur les images rapides de type SSFP lors des tests sur volontaires sains.

3.3.3.1 Hypothèses

Les méthodes de flux optique reposent, en général, sur deux hypothèses fondamentales :

- La conservation d'intensité,
- L'hypothèse des petits déplacements.

La première est évidemment discutable. Cependant, sans cette hypothèse, des méthodes de détection beaucoup plus complexes, utilisant une reconnaissance de forme ou des méthodes de détection de contour plus poussées, seraient à envisager afin de déterminer le mouvement sans prendre en compte l'intensité globale.

La théorie du flux optique ne s'applique, en principe, qu'à des déplacements de faibles amplitudes. Cette hypothèse simplifie énormément la résolution numérique et les déplacements de grandes amplitudes mettent rapidement en défaut les algorithmes. Cependant, ces derniers ont su contourner ce problème en proposant des approches pyramidales ou multirésolutions. Dans ces cas-là, à chaque itération, la solution basse résolution est utilisée pour initialiser et contraindre la nouvelle recherche. Cette approche garantit une convergence et une stabilité plus importantes qu'avec une méthode directe.

3.3.3.2 Algorithme de Brox

L'algorithme de Brox [94] repose sur l'hypothèse de conservation de l'intensité du pixel, (le niveau de gris en un point reste constante pendant le mouvement) qui est combinée avec une hypothèse de régularité. Cela suppose que les structures dans l'image se déplacent mais leurs caractéristiques ne subissent aucun changement temporel. Par conséquent, si l'intensité d'un voxel fixe dans la série d'images est observée à travers le temps, tous les changements qui se produisent sont dus seulement au mouvement.

La première hypothèse (conservation de l'intensité) présentant une sensibilité très importante aux changements de luminosité et de contraste, l'algorithme de Brox intègre donc un autre critère qui est indépendant du changement de niveau de gris du pixel. Il s'agit du gradient du niveau de gris de l'image, qui peut également être supposé ne pas varier en fonction du déplacement.

Cette contrainte se traduit par :

$$\boldsymbol{\nabla I(x, y, t) = \nabla I(x + u, y + v, t + 1)} \quad \textbf{(3.1)}$$

où $\nabla I(x, y, t)$ est le gradient spatial de l'intensité de pixel de coordonnées (x, y) à l'instant t et (u, v) est le vecteur de déplacement recherché entre une image à l'instant t et une autre image à l'instant $t + 1$.

Jusqu'à présent, le modèle ne permet d'estimer le déplacement que d'un pixel (localement) sans prendre en compte l'interaction avec les pixels voisins. Cela a pour conséquence l'apparition de problèmes dès lors que le flux optique ne peut être déterminé entièrement (problème d'ouverture). Sans information supplémentaire (par exemple, les bords de l'objet), la projection du mouvement dans la direction orthogonale au contour est le seul mouvement détectable. Le reste du mouvement est une inconnue qu'il est alors impossible de déterminer. Il est donc nécessaire d'introduire une autre contrainte appelée contrainte de lissage qui permet de lisser les déplacements détectés dans les régions homogènes et de les conserver sur les bords.

Nous n'irons pas plus loin sur ce sujet et le lecteur intéressé trouvera de plus amples informations dans les articles de Brox *et al.* [94], [95].

La Figure 3.9 illustre le processus d'obtention, à l'aide de la méthode précédente, du déplacement de l'ensemble des pixels d'une région d'intérêt sélectionnée.

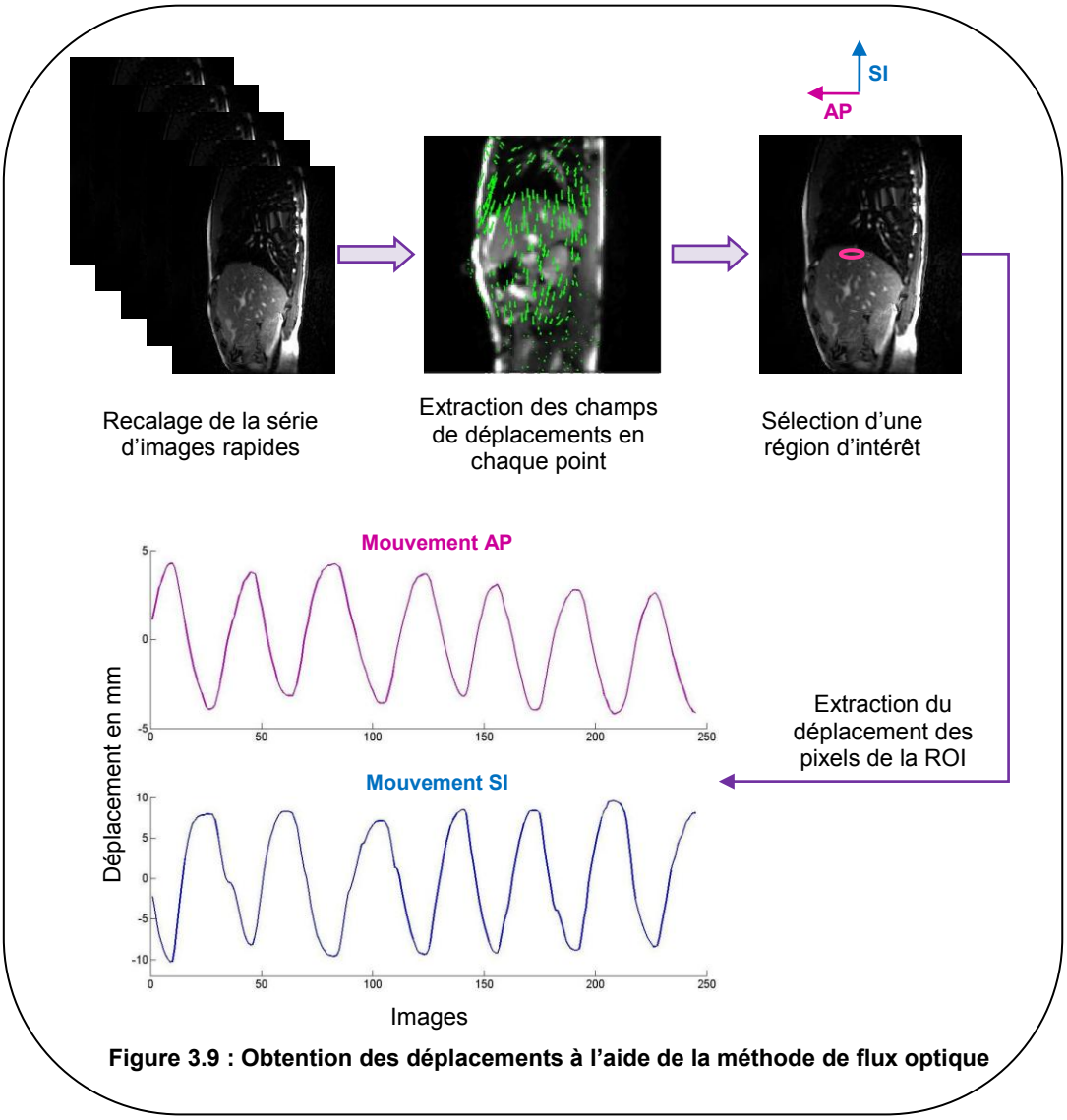


Figure 3.9 : Obtention des déplacements à l'aide de la méthode de flux optique

Chapitre 4 : Les capteurs de mouvements

Les mouvements les plus gênants pour l'IRM sont provoqués par la respiration et l'activité cardiaque. Cependant, au cours de cette thèse, nous nous sommes principalement intéressés aux mouvements respiratoires. Pour cela, notre objectif a donc été de développer ou de tester des capteurs compatibles IRM pour la mesure de mouvements respiratoires. Ces capteurs pourraient, pour une partie, être utilisés pour la mesure de mouvements autre que respiratoires.
Le développement des capteurs dans l'environnement IRM est encadré par de nombreuses contraintes (§ 2.1) qu'il faut prendre en compte dès le début.

Dans ce chapitre, nous allons présenter deux types de capteurs développés en dehors du laboratoire que nous avons testés ainsi qu'un capteur, présentant plusieurs versions, développé au cours de cette thèse. Les deux premiers capteurs reposent sur un principe optique alors que ceux développés s'appuient sur des principes électroniques.

4.1. Ceinture optique

Dans le cadre d'un projet européen, nommé OFSETH (*Optical Fibre Sensors Embedded into technical Textile for Healthcare*), un consortium de 11 entreprises, dont le CIC-IT de Lille, issues de 5 pays de l'Union Européenne avec des compétences transversales dans les domaines de la santé, du textile et de l'optique, a développé une ceinture optique. Le but de ce capteur est de mesurer les mouvements respiratoires en tenant compte de l'élongation d'une fibre optique.

Une première validation clinique hors IRM a été effectuée par le CIC-IT de Lille. Les tests en IRM (compatibilité et mesure des mouvements sur volontaires) ont quant à eux été réalisés à Nancy, au sein du laboratoire et du CIC-IT. Sur les volontaires, l'objectif sera de valider le capteur en conditions réelles dans l'environnement IRM mais aussi de l'utiliser dans une méthode de correction rétrospective.

4.1.1. Principe

Cette ceinture est composée d'une fibre optique à l'intérieur de laquelle, un réseau de Bragg (capteur FBG *Fiber Bragg Grating*) est intégré [96]. La fibre optique de la ceinture est intégrée dans un tissu avec pour objectifs d'assurer le placement correct du capteur FBG, de minimiser les effets parasites dus aux contraintes mécaniques et aux pertes optiques et de convertir la totalité de l'élongation du textile en une force mécanique appliquée au capteur. Pour cela, la conception de la ceinture comporte des boucles à chaque extrémité du FBG (Figure 4.1).

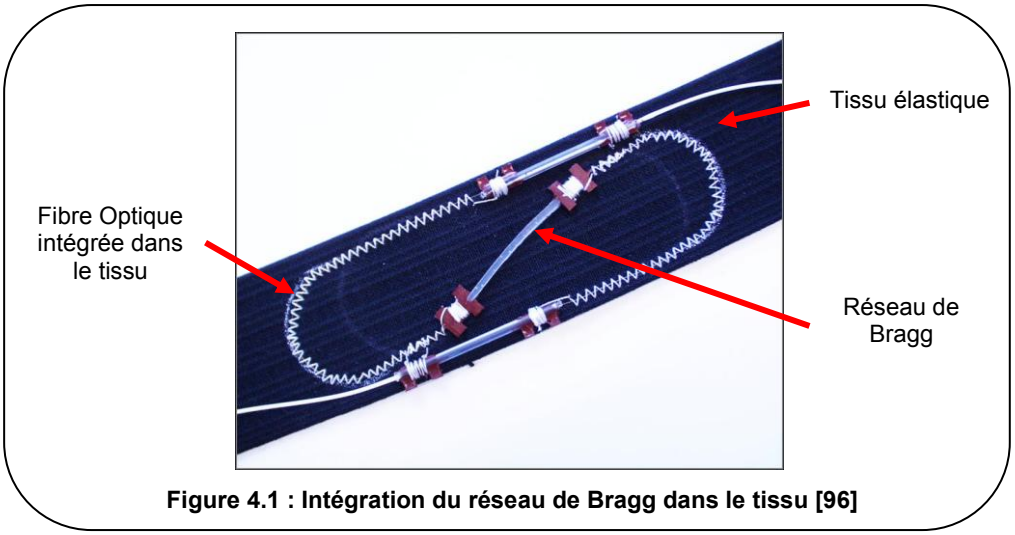


Figure 4.1 : Intégration du réseau de Bragg dans le tissu [96]

Un réseau de Bragg est composé d'une alternance de couches de deux matériaux d'indice de réfraction différents qui provoque une variation périodique de l'indice de réfraction effectif dans la fibre optique.

Le réseau de Bragg est un réflecteur construit à l'intérieur d'un segment de fibre optique qui réfléchit une longueur d'onde particulière (celle dite de Bragg $_B$) et transmet toutes les autres. Avec ce genre de filtre, la lumière réfléchie, issue de la lumière source, varie selon la contrainte appliquée au capteur produisant un changement de la longueur d'onde de Bragg dans le spectre de lumière réfléchie (Figure 4.2) suivant l'équation suivante :

$$\Delta_B = {}_B \times (1 - \rho_e) \times \varepsilon \quad \textbf{(4.1)}$$

où ρ_e est le coefficient effectif élasto-optique, $\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$, contrainte appliquée au capteur, ΔL la variation de la longueur de la fibre optique et L la longueur totale qui est de 12cm.

Selon le type de contraintes mécaniques ou thermiques appliquées au capteur, la réponse de celui-ci est modifiée. Une action de pression est convertie en une modification du spectre optique du capteur alors qu'une élongation ou une variation de température est vue uniquement comme un déplacement de la longueur d'onde centrale du capteur.

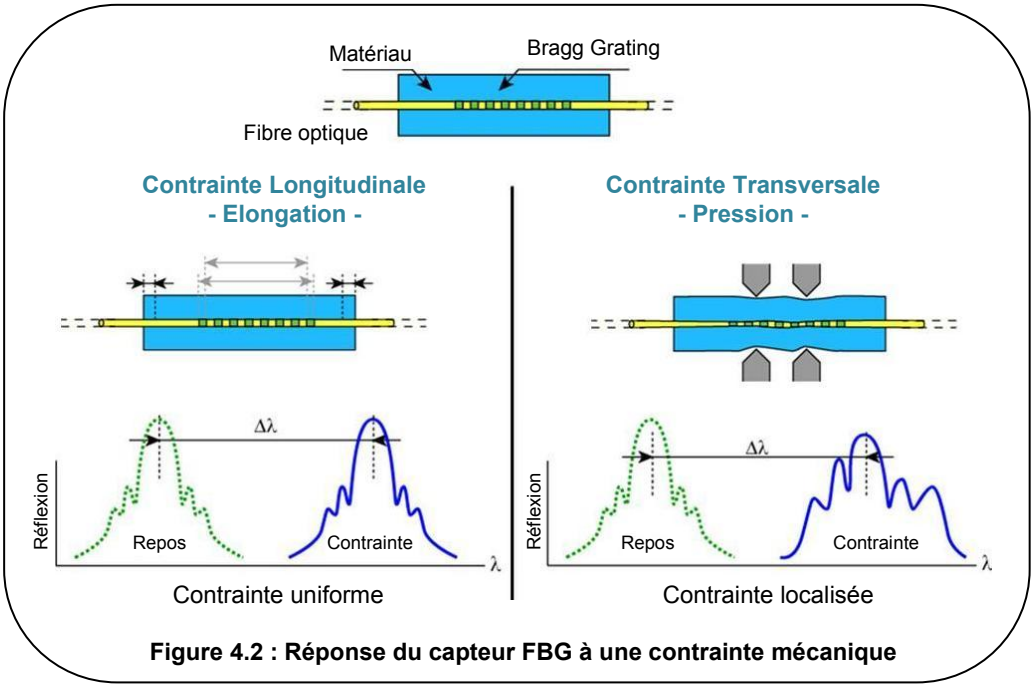


Figure 4.2 : Réponse du capteur FBG à une contrainte mécanique

Le changement de la longueur d'onde, dû à la contrainte appliquée à la ceinture, peut se mesurer par plusieurs méthodes. Conventionnellement, la méthode la plus simple pour analyser le signal d'un FBG repose sur une analyse spectrale en éclairant le capteur à l'aide d'une source large bande et en détectant le signal, en transmission et/ou en réflexion sur un analyseur de spectre optique (OSA). Cette méthode est sans doute la méthode d'analyse la plus précise et complète puisqu'elle donne à la fois une analyse spectrale et en puissance du capteur. Cependant, la mesure est relativement lente pour avoir une résolution importante et n'est pas adéquate en termes de compacité pour toute mesure embarquée ou sur site, à haute fréquence.

Une méthode alternative, basée sur la conversion longueur d'onde en intensité peut être utilisée, par soucis de miniaturisation et d'optimisation du temps de réponse. Cependant, les hypothèses suivantes doivent être faites :

- Les contraintes transversales et longitudinales sont distinctes lors des tests,
- La réponse du FBG ne se traduit qu'en un déplacement en fréquence du spectre optique.

Pour analyser ainsi le signal du FBG, une source large de type LED est utilisée comme source optique. Le signal issu du capteur, en transmission et/ou en réflexion est injecté à travers un filtre linéaire et détecté sur une simple photodiode (Figure 4.3).

Le filtre linéaire est composé d'un capteur FBG dont l'un des flancs est centré sur la longueur d'onde du capteur à analyser. Lors de l'application d'une contrainte, la longueur d'onde du capteur est modifiée, se traduisant en sortie du filtre par une variation du signal optique en puissance.
La calibration du filtre, permet notamment de connaitre le déplacement du filtre en longueur, en faisant l'hypothèse que les fluctuations de puissance sont uniquement dues au capteur et au shift en longueur d'onde. Une calibration ou une méthode plus précise consiste à analyser à la fois le signal transmis et réfléchi du filtre linéaire et le déplacement en longueur d'onde correspond alors à :

$$\propto \frac{P_1 - P_2}{P_1 + P_2} \quad \textbf{(4.2)}$$

où P_1 est la puissance du signal mesuré en réflexion et P_2 la puissance du signal mesuré en transmission.

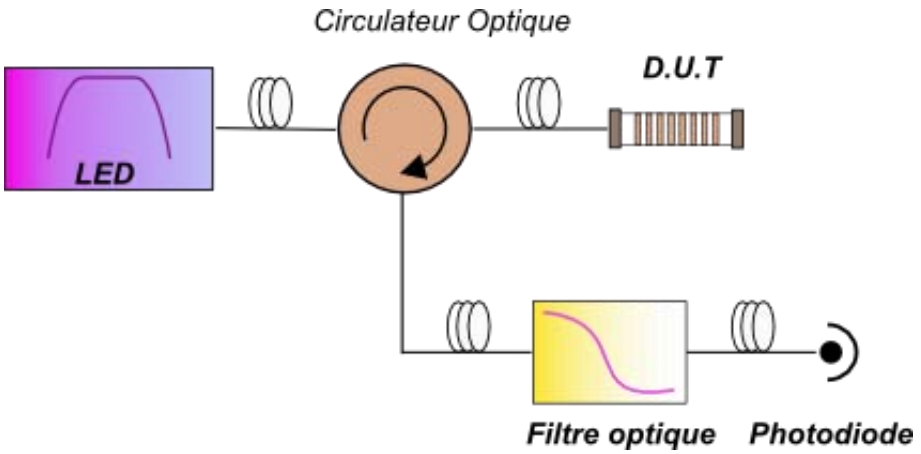


Figure 4.3 : Principe de mesure du changement de longueur d'onde dû à une contrainte appliquée sur la ceinture [97]

Lorsqu'aucune élongation n'est appliquée au capteur et que la température de la pièce est de 23,5 °C, le capteur FBG a une longueur d'onde de Bragg de 1548,06 nm, une largeur spectrale de 0,114 nm et une réflectivité d'environ 95%.

4.1.2. Tests de compatibilité IRM

Les tests de compatibilité ont été simples à mener au vue de la structure même du capteur. En effet, la ceinture optique est composée en majeure partie d'une fibre optique, matériau naturellement insensible au champ magnétique et aux radiofréquences. L'électronique nécessaire à la mesure de l'élongation du réseau de Bragg (et donc à la mesure du mouvement) est placée à l'extérieur de la salle IRM.

Cependant, la qualité des images a tout de même été testée. Les propriétés magnétiques d'un élément, permettant de raccorder la ceinture optique à une « rallonge » de fibre pour sortir de la cage de Faraday, n'étant pas connues, des tests de compatibilité ont été effectués.

Nous avons effectué le protocole de tests de compatibilité (§ 3.1.1) à l'IRM 3T. Sur les images, il en est ressorti que la ceinture optique seule ne créait aucun artéfact, contrairement au connecteur entre la ceinture et la fibre optique (Figure 4.4). En coupe coronale et pour des séquences d'écho de gradient, la taille de l'artéfact ainsi obtenu et calculée par le logiciel de compatibilité IRM, est de 40 x 17,5 mm. Cet artéfact n'est, néanmoins, pas gênant car le connecteur n'est pas introduit dans l'IRM. Ce capteur ne présente donc aucun problème de compatibilité IRM.

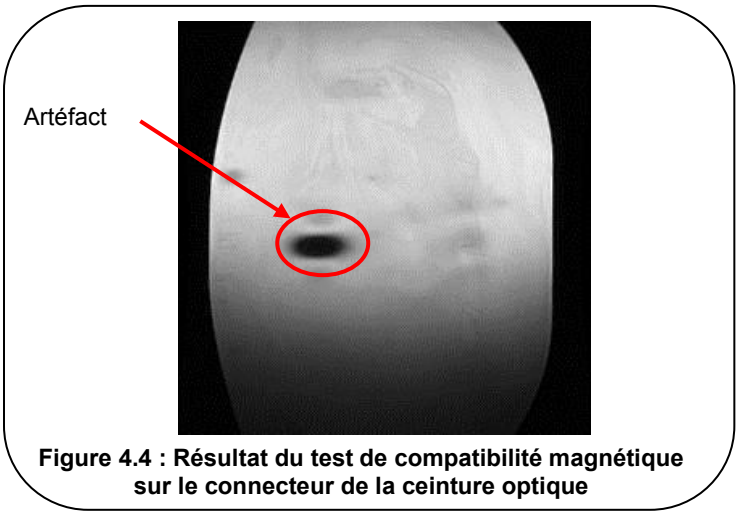


Figure 4.4 : Résultat du test de compatibilité magnétique sur le connecteur de la ceinture optique

4.1.3. Tests sur Fantômes

Après les tests de compatibilité sur la ceinture optique, des tests de fonctionnement sur fantômes ont été réalisés afin de comparer les résultats obtenus avec ce nouveau capteur et ceux de la ceinture pneumatique.

4.1.3.1 Matériels et Méthodes

Pour ces tests, nous avons utilisé la plateforme mobile dont le mouvement unidirectionnel est dans l'axe y (mouvement vertical, § 3.2.1). Deux ceintures pneumatiques ainsi que la ceinture optique ont été positionnées sur la plateforme. Des fantômes (bouteilles remplies de produits de contraste) sont ajoutés afin d'obtenir un signal plus intense et de faciliter la détection des mouvements sur les images (Figure 4.5).

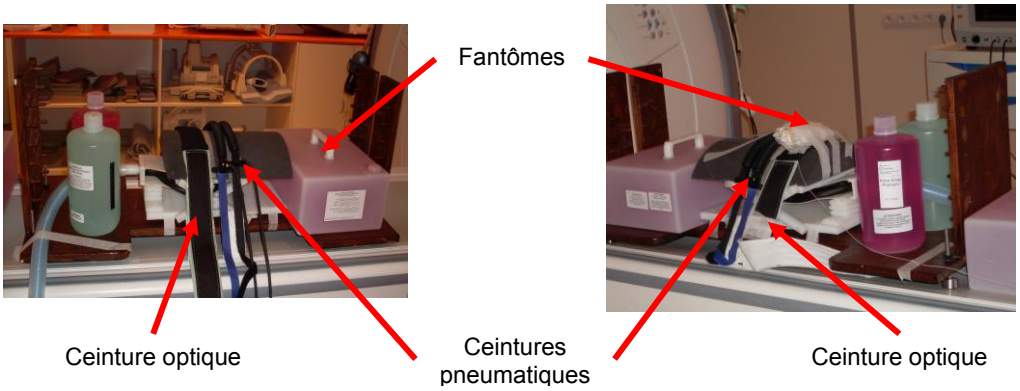


Figure 4.5 : Mise en place des capteurs pour les tests sur fantômes avec la plateforme mobile unidirectionnelle

Trois séries de plusieurs enregistrements chacune ont été réalisées pour tester ce capteur :

- Six enregistrements hors IRM qui constituent notre référence,
- Six enregistrements en IRM mais sans séquence (influence du champ $\overrightarrow{B_0}$) avec les mêmes paramètres de réglage du respirateur que les séries en dehors de l'IRM,
- Vingt-deux séquences d'images rapides de type SSFP avec les paramètres identiques à ceux décrits dans la partie 3.3.

Pour chaque série d'enregistrements, deux paramètres de réglage du respirateur qui influencent directement le mouvement réalisé ont été changés :

- La fréquence, réglée à 8, 12 ou 25 respirations par minute,
- Le volume courant, réglé à 2 ou 5 litres par minute.

Pour les enregistrements en IRM, nous avons voulu observer, avec les séquences, le comportement de la ceinture optique dans des cas extrêmes. Pour cela, quelques valeurs de fréquences (6,60 et 120 respirations par minute) et de volumes (8 et 10 litre par minute) ont été ajoutées aux valeurs citées précédemment.

4.1.3.2 Résultats

Une comparaison entre la ceinture optique et la ceinture pneumatique pour les trois séries d'enregistrements est présentée sur la Figure 4.6.

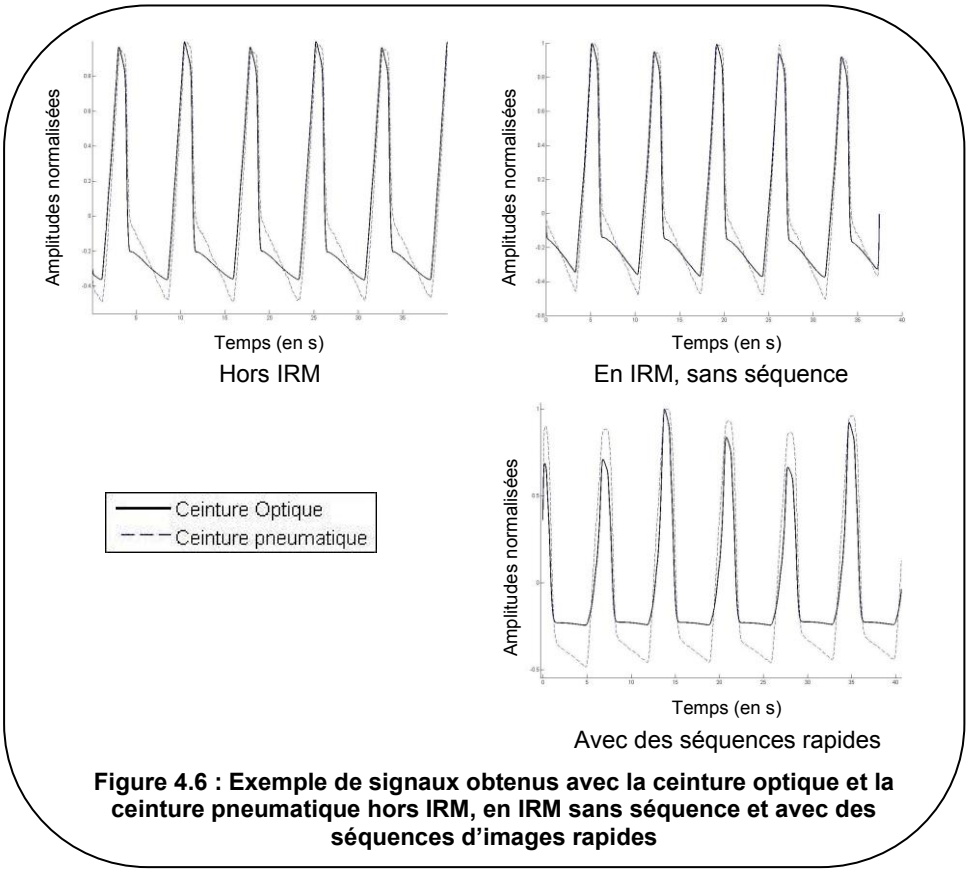


Figure 4.6 : Exemple de signaux obtenus avec la ceinture optique et la ceinture pneumatique hors IRM, en IRM sans séquence et avec des séquences d'images rapides

Pour comparer de façon quantitative les différentes données, nous avons calculé les coefficients de corrélation entre les signaux de :

- La ceinture optique et la ceinture pneumatique, qui donnent des signaux représentant la même mesure,
- La ceinture optique et les données issues du respirateur,
- La ceinture pneumatique et les données issues du respirateur.

Lorsque des séquences sont effectuées, nous avons calculé, en plus, les coefficients de corrélation entre :

- La ceinture optique et le mouvement mesuré sur l'image par l'algorithme (§ 3.3.2),
- La ceinture pneumatique et le mouvement mesuré sur l'image.

Pour les enregistrements hors IRM et dans l'IRM sans séquence, une moyenne des coefficients de corrélation obtenus sur les six enregistrements a été effectuée (Tableau 4.1).

	Ceinture Optique vs Respirateur	Ceinture Optique vs Ceinture Pneumatique	Ceinture pneumatique vs Respirateur
Hors IRM	0,99 (±0,01)	0,99 (±0,01)	0,98 (±0,005)
Dans l'IRM sans séquences	0,98 (±0,01)	0,98 (±0,01)	0,98 (±0,01)

Tableau 4.1 : Tableau récapitulatif des résultats (moyenne et écart type) obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence

Les signaux de la ceinture optique obtenus hors IRM sont fortement corrélés à ceux de la ceinture pneumatique et du respirateur. L'introduction du capteur dans l'IRM n'apporte pas de modification significative sur ces résultats. La ceinture optique n'est donc pas influencée par la présence du champ magnétique statique.
Pour le calcul du coefficient de corrélation lors des séquences, nous avons effectué trois fois chaque séquence avec les mêmes paramètres du respirateur sauf pour les cas extrêmes où une seule séquence a été effectuée pour chaque configuration. Nous avons aussi regroupé les résultats par fréquences du respirateur. Les résultats donnés sont donc une moyenne des séquences réalisées (Tableau 4.2).

Paramètres du respirateur Fréquence (respi/min)	Ceinture Optique vs Respirateur	Ceinture Optique vs Ceinture Pneumatique	Ceinture pneumatique vs Respirateur	Ceinture Optique vs Mouvement	Ceinture Pneumatique vs Mouvement
6	0,94	0,96	0,95	0,93	0,97
8	0,95	0,96	0,97	0,94	0,98
12	0,96	0,97	0,97	0,96	0,96
25	0,93	0,94	0,93	0,91	0,90
60	0,92	0,95	0,89	0,96	0,93
120	0,89	0,88	0,85	0,88	0,82
Moyenne	0,94 (±0,03)	0,95 (±0,03)	0,95 (±0,04)	0,94 (±0,06)	0,94 (±0,07)

Tableau 4.2 : Tableau récapitulatif des résultats obtenus pendant les séquences d'images rapides

Les signaux de la ceinture optique sont très bien corrélés à ceux issus du respirateur ou de la ceinture pneumatique. Les tableaux précédents confirment et quantifient cette tendance.

La présence des gradients de champ magnétique ou du champ radiofréquence ne modifie pas de façon significative les résultats observés par rapport à ceux obtenus hors IRM, qui constituent notre référence.

Les résultats obtenus en comparant les signaux issus des capteurs et le mouvement calculé sur les images sont aussi très élevés avec des coefficients de corrélation supérieurs à 0,9.

4.1.4. Conclusion

La ceinture optique est bien adaptée à la mesure de mouvements respiratoires. De part sa conception, ce capteur est naturellement compatible avec l'environnement IRM et peut être utilisé en toute sécurité. Des tests complémentaires sur le tissu, qui est en contact avec la peau, ont été effectués au sein du projet OFSETH et n'ont révélé aucun problème d'allergies.

La ceinture optique donne une information de mouvement semblable à celle de la ceinture pneumatique. Le signal issu de ces deux capteurs reflète un déplacement « moyenné » de l'endroit où est positionnée la ceinture et ce dans une seule direction.

Cependant, ce capteur présente un inconvénient majeur : le réglage de l'amplification est impossible au cours d'un examen, ce qui peut être gênant. Nous reparlerons de ce point lors des tests sur volontaires (Chapitre 5 :).

4.2. Accéléromètre

Le capteur que nous avons décidé de développer au cours de cette thèse, est un capteur basé sur un accéléromètre. Une thèse précédente [20] avait déjà commencé à étudier l'utilisation d'accéléromètre en IRM pour la mesure des mouvements respiratoires. Cependant, le capteur choisi (accéléromètres ADXL213 de chez Analog Device) n'était pas assez sensible pour la mesure des mouvements respiratoires et présentait des artéfacts importants sur les images. Les résultats préliminaires étant intéressants, nous avons décidé de nous concentrer sur cette technique de mesure qui présente des avantages (mesure ponctuelle, possibilité de réduire la taille des capteurs…).

Les accéléromètres sont déjà couramment utilisés dans des méthodes de reconnaissance de mouvements [97-100]. Pour la mesure de la respiration, des études ont été menées hors IRM [101], [102] mais peu d'études existent en environnement IRM [103].

4.2.1. Théorie sur les accéléromètres

4.2.1.1 Principe de fonctionnement

Un accéléromètre est un capteur qui, fixé à un objet ou à une surface, permet de mesurer l'accélération de cet élément. Il existe quatre grands types d'accéléromètres : piézoélectriques, piézorésistifs, capacitifs et asservis. Leur principe n'est pas fondamentalement différent car en général, ces capteurs intègrent une masse sismique suspendue à un ressort. Ce genre d'accéléromètre repose sur la loi fondamentale de la dynamique :

$$\sum \vec{F} = m.\vec{a} \quad \textbf{(4.3)}$$

où $\vec{F}$ représente le vecteur force, m la masse d'épreuve et $\vec{a}$ le vecteur accélération.

Plus précisément, pour ce système, cela conduit à l'égalité entre la force d'inertie de la masse sismique du capteur et une force de rappel qui lui est appliquée :

$$\vec{F} = m.\vec{a} = -k.\vec{x} \quad \textbf{(4.4)}$$

où k correspond à la raideur du ressort et $\vec{x}$ au déplacement de la masse.

Une accélération a entraîne donc un déplacement dont la mesure permet de déduire l'accélération du système.

Pour mesurer ce déplacement de masse, plusieurs méthodes de mesure peuvent être utilisées. Dans la majorité des capteurs piézoélectriques, la masse sismique exerce des efforts de compression ou de cisaillement sur un matériau piézoélectrique. Cela génère une charge électrique proportionnelle à cette force et donc à l'accélération. Pour les capteurs piézorésistifs, le principe est à peu près identique à la différence que la masse sismique est solidaire d'une poutre dont la déformation est mesurée (jauges piézorésistives). Dans le cas des accéléromètres asservis, la masse sismique ne se déplace pas mais, par l'intermédiaire d'un électro aimant, une force égale et opposée à celle induite par l'accélération est créée afin de maintenir la masse dans sa position initiale.

Enfin, la technique la plus souvent utilisée est la méthode capacitive que nous allons développer un peu plus ici [104], [105].

Ce principe de fonctionnement est illustré sur la Figure 4.7.

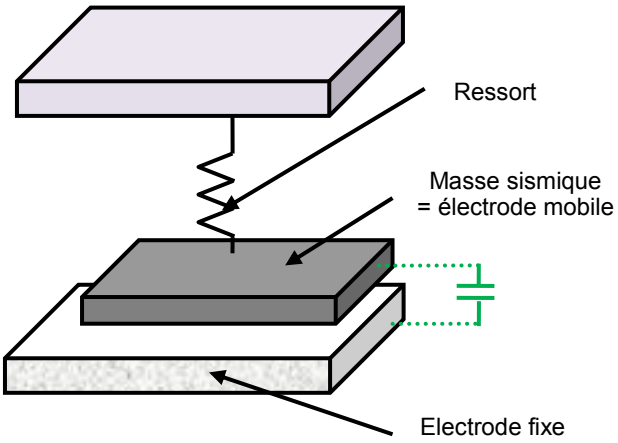


Figure 4.7 : Principe de fonctionnement d'un accéléromètre sismique capacitif

La masse sismique est en fait une électrode mobile qui ajoutée à une partie fixe du système (électrode fixe) forme une capacité. Le principe de la méthode capacitive repose donc sur la mesure des variations de capacité observées lorsque la masse sismique s'éloigne ou se rapproche de la partie fixe sous l'effet de l'accélération.

Les accéléromètres capacitifs présentent de nombreux avantages : une grande sensibilité, une résolution élevée, une faible consommation et une faible sensibilité aux variations de températures. Les capacités sont souvent constituées de poutres formant des peignes interdigités.
Ces capteurs sont régulièrement utilisés pour l'étude du comportement des véhicules, des trains (par exemple, pour le confort lié aux vibrations), pour la surveillance d'équipements lourds, de machines tournantes, pour le déclenchement d'air bag…

Il est aussi possible de mesurer le déplacement de cette masse sismique par l'optique : c'est le principe utilisé dans l'accéléromètre optique (§ 4.3.1).

4.2.1.2 Mesures du déplacement

L'accéléromètre est un capteur qui mesure une accélération et le déplacement $s(t)$ de l'objet considéré peut être obtenu en intégrant deux fois cette donnée :

$$\vec{s}(T) = \vec{s}(0) + \int_0^T \vec{v}(0)dt + \int_0^T \left[\int_0^t \vec{a}(t)dt\right] dt \quad \textbf{(4.5)}$$

Si au début, l'accéléromètre est considéré au repos (sans aucun déplacement), l'équation **(4.5)** devient alors :

$$\vec{s}(T) = \int_0^T \left[\int_0^t \vec{a}(t)\, dt\right] dt \quad \textbf{(4.6)}$$

Un accéléromètre 3D mesure l'accélération dans son propre système de coordonnées (base mobile) décrit par les axes $x_a, y_a \; et \; z_a$. Les coordonnées des axes de cette base peuvent être représentées dans la base de référence d'axes $x, y \; et \; z$ en introduisant les angles d'Euler $\phi, \theta \; et$.

Il est possible grâce aux angles d'Euler de passer du référentiel fixe $Oxyz$ au référentiel mobile, lié à l'accéléromètre $Ox_a y_a z_a$, par trois rotations successives (Figure 4.8).

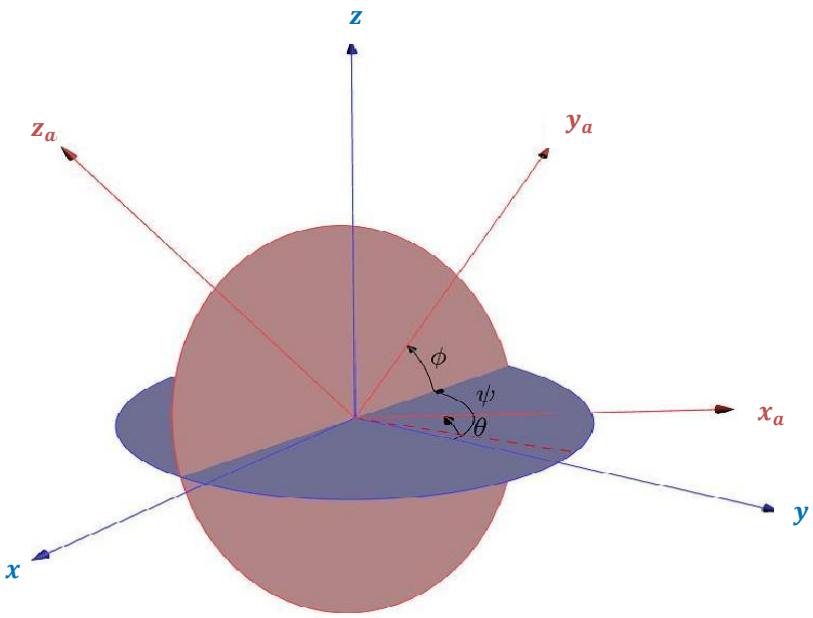


Figure 4.8 : Représentation du référentiel de l'accéléromètre dans la base fixe

Le vecteur d'accélération $\vec{a}(t)$ peut alors être défini par :

$$\vec{\boldsymbol{a}}(\boldsymbol{t}) = \boldsymbol{R}.\left[\boldsymbol{a}_{x_a}\ \boldsymbol{a}_{y_a}\ \boldsymbol{a}_{z_a}\right]\begin{bmatrix}\vec{\boldsymbol{i}}\\ \vec{\boldsymbol{j}}\\ \vec{\boldsymbol{k}}\end{bmatrix} \text{ Avec } \boldsymbol{R} = \boldsymbol{R}_{\vec{i}}(\phi).\boldsymbol{R}_{\vec{j}}(\theta).\boldsymbol{R}_{\vec{k}}(\ ) \quad \textbf{(4.7)}$$

$$\text{Avec } \begin{cases} \boldsymbol{R}_{\vec{i}}(\phi) = \begin{bmatrix}\boldsymbol{1} & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{0}\\ \boldsymbol{0} & \boldsymbol{cos}(\phi) & -\boldsymbol{sin}(\phi)\\ \boldsymbol{0} & \boldsymbol{sin}(\phi) & \boldsymbol{cos}(\phi)\end{bmatrix} \\ \boldsymbol{R}_{\vec{j}}(\theta) = \begin{bmatrix}\boldsymbol{cos}(\theta) & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{sin}(\theta)\\ \boldsymbol{0} & \boldsymbol{1} & \boldsymbol{0}\\ -\boldsymbol{sin}(\theta) & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{cos}(\theta)\end{bmatrix} \\ \boldsymbol{R}_{\vec{k}}(\ ) = \begin{bmatrix}\boldsymbol{cos}(\ ) & -\boldsymbol{sin}(\ ) & \boldsymbol{0}\\ \boldsymbol{sin}(\ ) & \boldsymbol{cos}(\ ) & \boldsymbol{0}\\ \boldsymbol{0} & \boldsymbol{0} & \boldsymbol{1}\end{bmatrix} \end{cases} \quad \textbf{(4.8)}$$

La matrice R est la matrice de transformation qui permet de calculer, dans la base fixe, les coordonnées du vecteur $\vec{a}(t)$ connu dans la base mobile.

Comme la plus grande partie du mouvement respiratoire est dans l'axe antéropostérieur (AP), nous avons considéré, dans toute cette partie que les angles d'Euler entre la base dynamique et la base fixe étaient négligeables ($\phi, \theta, \quad \approx 0$).
L'équation **(4.6)** devient alors :

$$\vec{\boldsymbol{s}}(\boldsymbol{T}) = \int_0^T \left[\int_0^t \left[\boldsymbol{a}_{x_a}(\boldsymbol{t})\ \boldsymbol{a}_{y_a}(\boldsymbol{t})\ \boldsymbol{a}_{z_a}(\boldsymbol{t})\right]\begin{bmatrix}\vec{\boldsymbol{i}}\\ \vec{\boldsymbol{j}}\\ \vec{\boldsymbol{k}}\end{bmatrix}\boldsymbol{dt}\right]\boldsymbol{dt} \quad \textbf{(4.9)}$$

4.2.2. Cahier des charges : Capteur sélectionné

Il existe plusieurs critères de choix des méthodes de mesure de l'accélération. Nous allons donc définir les critères nécessaires au choix de ce capteur.

4.2.2.1 Sensibilité

La sensibilité est le rapport entre la tension de sortie et l'accélération. Elle s'exprime en mV/g. Nous cherchons à avoir un capteur très sensible afin de mesurer des accélérations très petites dues à la respiration. Cependant, plus l'accéléromètre a une sensibilité élevée, plus il est encombrant et plus sa fréquence de résonance est basse, ce qui limite son utilisation aux basses fréquences. De plus, cette sensibilité dépend aussi fortement de la gamme de mesure choisie.

4.2.2.2 Gamme de mesure

La gamme de mesure correspond à la plage de variations qu'il est possible de mesurer à l'aide de ce capteur. Elle s'exprime normalement en ms^{-2} mais la plupart des documentations sur les accéléromètres l'exprime en g $(1g = 9{,}81\, ms^{-2})$ qui correspond à l'accélération causée par la gravitation terrestre.

4.2.2.3 Nombre d'axes

Les accéléromètres permettent de réaliser les mesures suivant un, deux ou trois axes. En général, les accéléromètres unidirectionnels sont courants dans la mesure d'accélération alors que les trois axes sont plus répandus dans le domaine des vibrations, ce qui tend à changer aujourd'hui avec l'apparition des accéléromètres dans de nombreuses applications telles que les consoles de jeu vidéo (Wii™, Nintendo par exemple), ou les téléphones portables (Iphone™, Apple). Les capteurs trois axes sont nettement plus chers que les unidirectionnels car ils évitent de multiplier le nombre de capteurs permettant de mesurer dans les trois directions de l'espace. Quant aux accéléromètres deux axes, ils sont beaucoup plus rares.

4.2.2.4 Fréquence de résonance

La fréquence de résonance ou fréquence propre correspond à la fréquence à laquelle l'élément sensible du capteur entre en résonance et répond, avec un déplacement maximum, à une accélération donnée. Ce paramètre doit être largement supérieur aux fréquences dans lesquelles se fait la mesure sous peine d'endommager le capteur.

4.2.2.5 Sortie du capteur

Un autre paramètre intéressant à prendre en compte est le type de sortie fournie par ce capteur. En effet, il est possible d'avoir des capteurs analogiques ou numériques, tout dépend de l'application.

4.2.2.6 Contraintes spécifiques à l'application

La consommation du capteur doit être faible car il sera alimenté par des piles. De plus, pour respecter les contraintes liées à l'environnement IRM, le capteur doit être très petit et non magnétique. Ces contraintes ont été les plus dures à respecter et ont conduit au choix d'un accéléromètre ne répondant pas forcément à toutes les conditions. Un compromis entre tous les paramètres a donc dû être fait.

4.2.2.7 Capteurs sélectionnés

En tenant compte des paramètres cités précédemment et surtout de l'environnement IRM, les accéléromètres sélectionnés sont commercialisés par la société Colibrys (Neuchâtel, Suisse). Cette société est spécialisée dans les capteurs MEMS pour la mesure de mouvement dans des environnements rigoureux tels que le domaine militaire, l'aérospatial et l'énergie. Cependant, leurs capteurs n'ont jamais été testés dans un environnement tel que l'IRM.
La première version que nous avons utilisée au début de cette thèse, est le capteur MS8002D. Ce capteur capacitif, déjà utilisé en milieu hostile présente les caractéristiques suivantes :

- Une sensibilité de $1000\ mV/g$, parmi les plus élevées du marché à cette époque,
- Une gamme de mesure de $\pm 2\ g$,
- Une consommation faible : $< 400\ \mu A$,
- Une fréquence de résonance : $1{,}4\ kHz$,
- Une petite taille : $14 \times 14\ \times 3\ mm$,
- Les matériaux utilisés sont non magnétiques.

En revanche, l'inconvénient majeur de ce capteur est qu'il n'est disponible qu'avec une direction de sensibilité.
Cet accéléromètre fournit une tension analogique comprise entre 0 et 5V en sortie. Au début, nous avons décidé de prendre des capteurs de type analogiques car la première version du SAEC ne pouvait pas intégrer des signaux autres qu'analogiques. De plus, à cette époque, il existait peu de capteurs numériques ayant des sensibilités élevées.

Une autre version de cet accéléromètre, le MS9002D, présentant les mêmes caractéristiques que le capteur MS8002D, a ensuite été utilisée car elle présentait l'avantage, non négligeable, d'être plus petite ($9 \times 9\ \times 3\ mm$). Ces deux accéléromètres Colibrys ont ensuite été intégrés pour la création de deux versions différentes de capteurs : une analogique avec le MS8002D et une numérique utilisant l'accéléromètre MS9002D.

4.2.3. Version Analogique

Cette première version du capteur fait intervenir l'accéléromètre MS8002D et le SAEC analogique.

4.2.3.1 Schéma électronique du capteur

Le capteur développé se compose de toute l'électronique nécessaire au conditionnement des signaux et à leurs envois, en dehors de la cage de Faraday, par fibre optique. Pour respecter au mieux les contraintes de développement liées à l'environnement IRM, nous avons réalisé ce capteur à l'aide de composants CMS (*Composants Montés en Surface*) et réduit la taille du circuit imprimé au maximum.

Le circuit électrique que nous allons détailler est donc composé de différents étages afin d'obtenir un signal optique permettant de sortir de la cage de Faraday.

L'accéléromètre

Il doit être alimenté par une tension de 5V et fournit un signal en sortie compris entre 0,5V et 4,5V. Sans accélération subie par ce composant, la tension de sortie est de 2,5V ±10mV. Cependant, suivant sa position, la tension de sortie sera différente. La Figure 4.9 illustre ces différences de tensions observées sans aucune accélération.

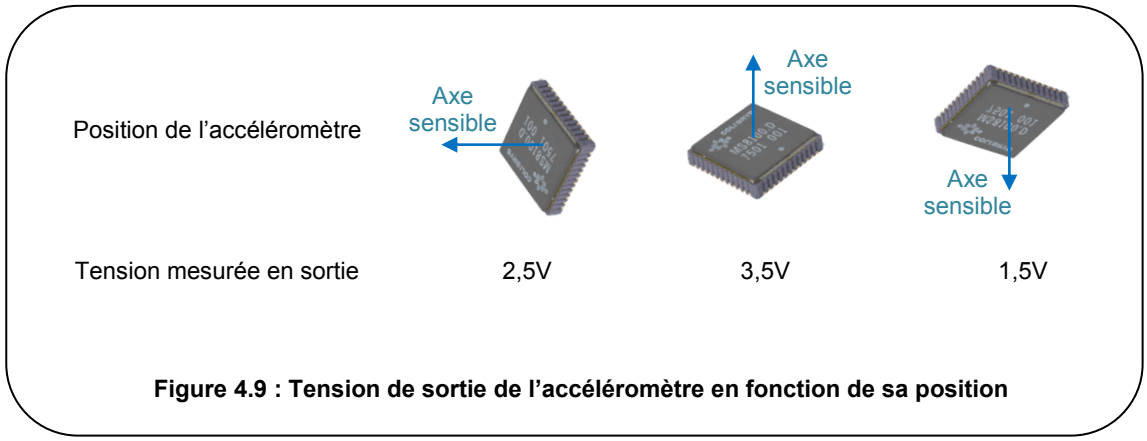


Figure 4.9 : Tension de sortie de l'accéléromètre en fonction de sa position

L'alimentation

Le circuit est alimenté grâce à une pile de 9V amagnétique utilisée dans les capteurs ECG commercialisés par Schiller Médical. Pour obtenir la tension de ±5V nécessaire au fonctionnement du capteur et des autres composants du circuit, les composants suivants sont utilisés :

- MAX 663, régulateur de tension qui fournit une tension de sortie de 5V à partir d'une tension comprise entre 6V et 16V,
- ADM660 qui fournit la tension inverse à partir de 5V.

Le soustracteur :

L'étage soustracteur est réalisé à l'aide d'un amplificateur opérationnel (Aop). Grâce à une tension de référence fournie par le composant ADR5040, ce montage permet de supprimer la tension d'offset obtenue suivant la position du capteur. Le but est d'obtenir une tension quasiment nulle quand le capteur ne subit pas d'accélération.
Le composant, que nous avons choisi pour réaliser la référence, fournit une tension de 2,048V. Un amplificateur non inverseur en sortie du composant a été ajouté afin d'amplifier légèrement la tension et d'avoir une tension en sortie du soustracteur V_{sous} la plus proche de zéro lorsqu'il n'y a pas d'accélération. Cette tension de référence amplifiée est ajustée grâce à une résistance.

L'amplificateur non inverseur :

Le signal est ensuite amplifié grâce à un amplificateur non inverseur. Cet étage fournit une tension V_{ampli} qui est l'image de la tension V_{sous} mais amplifiée d'un facteur F_{ampli}.

Le gain d'amplification a été fixé de façon empirique, suite aux premiers tests, à d'environ 50. Il correspond à un bon compromis pour pouvoir mesurer la respiration sans être saturé.

Le filtre passe-bas :

Le filtre est un filtre passe-bas de Butterworth du second ordre dont la fréquence de coupure est donnée par la formule suivante :

$$f_c = \frac{1}{2*\pi} \times \frac{1}{R\sqrt{C_1 * C_2}} \text{ avec } R = R_{1filt} = R_{2filt} \quad \textbf{(4.10)}$$

A l'heure actuelle, la fréquence de coupure du filtre est d'environ 10Hz. Cette fréquence a été choisie pour laisser passer le signal de la respiration dont la fréquence est de 2Hz maximum et pour couper toutes les fréquences parasites, telles que celles provenant des gradients de champ magnétique. Les valeurs des condensateurs de ce filtre ont été calculées afin d'obtenir un coefficient d'amortissement le plus proche de 0,7, ce qui garantit la meilleure réponse du système et l'absence d'oscillations.

La modulation :

Pour sortir de la cage de Faraday, le signal analogique est converti en un signal capable d'être transmis en optique. L'élément essentiel de cette partie est le composant NE555. Ce dernier est un timer, qui utilisé en mode monostable et trigger par un signal d'impulsions continu, permet de réaliser la modulation. Le signal carré nécessaire au trigger est créé grâce à un Aop.

Le montage a été réalisé de façon à avoir une modulation de fréquence plutôt qu'une MLI (*Modulation en Largeur d'Impulsions*) (modulation qui génère un signal logique à fréquence et amplitude fixes mais dont le rapport cyclique est contrôlé numériquement). Cette modulation a l'avantage de baisser la consommation de l'émetteur, l'état haut étant moins long (le temps entre deux pics est modulé mais l'amplitude reste constante). Nous avons choisi ce type de modulation car elle est utilisée dans les capteurs de la société Schiller afin de transmettre le signal ECG en dehors de la salle IRM.

La Figure 4.10 représente le schéma synoptique du capteur.

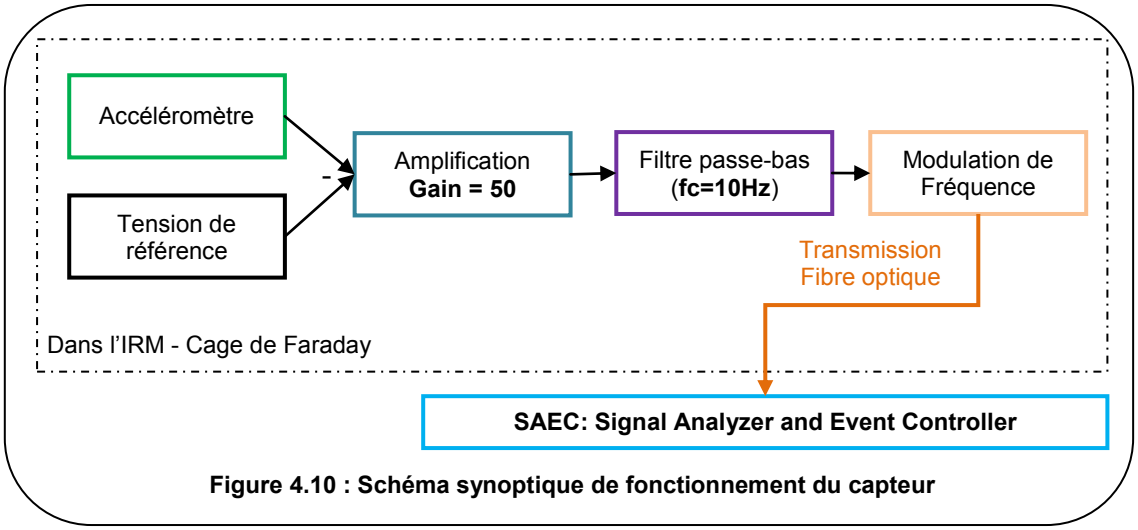
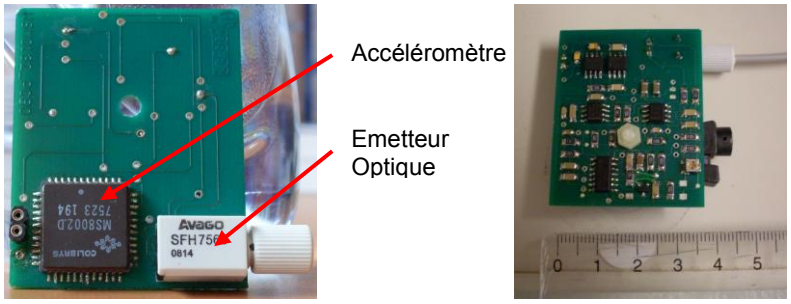


Figure 4.10 : Schéma synoptique de fonctionnement du capteur

Par abus de langage, le capteur complet de dimension 3,5 x 4,5 cm (Figure 4.11) sera appelé « accéléromètre ».



a) Face avant a) Face arrière

Figure 4.11 : Capteur complet comprenant l'accéléromètre MS8002D

Le signal ainsi modulé est ensuite envoyé par fibre optique dans le local technique où il sera démodulé afin d'obtenir un signal exploitable.

4.2.3.2 Relation tension, accélération

Il est possible, à partir de la tension obtenue en sortie du filtre passe-bas, V_{filtre}, de connaître la tension en sortie de l'accéléromètre MS8002D. Cette tension, V_{acc}, est théorique et ne tient pas compte des tolérances des différents composants. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$\mathbf{V_{acc}} = \frac{V_{filtre}}{F_{ampli}} + V_{réf} \quad \textbf{(4.11)}$$

où $V_{réf}$ est la tension de référence nécessaire à l'obtention d'une tension quasi nulle en sortie du soustracteur, F_{ampli} est le gain d'amplification (fixé à environ 50).
Afin de vérifier en pratique cette relation entre la tension d'entrée du capteur et la tension en sortie du filtre passe-bas, nous avons mesuré, en dehors de l'IRM, la tension de sortie de chacun des quatre étages composant le capteur (Figure 4.12). L'accéléromètre est placé de façon à ce que son axe sensible soit perpendiculaire à la surface de la table et dirigé vers le haut.

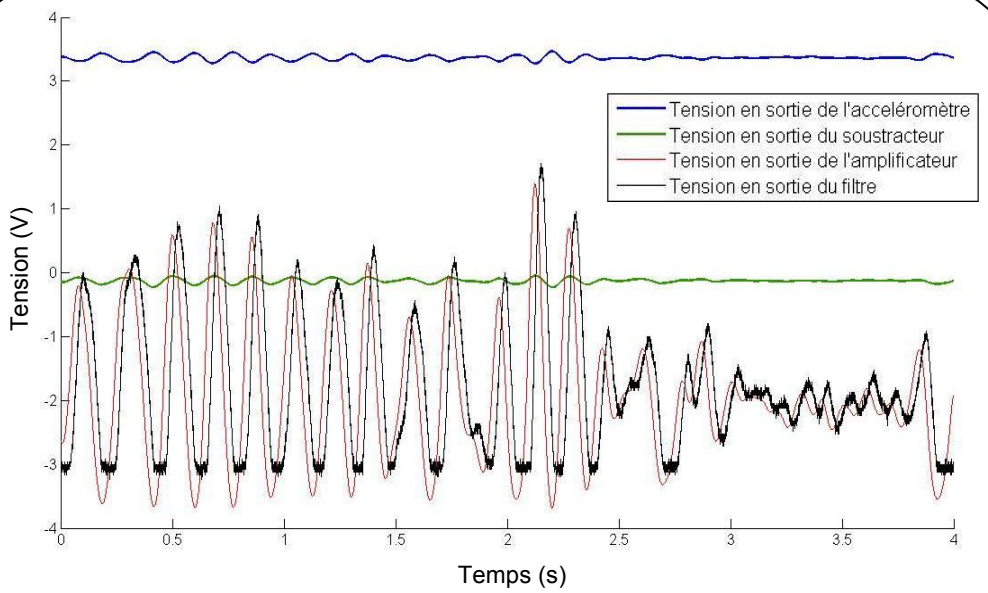


Figure 4.12 : Mesure de la tension à la sortie des différents étages du capteur

Le filtre passe-bas utilisé n'introduit pas de gain supplémentaire mais un retard d'environ 20ms.
Pour connaître l'accélération à partir de la tension obtenue en sortie de l'accéléromètre, une relation simple existe. Elle est donnée dans la datasheet du composant.
L'accéléromètre a un fonctionnement linéaire sur sa plage de mesure ($\pm 2g$) et la tension obtenue sur celle-ci est comprise entre 0,5V et 4,5V. Nous avons donc la relation suivante entre l'accélération (Acc) et la tension en sortie du capteur ($V_{capteur}$) :

$$\mathbf{Acc} = \frac{\mathbf{1}}{\boldsymbol{S}}(V_{capteur} - 2{,}5) \quad \textbf{(4.12)}$$

où S est la sensibilité du capteur ($S = 1V/g$).

Suivant l'orientation de l'accéléromètre, la tension observée sans accélération volontaire varie (Figure 4.9). D'après l'équation **(4.12)**, cela implique qu'une accélération est présente et mesurée par le capteur. En réalité, elle correspond à l'accélération de la pesanteur, toujours présente et mesurée du moment où l'axe sensible du capteur n'est pas parfaitement perpendiculaire à cette accélération. L'accélération mesurée par le capteur est donc la somme de deux composantes :

$$\mathbf{Acc_{mesurée}} = \mathbf{Acc_{surface}} + \mathbf{f(g)} \quad \textbf{(4.13)}$$

où $\mathrm{Acc}_{\mathrm{surface}}$ est la véritable accélération de la surface sur laquelle est placé le capteur et $f(\mathrm{g})$ une fonction qui dépend de la position du capteur par rapport à l'accélération de la pesanteur.

Pour ce qui suit, nous considérons que la fonction $f(\mathrm{g})$ est en fait une constante qui dépend de la position du capteur définie sur la Figure 4.9 :

$$\begin{cases} \mathbf{f(g) = 0 \text{ dans la position } 1} \\ \mathbf{f(g) = 1 \text{ dans la position } 2} \\ \mathbf{f(g) = -1 \text{ dans la position } 3} \end{cases} \quad \textbf{(4.14)}$$

La position 2 est l'orientation dans laquelle sera placée le capteur lors des tests sur fantômes comme sur volontaires sains.

4.2.3.3 Boîtier de démodulation

Un boîtier de démodulation est déjà présent dans le SAEC analogique (§ 2.2.1.2). Cependant, ce boîtier n'a pas été utilisé pour démoduler le signal issu de l'accéléromètre car une amplification est réalisée, ce qui entraîne la saturation de notre capteur qui est déjà amplifié.
Il a donc été nécessaire d'ajouter une nouvelle carte de démodulation qui sera utilisée entre autre pour les accéléromètres. Cette carte comporte six voies :

- 4 voies pour des modulations de fréquence (type ECG),
- 2 voies pour des MLI (type ceinture respiratoire).

La démodulation des signaux (Figure 4.13) se fait de façon classique à l'aide d'un monostable (4538) et d'un filtre passe-bas pour les modulations de type ECG et à l'aide d'un simple filtre passe-bas pour les modulations de type ceinture respiratoire.

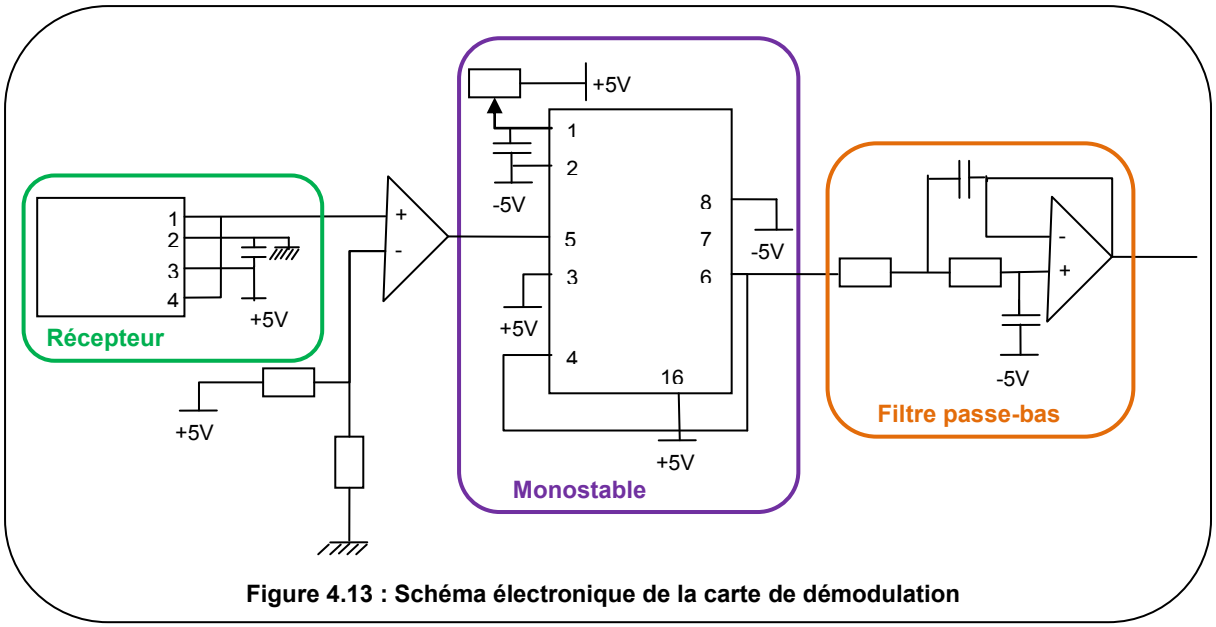


Figure 4.13 : Schéma électronique de la carte de démodulation

Des tests ont été effectués afin de savoir si la modulation et la démodulation entraînaient un gain supplémentaire sur la tension mesurée. Pour cela, nous avons mis en entrée un signal sinusoïdale puis mesuré la tension avant modulation (c'est-à-dire en sortie du filtre présent sur le capteur) et la tension après démodulation, à la sortie du filtre de la carte de démodulation.

Un exemple de signaux filtrés obtenus lors de ces tests est présenté sur la Figure 4.14.

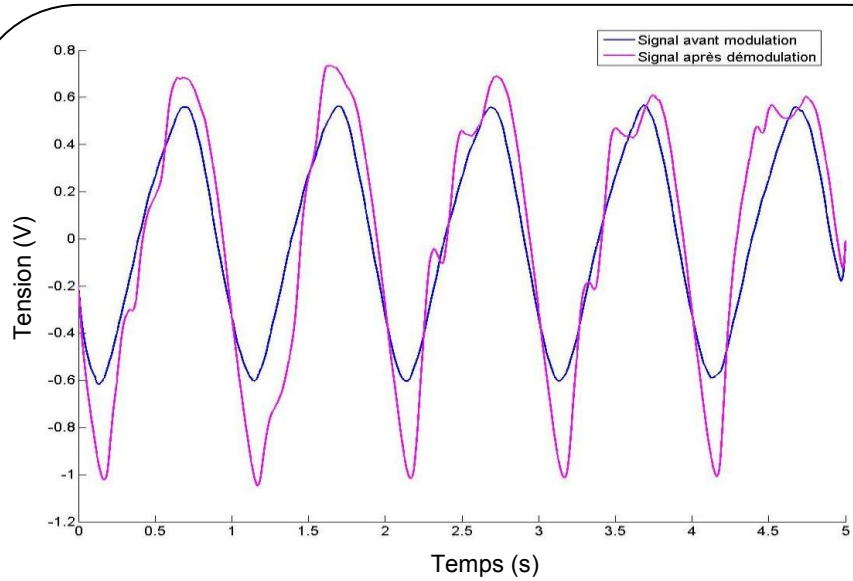


Figure 4.14 : Comparaison des signaux obtenus avant modulation et après démodulation

La modulation et la démodulation apportent un gain supplémentaire dans la chaîne de mesure. De plus, les résultats non filtrés obtenus montrent que le signal une fois démodulé est beaucoup plus bruité que le signal d'origine. Le signal démodulé est aussi un peu déformé. La modulation et/ou la démodulation sont donc imparfaites et peuvent poser problème.

4.2.4. Version Numérique

4.2.4.1 Changement de technologie : intérêt

La version analogique de l'accéléromètre a permis, comme nous le verrons plus tard, de démontrer la possibilité d'utiliser un accéléromètre en environnement IRM pour mesurer la respiration. Cependant, des inconvénients, dus à la technologie utilisée, sont apparus au cours des tests. Ce qui nous a poussés à changer de technologie, pour ce capteur, afin d'intégrer un nouvel élément dans le but d'ajouter une partie « intelligente ».

Ce changement de technologie est obtenu, entre autre, par l'ajout d'un microcontrôleur. Il permet de régler plus facilement le gain d'amplification et la tension d'offset. En effet, pour la version analogique, un gain moyen et fixe a été choisi pour couvrir un éventail de respirations différentes. Cependant, lors de respirations faibles ou au contraire amples, le capteur peut ne plus être sensible lors de la mesure du signal voulu ou être saturé provoquant alors une perte d'informations. Par l'intermédiaire du microcontrôleur et de potentiomètres numériques, il est alors possible, dans cette nouvelle version de capteur, de régler directement le gain et l'offset sur l'interface graphique d'une nouvelle version du SAEC (§ 4.2.4.2).

Dans la première version, le signal, une fois conditionné, doit être modulé (en MLI ou en fréquence) avant d'être envoyé aux émetteurs optiques. Cette modulation peut poser des problèmes tels que des retards dus à la présence de filtres, des signaux mal démodulés, l'ajout de bruit sur le signal. De plus, la modulation nous contraint à l'ajout de nombreux composants qui augmentent la taille du capteur final, ce qui va à l'encontre des règles de développement de dispositifs dans l'environnement IRM.

La version numérique de ce capteur présente donc des intérêts spécifiques à notre application et une volonté de passer à des versions numériques pour les prochains capteurs est de plus en plus présente. En effet, cette technologie présente l'avantage de pouvoir ajuster plus facilement certains paramètres, de s'affranchir de la modulation de type MLI ou FM mais aussi de réduire le nombre de composants nécessaires au bon fonctionnement et au conditionnement des capteurs. Une communication avec les capteurs est ainsi possible en temps réel grâce à une liaison bidirectionnelle. Cependant, afin de pouvoir enregistrer ces nouveaux signaux, une version adaptée du SAEC a due être développée.

4.2.4.2 SAEC version numérique

Cette nouvelle version du SAEC a été réalisée en parallèle de la première version, dite analogique, qui ne pouvait accueillir des signaux de type numériques dans sa configuration actuelle. Les deux versions cohabitent et sont utilisées suivant l'application souhaitée.

Cette version permet l'enregistrement de signaux numériques provenant des capteurs externes ou de l'IRM (fenêtre d'acquisition, trigger) et de signaux analogiques après adaptation de leur tension (signaux des gradients, signaux de capteurs externes…). L'acquisition des signaux se fait à une fréquence d'échantillonnage de 50kHz maximum mais en général, elle est réglée à 1kHz.

Le SAEC version numérique comprend (Figure 4.15) :

- Un ordinateur avec un noyau Linux,
- Un rack de connectiques.

Un ordinateur est installé près de la console de l'IRM afin de permettre à l'utilisateur de visualiser en temps réel les signaux provenant des capteurs ou de l'IRM.



Figure 4.15 : SAEC version numérique comprenant le rack de connectiques et l'ordinateur

Dans le rack de connectiques (Figure 4.16), trois types de signaux entrant sont à distinguer :

- Les signaux analogiques tels que les gradients de champ magnétique. Ces signaux dont la plage de mesure est supérieure à la tension acceptée par le microcontrôleur doivent être adaptés en tension. De plus, les signaux sont aussi filtrés avec un passe-bas de Butterworth dont la fréquence de coupure a été réglée à 380Hz environ. D'autres signaux analogiques provenant de capteurs externes peuvent aussi être acquis : par exemple, les signaux issus de la ceinture optique (§ 4.1). Dans ce cas là, la fréquence de coupure du filtre passe-bas (environ 30Hz) est inférieure à celle introduite pour les gradients de champ magnétique car les signaux mesurés sont de plus faibles fréquences,
- Les signaux de type TTL tels que la fenêtre d'acquisition et le trigger,
- Les signaux des capteurs provenant de la salle IRM et transmis par fibre optique. Ces signaux sont d'abord envoyés vers un PIC pour être numérisés, si cela est nécessaire. Le microcontrôleur permet, entre autre, de passer d'un signal analogique à un signal compatible avec la transmission par fibre optique nécessaire pour sortir de la cage de Faraday.

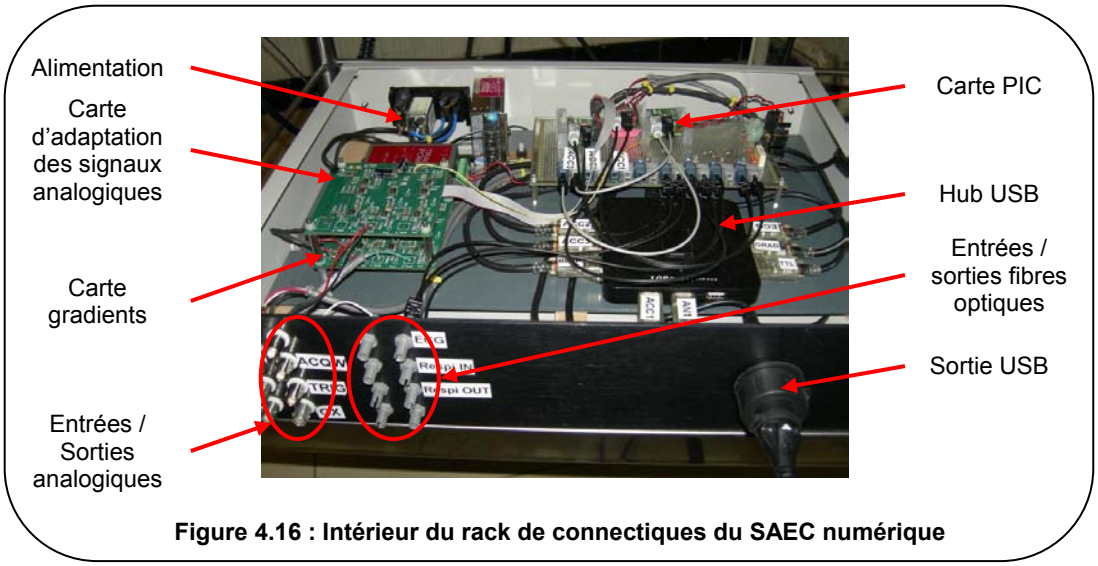


Figure 4.16 : Intérieur du rack de connectiques du SAEC numérique

Les signaux analogiques, après adaptation de tension, et les signaux issus des capteurs, après transmission par fibre optique, sont réceptionnés par un autre microcontrôleur situé hors de la salle IRM. Ces signaux sont ensuite envoyés vers des puces FTDI (*Future Technology Devices International*) qui permettent l'adaptation des signaux pour une transmission par USB (*Universal Serial Bus*). Le schéma global d'acquisition est représenté sur la Figure 4.17.

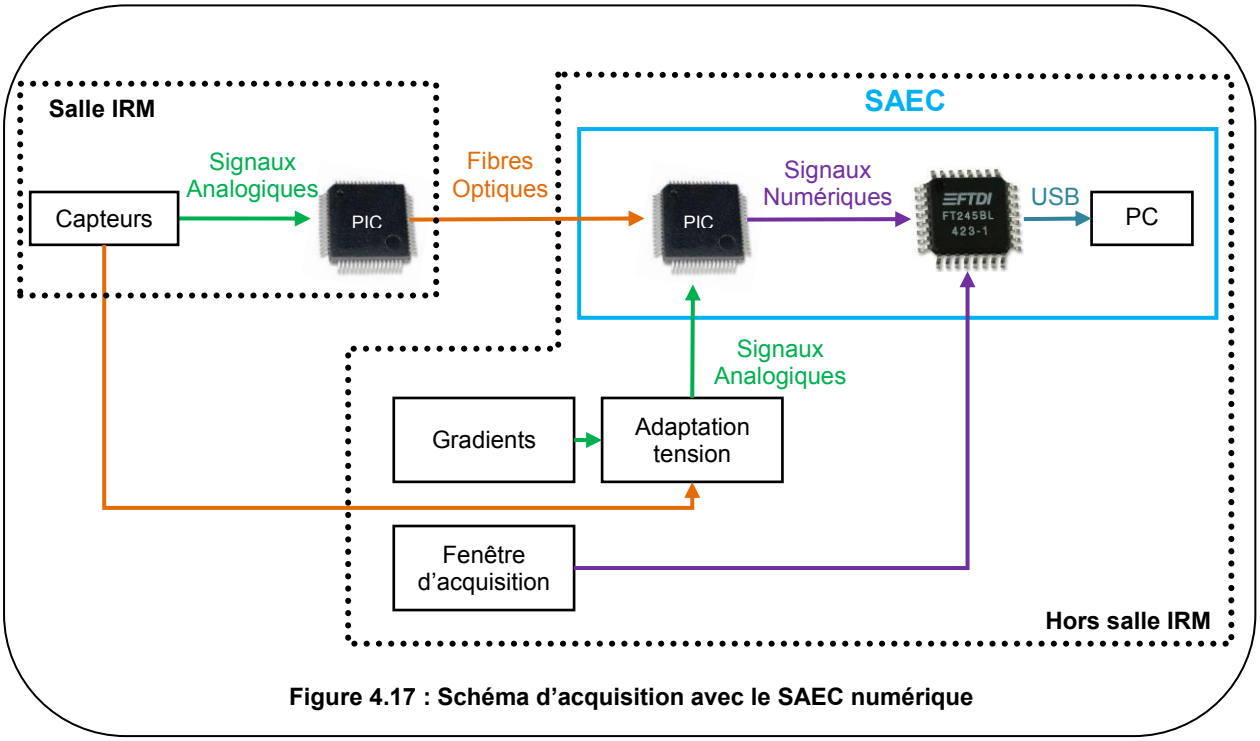


Figure 4.17 : Schéma d'acquisition avec le SAEC numérique

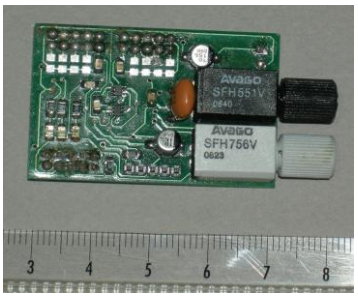
L'architecture logicielle, développée en langage C, se compose d'un noyau temps réel et d'une interface utilisateur permettant principalement la visualisation, le réglage de certains paramètres, qui seront développés plus loin, et l'enregistrement des signaux. Les traitements implémentés dans la version numérique du SAEC sont les mêmes que ceux de la version analogique (détecteur QRS, algorithme de prédiction RR, méthode adaptative de débruitage des ECG...) ainsi que d'autres traitements qui sont en cours de développement.

4.2.4.3 Accéléromètres numériques : Cartes

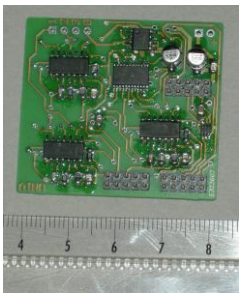
Cette version de capteur est composée de deux cartes :

- Une carte PIC,
- Une carte dite « universelle ».

Les cartes, réalisées par la société ACS (*Automation Conception System*), ont été conçues afin de se positionner l'une sur l'autre et de partager certaines parties telles que l'alimentation (Figure 4.18).



Carte PIC



Carte universelle



Capteur numérique

Figure 4.18 : Capteur numérique complet contenant la carte PIC et la carte universelle

La carte PIC :

Cette première carte, de dimension 42 x 27 mm, se compose de deux parties principales :

- Le microcontrôleur (dsPIC33F64MC706) ainsi que les composants nécessaires à son fonctionnement (quartz, résistances…),
- Une partie optique comprenant un émetteur et un récepteur.

Le microcontrôleur utilisé appartient à la famille des dsPIC (*digital signal PIC*) qui est particulièrement bien adaptée au traitement du signal. Le PIC a été surdimensionné afin de pouvoir y intégrer ultérieurement des traitements complexes en temps réel utilisant ces signaux respiratoires ou d'autres signaux. Cependant, la version du capteur que nous avons, n'exploite pas au maximum les capacités du PIC. Le microcontrôleur sert de centrale d'acquisition et de numérisation. Néanmoins, il serait possible d'effectuer des traitements plus poussés avec ce composant.

Les principales caractéristiques de ce PIC sont la présence :

- D'un convertisseur analogique-numérique (ADC : *Analog to Digital Converter*) dont le but est d'échantillonner les signaux provenant des capteurs externes,
- D'un processeur (CPU : *Central Processing Unit*) qui a pour rôle principal le transfert du contenu de la zone de mémoire du PIC vers le SAEC,
- D'un module UART permettant la transmission par liaison série,
- De timers permettant la synchronisation des signaux.

La carte universelle :

Cette carte n'a pas été conçue spécifiquement pour cette application mais devait pouvoir être utilisée pour n'importe quel capteur possédant une sortie analogique susceptible d'être numérisée et ajustable à distance. Elle constitue une carte de conditionnement et d'adaptation des signaux pour être ensuite transmis à la carte PIC qui se charge de les numériser afin de les envoyer par fibre optique en dehors de la cage de Faraday. Trois voies identiques sont disponibles sur cette carte. Le signal à conditionner devant être compris entre 0 et 5V constitue la seule contrainte à respecter.

Le circuit est composé de plusieurs étages pour la plupart identiques à la version analogique (Figure 4.19) :

- L'étage soustracteur,
- L'amplification,
- Le filtrage.

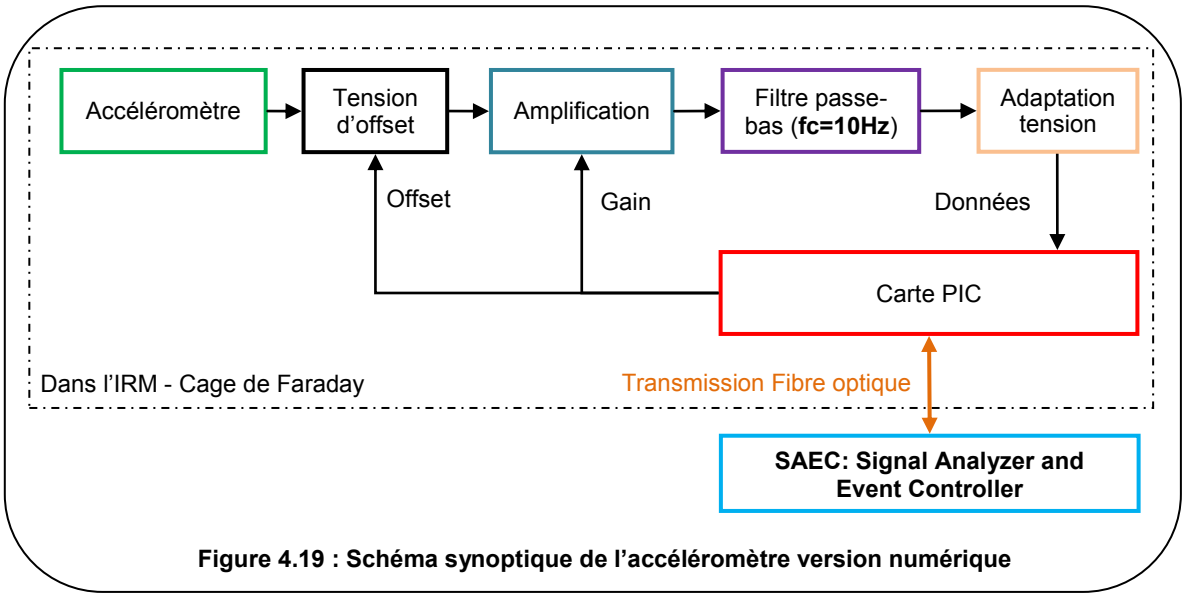


Figure 4.19 : Schéma synoptique de l'accéléromètre version numérique

Un étage supplémentaire est ajouté pour permettre l'adaptation de la tension des signaux qui doit alors être comprise entre 0 et 3,3V, tension maximale que peut recevoir le microcontrôleur.

L'étage soustracteur permet d'obtenir une tension de sortie la plus proche de 1,65V (correspondant à la moitié de la tension maximale) lorsqu'il n'y a pas de mouvement afin de centrer au mieux le signal issu du capteur et de permettre une amplification maximale. Pour cela, le PIC fournit une valeur numérique réglable sur l'interface graphique du SAEC (Figure 4.20) à un CNA (Convertisseur Numérique Analogique) qui la convertit en valeur analogique. Cette dernière valeur est ensuite soustraite à la tension de sortie de l'accéléromètre MS9002D.

Le signal ainsi obtenu est amplifié par l'intermédiaire d'un potentiomètre numérique contrôlé par le microcontrôleur. Il est ensuite introduit dans un filtre passe-bas de Butterworth du deuxième ordre dont la fréquence de coupure reste fixe. Enfin, pour être envoyé au PIC, le signal doit être adapté en tension. Pour cela, un amplificateur soustracteur avec une tension de référence, fournie par le même composant que pour la version analogique, a été ajouté.

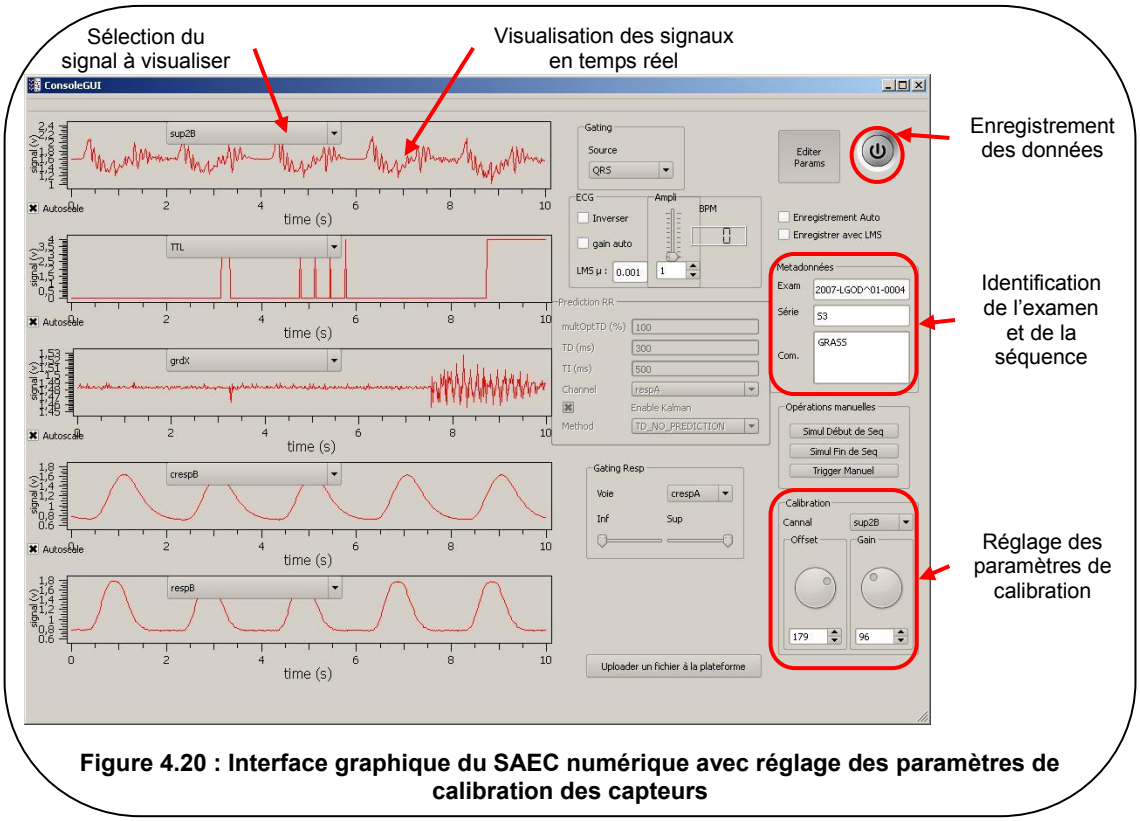


Figure 4.20 : Interface graphique du SAEC numérique avec réglage des paramètres de calibration des capteurs

4.2.4.4 Relation tension, accélération

Comme pour l'accéléromètre analogique, il est possible de retrouver, de façon théorique, la tension en entrée du capteur V_{acc} à partir des valeurs, $SAEC$, enregistrées par le SAEC numérique. Cette tension est donnée par la relation suivante :

$$\mathbf{V_{acc}} = \frac{\boldsymbol{V_{adap}} + (\boldsymbol{V_{réf_adap}} \times \boldsymbol{F_{réf_adap}})}{\boldsymbol{F_{ampli}} \times \boldsymbol{F_{adap}}} + \boldsymbol{V_{DAC}} \quad \textbf{(4.15)}$$

$$\text{Avec} \begin{cases} \boldsymbol{V_{adap}} = \dfrac{\boldsymbol{SAEC}}{\boldsymbol{2^{12}}} \times \boldsymbol{3{,}3V} \\ \boldsymbol{V_{DAC}} = \dfrac{\boldsymbol{offset} \times \boldsymbol{2^4}}{\boldsymbol{2^{12}}} \times \boldsymbol{5V} \\ \boldsymbol{F_{ampli}} = \dfrac{\boldsymbol{R_{pot}}}{\boldsymbol{R_{1g}}} + \boldsymbol{1} \\ \boldsymbol{R_{pot}} = \dfrac{\boldsymbol{gain}}{\boldsymbol{256}} \times \boldsymbol{200\ k\Omega} \end{cases} \quad \textbf{(4.16)}$$

où V_{adap} correspond à la tension en entrée de la carte PIC, F_{adap} est le gain permettant d'adapter la tension en sortie du filtre passe-bas à la tension supportée par le PIC, $V_{réf_adap}$ est une tension de référence nécessaire à l'adaptation de tension, $F_{réf_adap}$ est le gain associé à cette tension de référence, F_{ampli} est le gain d'amplification réglable par l'intermédiaire de l'interface graphique du SAEC numérique (valeur $gain$, réglée par

l'utilisateur) et V_{DAC} est la tension fournie par le DAC pour réaliser l'offset (valeur $offset$, réglée par l'utilisateur).
L'accéléromètre utilisé pour cette version de capteur étant du même type que pour la version précédente (seule la taille change), la relation **(4.12)** entre l'accélération et la tension en sortie du capteur est toujours valable. De même, suivant l'orientation du capteur, l'accélération mesurée variera (équation **(4.13)**).

4.2.4.5 Programme du PIC

Le programme, intégré sur le PIC du capteur et développé en C, a pour objectif la récupération et la transmission des données vers le SAEC numérique ainsi que le réglage de deux paramètres, à savoir le gain d'amplification et l'offset du capteur. Ce programme peut être décrit par cinq états (Figure 4.21).

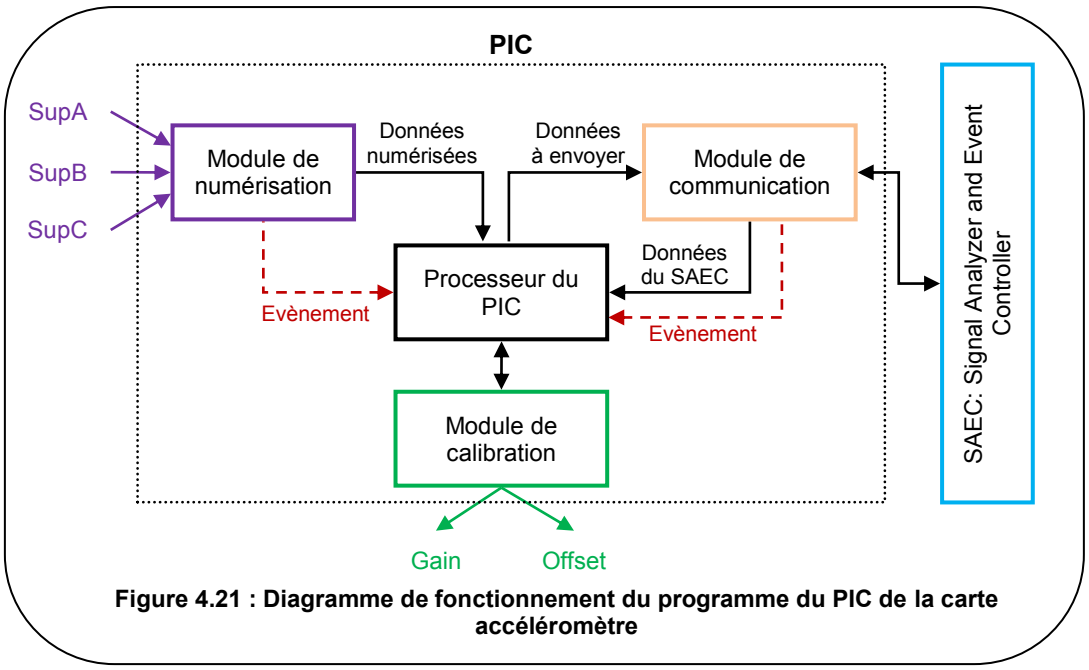


Figure 4.21 : Diagramme de fonctionnement du programme du PIC de la carte accéléromètre

Le premier d'entre eux initialise les différents modules du PIC :

- Le module de calibration qui permet de changer les deux paramètres réglables du capteur par l'intermédiaire de valeurs envoyées au potentiomètre numérique (gain) ou au DAC (offset),
- Le module de communication qui permet de relier le PIC aux émetteurs et récepteurs optiques et ainsi de communiquer avec le SAEC qui envoie les ordres au PIC. Dans cet état, la fréquence d'échantillonnage, le débit de la communication ainsi que le nombre de voies numérisées (trois maximum) sont définis,
- Le module de numérisation qui échantillonne les signaux arrivant des trois voies du capteur (SupA, SupB et SupC),
- Le processeur du PIC qui transmet le contenu de sa zone mémoire spécifique au SAEC. Il permet aussi le transfert des données du module ADC vers le module de communication et effectue les ordres de ce dernier concernant la calibration,

Le second état consiste en l'identification de la carte auprès du SAEC. Pour cela, le PIC envoie, par la liaison optique, un paramètre spécifique à la carte à laquelle il est rattaché, au SAEC afin que celui-ci reconnaisse la carte parmi tous les éléments branchés (autres capteurs, signaux issus de l'IRM…).

Dans le troisième état, le PIC est mis en veille et attend un évènement dit interruptif. Ces évènements sont produits par certains modules, soit lorsqu'une donnée est prête (module ADC), soit lorsque le SAEC envoie un ordre (module de communication) lorsque l'utilisateur change les valeurs du gain et/ou de l'offset.

Le PIC passe du troisième état au quatrième état quand un évènement provenant du module de numérisation apparaît. Ces évènements sont en général périodiques (1kHz). Cet état correspond à l'envoi par fibre optique au SAEC des données numérisées et stockées dans sa zone mémoire.

Enfin, le PIC passe au cinquième état lorsque l'utilisateur change un des paramètres de calibration. Cet état consiste alors en l'envoi par le PIC de ces paramètres aux composants électroniques.

4.2.5. Post traitement

Le signal enregistré par le SAEC représente l'accélération de la surface sur laquelle est placé le capteur. Pour obtenir le déplacement, il est nécessaire d'effectuer un post-traitement qui a été réalisé avec le logiciel Matlab (Figure 4.22).

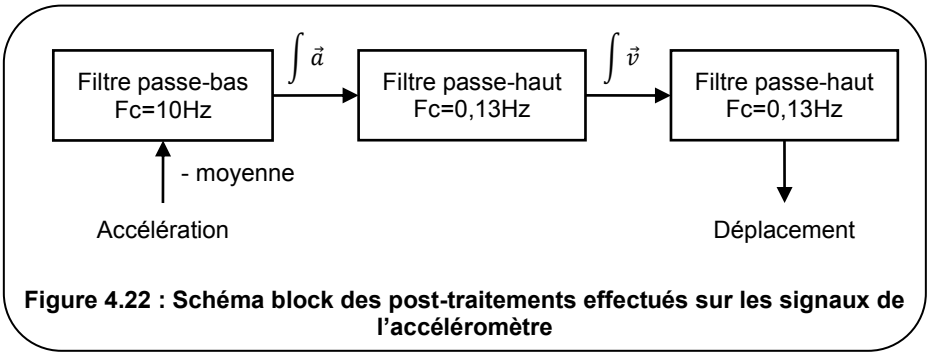


Figure 4.22 : Schéma block des post-traitements effectués sur les signaux de l'accéléromètre

Ce post-traitement consiste principalement en une double intégration du signal en utilisant l'approximation trapézoïdale donnée par l'équation suivante :

$$\boldsymbol{I_{trap}[N] = \Delta \sum_{n=2}^{N-1} f[n] + \frac{\Delta}{2} (f[1] + f[N])} \quad \textbf{(4.17)}$$

où $f[n]$ est le n^{ième} échantillon de la fonction $f(t)$ à intégrer et $\Delta = \frac{1}{f_s}$ avec f_s, la fréquence d'échantillonnage.

Après la première et la seconde intégration du signal d'accélération, le signal résultant est filtré par un passe-haut, avec une fréquence de coupure très faible (0,13 Hz), afin de supprimer une composante indésirable qui peut être présente. Cette composante sera amplifiée avec l'apparition, lors de l'intégration, d'un terme en t si c'est une constante ou en t² si elle correspond à une droite. La fréquence de coupure de 0,13 Hz n'a pas été choisie au hasard. Elle correspond à la fréquence nécessaire permettant de couper à 1% le spectre de fréquences d'un terme en t.

4.2.6. Tests de compatibilité

4.2.6.1 Compatibilité magnétique

Le protocole de compatibilité magnétique a été effectué, pour les deux versions, sur les capteurs complets, c'est-à-dire avec la partie conditionnement des signaux.
Les résultats pour les séquences spin écho et écho de gradient en coupes coronales et sagittales sont présentés dans le Tableau 4.3.

		Taille artéfacts sur les images (en mm)			
		Coupes coronales		Coupes sagittales	
	Séquences	Largeur	Hauteur	Profondeur	Hauteur
Accéléromètre analogique	Spin Echo	106	49	14	42
	Echo de Gradient	86	83	20	80
Accéléromètre numérique	Spin Echo	135	53	15	40
	Echo de Gradient	104	108	24	91

Tableau 4.3 : Taille des artéfacts créés par les deux versions d'accéléromètres développées sur les images en coupes coronale et sagittale

Les deux capteurs produisent d'importants artéfacts sur les images (Figure 4.23). Cependant, ceux créés par l'accéléromètre numérique sont plus étendus que pour la première version de capteur. Dans cette seconde version, une adaptation de tension est nécessaire afin d'envoyer les signaux au PIC ce qui augmente fortement le nombre de composants. De plus, ce capteur se présente sous la forme de deux cartes sandwichs qui peuvent introduire des courants de Foucault supplémentaires par la création de boucles de courant entre les deux cartes.

Au vu de ces résultats, il sera important lors des tests sur volontaires sains, de ne pas positionner le capteur sur la zone à imager.

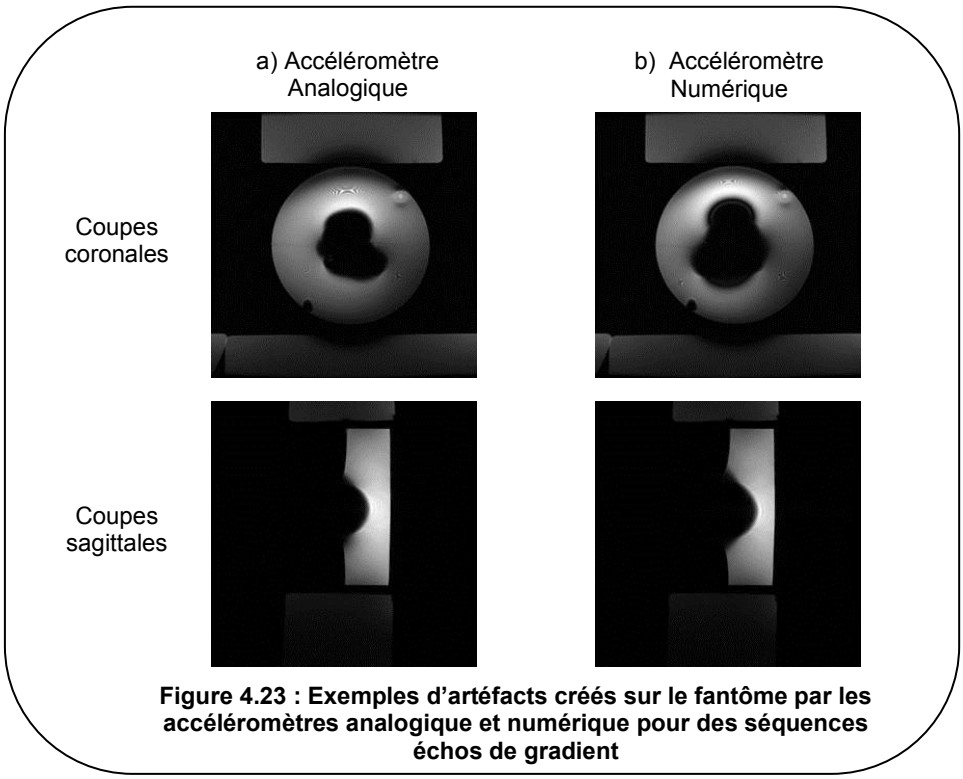


Figure 4.23 : Exemples d'artéfacts créés sur le fantôme par les accéléromètres analogique et numérique pour des séquences échos de gradient

4.2.6.2 Influence du champ magnétique statique

Pour étudier l'influence du champ magnétique statique B_0 sur les deux accéléromètres, nous avons effectué des enregistrements hors IRM et dans l'IRM sans séquence. La plateforme avec le respirateur a été utilisée afin de créer un mouvement. Trois configurations de réglages des paramètres du respirateur ont été utilisées :

- Fréquence de 50 respirations par minute et un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence de 25 respirations par minute et un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence de 25 respirations par minute et un volume de 15 litres par minute.

Pour chaque réglage, cinq enregistrements d'environ 30s ont été réalisé. Les signaux issus des accéléromètres ainsi que ceux d'une ceinture pneumatique ont été enregistrés à l'aide du SAEC. Nous avons ensuite calculé les coefficients de corrélation entre :

- Les signaux de l'accéléromètre obtenus après post-traitement et ceux de la ceinture pneumatique,
- Les signaux de l'accéléromètre enregistrés hors IRM et ceux dans l'IRM sans séquence.

Un enregistrement hors IRM a été choisi pour servir de référence afin de calculer les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre hors IRM et dans l'IRM sans séquence.

La moyenne des coefficients de corrélation obtenus pour les différentes configurations du respirateur, pour les cinq enregistrements, a été calculée (Tableau 4.4).

	Accéléromètre analogique vs Ceinture pneumatique	Accéléromètre numérique vs Ceinture pneumatique	Accéléromètre Analogique	Accéléromètre Numérique
Hors IRM	0,93 (±0,05)	0,93 (±0,09)	0,90 (±0,06)	0,93 (±0,07)
Dans l'IRM sans séquence	0,93 (±0,06)	0,95 (±0,03)		

Tableau 4.4 : Moyenne des coefficients de corrélation obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence, avec les deux versions d'accéléromètres

Les résultats précédents montrent une très bonne corrélation entre les signaux des accéléromètres et ceux de la ceinture pneumatique pour les enregistrements hors IRM comme en IRM sans séquence. Les signaux des deux versions ne sont pas influencés par la présence du champ magnétique statique.
En comparant aussi les signaux des accéléromètres obtenus hors IRM à ceux enregistrés dans l'IRM sans séquence, les résultats confirment les premiers constats à savoir que le champ magnétique statique ne perturbe pas les signaux des capteurs.

4.2.6.3 Tests interférence radiofréquences

Nous avons effectué le test d'interférence avec les radiofréquences pour les deux versions de capteurs à l'IRM 3T. Pour l'accéléromètre analogique comme pour le numérique, ce test n'a révélé aucune interférence avec les radiofréquences de l'IRM. La Figure 4.24 ne montre aucune traînée blanche sur les images ce qui signifie qu'aucune fréquence parasite n'est émise par le capteur dans la bande passante de l'IRM.

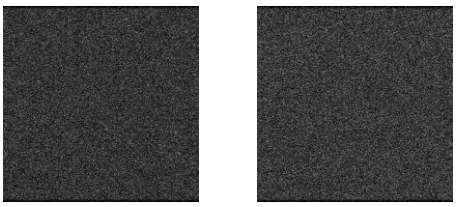


Figure 4.24 : Test d'interférence avec la RF des accéléromètres analogique et numérique

4.2.6.4 Tests impact gradients

Pour tester l'influence des gradients de champ magnétique sur ces capteurs, nous avons réalisé le protocole de tests défini précédemment. La même expérience a été réalisée pour tester les deux versions du capteur.
Le mouvement a été créé par la plateforme de mouvement vertical avec les paramètres de respirateur suivants :

- Fréquence de 30 respirations par minute et un volume de 20 litres par minute,
- Fréquence de 20 respirations par minute et un volume de 15 litres par minute.

Les signaux de l'accéléromètre analogique ainsi que ceux d'une ceinture pneumatique sont enregistrés à l'aide du SAEC analogique pour la première version du capteur et du SAEC numérique pour la seconde.
Les coefficients de corrélation entre les signaux des capteurs après traitement et ceux de la ceinture ont été calculés pour les deux capteurs (Tableau 4.5). Une moyenne de ces coefficients a été effectuée en regroupant les séquences en trois catégories définies précédemment (§ 3.1.3). Pour chaque configuration du respirateur, nous avons réalisé :

- Huit séquences GRASS (séquences développées au laboratoire) en changeant les paramètres spécifiques aux gradients (temps de montée, amplitude, durée des plateaux…),
- Cinq séquences cliniques avec un petit champ de vue,
- Cinq séquences cliniques avec un grand champ de vue.

	Paramètres respirateur		Accéléromètre analogique vs Ceinture pneumatique	Accéléromètre numérique vs Ceinture pneumatique
	Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)		
Séquences GRASS	30	20	0,77 (±0,05)	0,98 (±0,01)
	20	15	0,85 (±0,01)	0,98 (±0,005)
Séquences Cliniques FOV petit	30	20	0,49 (±0,22)	0,80 (±0,30)
	20	15	0,71 (±0,17)	0,90 (±0,07)
Séquences Cliniques FOV grand	30	20	0,50 (±0,15)	0,91 (±0,04)
	20	15	0,72 (±0,11)	0,92 (±0,05)
TOTAL			0,70 (±0,18)	0,93 (±0,12)

Tableau 4.5 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre les signaux des deux versions d'accéléromètres et ceux du respirateur, par catégorie de séquences

Les signaux issus de l'accéléromètre analogique sont plus faiblement corrélés avec ceux de la ceinture pneumatique que ceux de l'accéléromètre numérique. Cette différence est plus marquée pour la fréquence et le volume les plus élevés du respirateur. Lors de cette première expérience, nous avons placé l'accéléromètre directement sur la plateforme mobile. Nous avons remarqué que les signaux de ce capteur étaient fortement bruités lors des séquences cliniques où les gradients ne sont pas « séparés » contrairement à la séquence GRASS. Un résidu d'oscillations provenant à priori des vibrations provoquées par les gradients est présent sur ces signaux. Nous avons donc souhaité appliquer un algorithme utilisé habituellement en traitement du signal pour débruiter les signaux ECG à l'aide des gradients. Cependant, les oscillations résiduelles apparaissant après la fin des gradients de champ magnétique, cet algorithme ne nous a pas permis de débruiter nos signaux. Pour la deuxième expérience, nous avons ajouté une mousse, permettant d'absorber les vibrations, sur laquelle a été placé l'accéléromètre. Cette différence entre les deux expériences a contribué à améliorer les résultats obtenus.

Pour l'accéléromètre numérique, les coefficients de corrélation entre les signaux du capteur et ceux de la ceinture pneumatique sont plus importants que ceux obtenus avec la version analogique. Pour toutes les expériences, le capteur a été placé sur la mousse afin d'éviter au maximum les vibrations qui pourraient être enregistrées par le capteur. De même, en comparant les résultats des capteurs sur la mousse (deuxième configuration du respirateur), la version numérique est beaucoup moins perturbée par les gradients de champ magnétique.

Les signaux de l'accéléromètre avant le début et après la fin de la séquence et ceux pendant la séquence ont été comparés. Les coefficients de corrélation ainsi obtenus et moyennés par groupes de séquences, sont donnés dans le Tableau 4.6.

	Paramètres respirateur		Accéléromètre Analogique		Accéléromètre Numérique	
	Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)	Avant vs Pendant	Après vs Pendant	Avant vs Pendant	Après vs Pendant
Séquences GRASS	30	20	0,75 (±0,14)	0,77 (±0,20)	0,82 (±0,10)	0,88 (±0,10)
	20	15	0,77 (±0,17)	0,87 (±0,09)	0,81 (±0,13)	0,71 (±0,10)
Séquences Cliniques FOV petit	30	20	0,74 (±0,07)	0,57 (±0,14)	0,86 (±0,07)	0,83 (±0,03)
	20	15	0,78 (±0,08)	0,80 (±0,3)	0,88 (±0,10)	0,87 (±0,10)
Séquences Cliniques FOV grand	30	20	0,81 (±0,13)	0,71 (±0,12)	0,83 (±0,11)	0,87 (±0,10)
	20	15	0,82 (±0,09)	0,78 (±0,06)	0,89 (±0,14)	0,81 (±0,11)
TOTAL			0,78 (±0,12)	0,77 (±0,16)	0,84 (±0,11)	0,82 (±0,11)

Tableau 4.6 : Tableau récapitulatif des moyennes (et écart types) des coefficients de corrélation entre les signaux issus de l'accéléromètre analogique ou numérique avant ou après les séquences et ceux obtenus pendant les séquences

La comparaison des signaux avant ou après et pendant les séquences montrent des signaux corrélés. Cependant, comme pour la comparaison avec les signaux de la ceinture, nous pouvons remarquer que les résultats obtenus avec l'accéléromètre numérique sont plus élevés qu'avec la première version du capteur. Il est important de noter que des erreurs peuvent être introduites lors de ces calculs de coefficients de corrélation. En effet, la durée d'enregistrement avant et après les séquences est largement inférieure à celle d'une

séquence et nous avons parfois très peu de points enregistrés (moins d'une période). De plus, les signaux à comparer doivent être recalés car ils ne correspondent pas forcément à la même phase du mouvement créé par le respirateur. Tous ces problèmes expliquent en partie les écarts obtenus entre les signaux avant ou après et pendant les séquences.

Les résultats précédents montrent que les signaux de l'accéléromètre analogique sont perturbés par l'environnement IRM en particulier par le déclenchement de la séquence. Cependant, une fois la séquence commencée, les gradients de champ magnétique n'influencent pas de façon importante les signaux de ce capteur.

L'observation des signaux bruts de l'accéléromètre analogique montre qu'un offset apparaît lorsque la séquence est déclenchée (Figure 4.25). Nous avons appliqué des algorithmes de débruitage des signaux utilisés habituellement pour les ECG (LMS) qui n'ont pas réduit ces offsets observés. Nous avons aussi effectué des tests en coupant manuellement la radiofréquence, ce qui n'a eu aucun changement sur le problème observé. Cet offset n'est pas présent sur les signaux de l'accéléromètre numérique.

Les deux accéléromètres utilisés pour réaliser le capteur présentent des caractéristiques identiques (seule la taille change). Il faut mettre en cause la conception du circuit électronique pour expliquer l'apparition de ce phénomène. Le changement de technologie entre les deux versions peut aussi intervenir dans la disparition de cet offset sur les signaux du capteur.

Cependant, au vu de tous les résultats précédents, nous allons considérer que le signal pris pendant la séquence n'est pas perturbé par les gradients de champ magnétique et que l'offset apparaît seulement au début de la séquence.

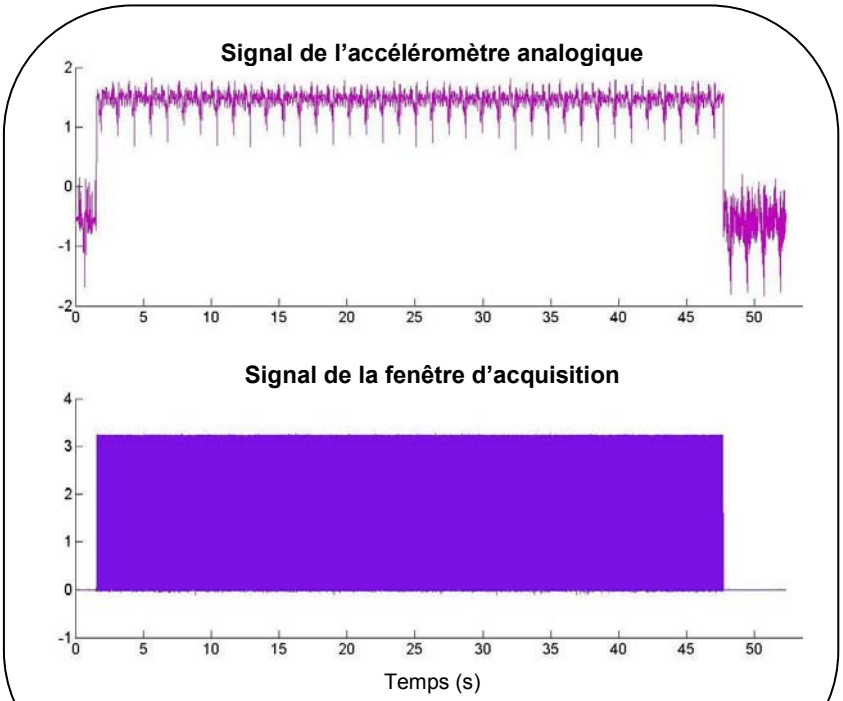


Figure 4.25 : Exemple de signaux obtenus avec l'accéléromètre analogique lors du déclenchement d'une séquence

4.2.7. Validation technique

4.2.7.1 Matériels et méthodes

Les tests de fonctionnement de ces deux capteurs ont été réalisés de la même façon. Nous avons utilisé la plateforme de mouvement vertical en changeant les paramètres du respirateur afin d'obtenir trois types de mouvements verticaux :

- Fréquence 50 respirations par minute avec un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence 25 respirations par minute avec un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence 25 respirations par minute avec un volume de 15 litres par minute.

Pour chaque réglage du respirateur, cinq séquences d'imagerie rapide (SSFP) en coupe sagittale ont été exécutées afin d'étudier la reproductibilité des mesures. Les accéléromètres ont été placés de façon à ce que leur axe sensible se trouve dans la direction du mouvement créé par le respirateur. Une ceinture pneumatique a été ajoutée comme référence des capteurs externes.
L'antenne thoracique utilisée pour les mesures a été placée sur la structure en bois afin de ne pas gêner les mouvements de la plateforme.

Afin d'extraire le mouvement sur les images, une région d'intérêt a été sélectionnée sur un fantôme placé sur la plateforme de mouvement.

Pour quantifier les résultats obtenus, nous avons calculé les coefficients de corrélation entre les signaux suivants :

- Le capteur à tester et la ceinture pneumatique,
- Le capteur à tester et les données du mouvement mesuré sur l'image,
- La ceinture pneumatique et le mouvement mesuré sur l'image.

4.2.7.2 Résultats

L'ensemble des coefficients de corrélation obtenus en moyennant les cinq séquences ayant des paramètres du respirateur identiques est donné dans le Tableau 4.7.

Paramètres respirateur		Accéléromètre Analogique		Ceinture vs Mouvement	Accéléromètre Numérique		Ceinture vs Mouvement
Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)	vs Ceinture	vs Mouvement		vs Ceinture	vs Mouvement	
50	10	0,88 (±0,03)	0,84 (±0,03)	0,94 (±0,01)	0,81 (±0,01)	0,90 (±0,03)	0,78 (±0,03)
25	10	0,94 (±0,01)	0,92 (±0,02)	0,98 (±0,002)	0,94 (±0,02)	0,95 (±0,02)	0,95 (±0,01)
25	15	0,95 (±0,01)	0,93 (±0,01)	0,97 (±0,01)	0,95 (±0,02)	0,92 (±0,04)	0,90 (±0,04)
TOTAL		0,92 (±0,04)	0,90 (±0,05)	0,96 (±0,02)	0,90 (±0,07)	0,93 (±0,04)	0,88 (±0,08)

Tableau 4.7 : Tableau récapitulatif des moyennes des coefficients de corrélation obtenus lors des tests de fonctionnement des accéléromètres

Les accéléromètres et la ceinture ne donnent pas le même type d'information, l'une est une mesure ponctuelle et l'autre moyennée. Cependant, nous avons voulu comparer ces deux signaux car la ceinture pneumatique est le seul capteur externe utilisé actuellement en clinique. Elle peut donc nous servir de référence d'un point de vue des capteurs externes.

Les coefficients de corrélation obtenus avec les accéléromètres analogique et numérique montrent une bonne corrélation avec le mouvement mesuré sur l'image ainsi qu'avec la ceinture pneumatique (coefficients de corrélation supérieurs à 0,8).

Un exemple de courbe obtenue avec les deux versions d'accéléromètres est présenté sur la Figure 4.26.

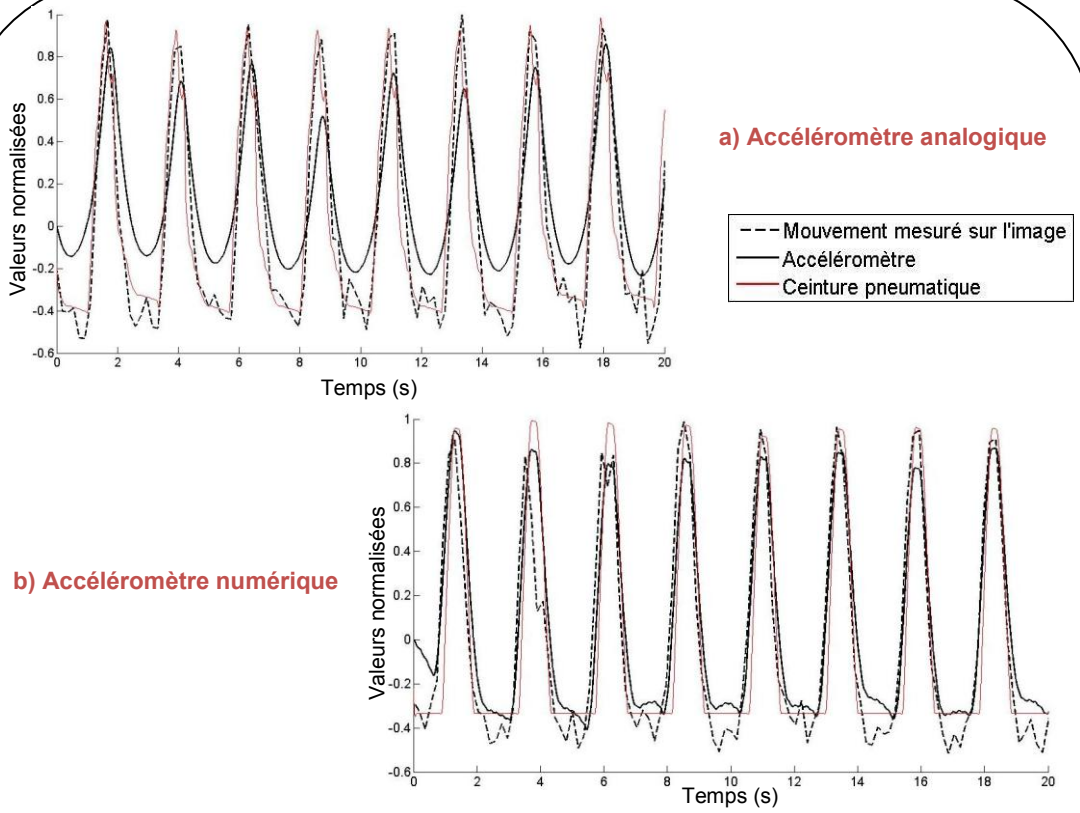


Figure 4.26 : Exemple de courbes obtenues lors de la validation technique de l'accéléromètre a) analogique et b) numérique

4.2.7.3 Discussion

Les signaux des deux versions d'accéléromètres sont bien corrélés avec ceux de la ceinture pneumatique et du mouvement mesuré sur l'image. Aucune différence significative n'est observée entre les deux accéléromètres d'un point de vue des résultats.
Les coefficients de corrélation entre les accéléromètres et le mouvement mesuré sur l'image sont comparables à ceux obtenus par la ceinture pneumatique.
De plus, une bonne reproductibilité des mesures entre les cinq séquences dont les paramètres du respirateur sont identiques, est observée avec des écarts type faibles.

Pour la fréquence du respirateur la plus élevée, les coefficients de corrélation sont plus faibles mais restent encore élevés. En observant les courbes issues de l'accéléromètre analogique pour les deux fréquences de respirateurs (Figure 4.27), nous pouvons remarquer que lorsque la fréquence est élevée, la ligne de base du signal d'accéléromètre n'est plus stable. Cette instabilité de la ligne de base entraîne une diminution du coefficient de corrélation. La fréquence de coupure du filtre passe-bas présent dans le circuit électronique est trop faible surtout lorsque la fréquence du respirateur augmente. Une partie de l'information peut ainsi être perdue. Ce problème n'est pas présent pour l'accéléromètre numérique pour lequel les coefficients de corrélation même avec une fréquence du

respirateur élevée restent comparables à ceux obtenus dans les deux autres configurations. Pour cette version, la fréquence de coupure du filtre passe-bas est beaucoup plus élevée ce qui peut expliquer les différences observées entre les deux versions.

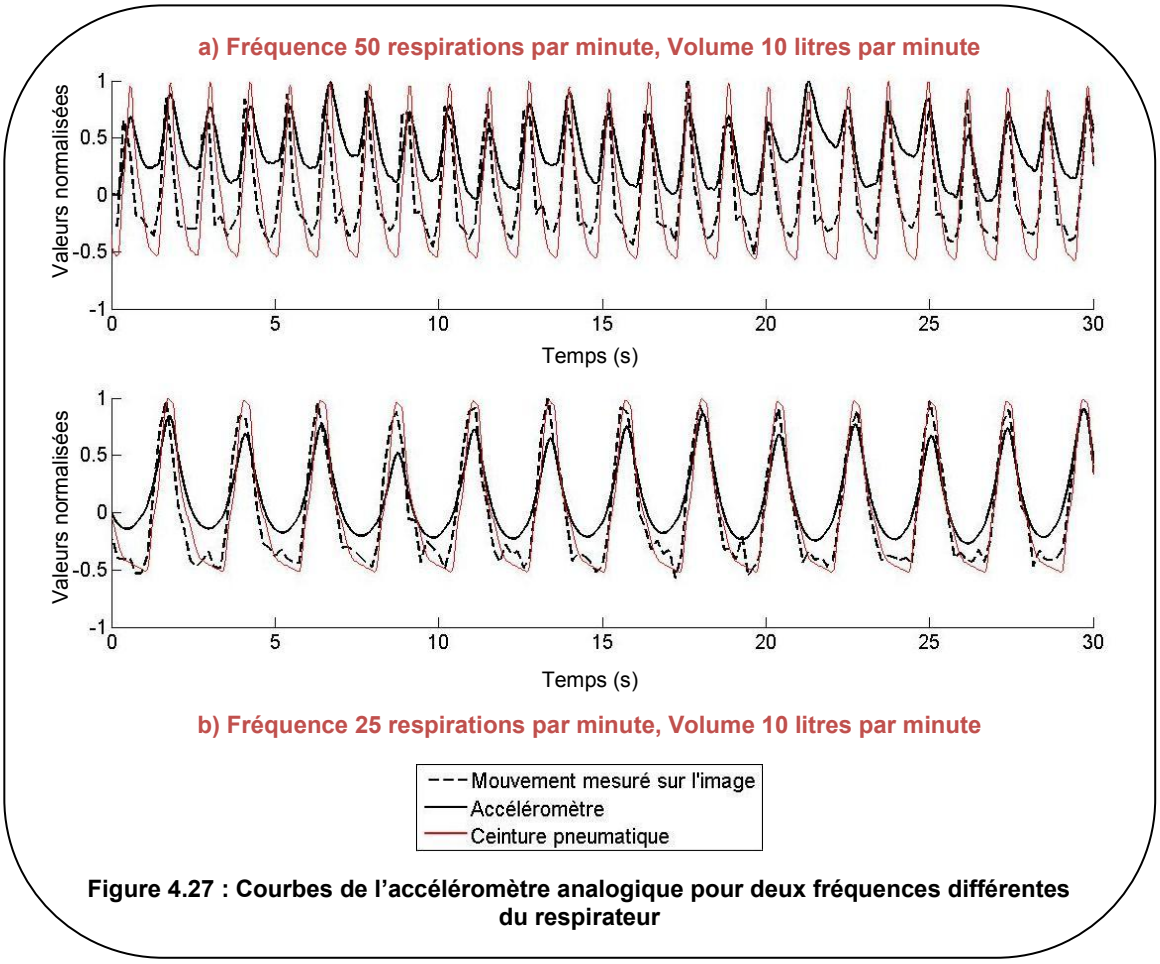


Figure 4.27 : Courbes de l'accéléromètre analogique pour deux fréquences différentes du respirateur

4.2.8. Conclusion

Les premiers tests de compatibilité IRM ont montré que les deux versions de capteurs à base d'accéléromètre que nous avons développées présentent des artéfacts assez importants sur les images sans être attirés par l'aimant. Il sera donc nécessaire de ne pas les placer sur la partie à imager lors des tests sur volontaires sains. Dans le cas contraire, ces artéfacts pourront être à l'origine de défaut de la méthode de détection du mouvement interne.
En revanche, les résultats du test GE d'interférence avec les radiofréquences montrent que les deux capteurs ne sont pas perturbés par l'IRM.
Enfin, les tests sur l'impact des gradients de champ magnétique ont soulevé des perturbations subies par la version analogique. En effet, ce capteur présente une tension d'offset indésirable dès le début de la séquence. Cet effet n'a pas été constaté sur la deuxième version. Néanmoins, au vu des résultats que nous avons obtenus lors de la comparaison des signaux avant et pendant les séquences, il est possible d'envisager que le signal du capteur pendant les séquences n'est pas perturbé de façon notable par les gradients de champ magnétique.
Les tests de fonctionnement ont permis de mettre en avant une corrélation importante entre les signaux des capteurs développés et ceux des ceintures pneumatiques (et du respirateur) ainsi que les mouvements internes mesurés sur les images.

Même si les tests de compatibilité IRM de ces deux versions de capteurs montrent des défauts, surtout au niveau des artéfacts sur les images, les résultats obtenus sur fantômes sont très encourageants pour mesurer des mouvements respiratoires sur volontaires sains.

4.3. Accéléromètre optique

L'accéléromètre optique est un capteur commercialisé par la société Optoacoustics (Israel) pour les industries pétrolières et électriques. Cette société commercialise d'autres capteurs à base d'optique comme les microphones ou les casques optiques utilisés particulièrement en IRM.
Les accéléromètres optiques ne sont pas ou peu utilisés en IRM. Ce capteur est commercialisé pour une application en IRM fonctionnelle pour la mesure des mouvements des patients mais n'est pas adapté à la mesure de la respiration (sensibilité trop faible). Un accéléromètre a donc été spécialement développé, sur les bases de l'accéléromètre commercial pour notre application.

4.3.1. Principe de fonctionnement

Le système est construit autour d'une minuscule membrane et de deux fibres optiques. La membrane de l'accéléromètre sélectionné est basée sur la technologie MEMS (*Micro Electro Mechanical System*) qui utilise les procédés de la microélectronique classique pour faire des microsystèmes mécaniques.

Les vibrations font bouger la membrane, ce qui aura pour conséquence le changement d'intensité de lumière qui est réfléchie (Figure 4.28). Lorsque la membrane se déplace en fonction de l'accélération, elle va plus ou moins occulter la lumière envoyée par la première fibre optique à la deuxième ce qui entraîne un changement d'intensité de la lumière réfléchie. Ce mécanisme confère une précision et une grande sensibilité au capteur.

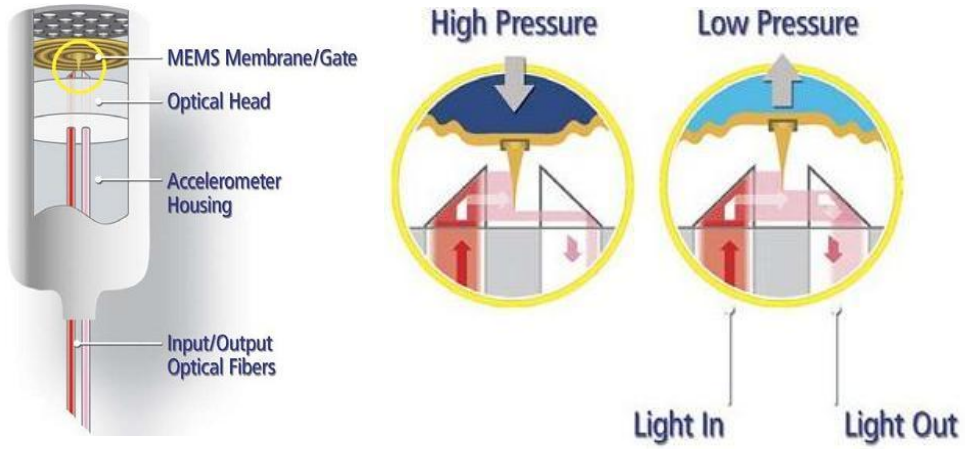


Figure 4.28 : Principe de fonctionnement de l'accéléromètre optique

Le système est composé de deux éléments (Figure 4.29) :

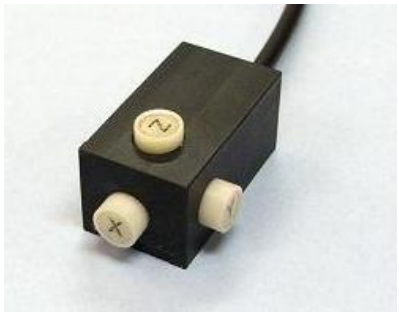
- Un boîtier situé hors de la salle IRM et contenant l'électronique nécessaire à l'envoi et à la réception de la lumière pour la mesure de l'accélération,
- L'accéléromètre en lui-même placé sur le fantôme ou le volontaire.



a-1) Boîtier face avant,
branchement des fibres optiques



a-2) Boîtier face arrière,
branchement des câbles BNC



b) Accéléromètre

Figure 4.29 : Système commercialisé par la société Optoacoustics comprenant un boîtier électronique et l'accéléromètre optique

L'électronique du boîtier n'est pas connue en détails mais les signaux obtenus en sortie sont analogiques dont l'amplitude est proportionnelle à l'accélération subie par la surface sur laquelle est posé le capteur. En entrée de ce boîtier, sont branchées les fibres optiques issues directement du capteur et en sortie, des câbles BNC qui seront ensuite branchés directement sur le SAEC.

Les caractéristiques de l'accéléromètre optique sont les suivantes :

- Sensibilité dans les 3 directions ($x, y\ et\ z$) de $4V/g$ par axe,
- Gamme de mesure : $\pm 1\ g$,
- Bande passante : $0{,}01$ à $100\ Hz$,
- Consommation du boîtier électronique inférieure à $240\ mA$.

4.3.2. Tests de compatibilité IRM

4.3.2.1 Compatibilité magnétique

De part la nature même de ce capteur, la présence d'artéfacts sur les images était peu probable. Cependant, la composition des matériaux ainsi que la nature des éléments internes au capteur nous étaient inconnues. Nous avons donc effectué les tests de compatibilité magnétique à l'aide du protocole de tests (§ 3.1.1).

Un léger artéfact à l'endroit du capteur (Figure 4.30) apparaît. Il est possible que cet artéfact soit créé par une plaque de plexiglass présente à l'intérieur du capteur. Cet effet observé étant très faible, le capteur aura peu d'influence sur la qualité et donc sur le diagnostic d'une image lors d'un examen.

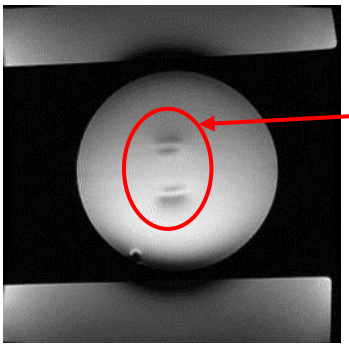


Figure 4.30 : Artéfacts créés sur le fantôme par l'accéléromètre optique pour une séquence en écho de gradient en coupe coronale

4.3.2.2 Influence du champ magnétique statique

Comme pour les deux versions d'accéléromètres développées, des enregistrements hors IRM et dans l'IRM sans séquence ont été effectués afin d'étudier l'influence du champ magnétique statique sur les signaux du capteur. Nous avons utilisé la plateforme de mouvement verticale et placé une ceinture pneumatique qui servira de référence. Trois configurations du respirateur ont été réglées :

- Fréquence de 50 respirations par minute et un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence de 25 respirations par minute et un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence de 25 respirations par minute et un volume de 15 litres par minute.

Pour chaque réglage, cinq enregistrements d'environ 30s ont été réalisés. Les signaux issus des accéléromètres ainsi que ceux d'une ceinture pneumatique ont été enregistrés à l'aide du SAEC.
Les coefficients de corrélation suivants ont été calculés :

- Les signaux de l'accéléromètre obtenus après post-traitement et ceux de la ceinture pneumatique,
- Les signaux de l'accéléromètre enregistrés hors IRM et ceux dans l'IRM sans séquence.

Un enregistrement hors IRM a été choisi pour servir de référence afin de calculer les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre hors IRM et dans l'IRM sans séquence.

La moyenne des cinq enregistrements, des coefficients de corrélation obtenus pour les différentes configurations du respirateur a été calculée (Tableau 4.8). Les résultats sont donnés seulement pour l'axe Z qui correspond à l'axe du mouvement créé par la plateforme.

	Accéléromètre optique axe Z vs Ceinture pneumatique	Accéléromètre optique axe Z
Hors IRM	0,91 (±0,08)	0,90 (±0,10)
Dans l'IRM sans séquence	0,92 (±0,07)	

Tableau 4.8 : Moyenne des coefficients de corrélation obtenus hors IRM et dans l'IRM sans séquence, avec les deux versions d'accéléromètres

Les signaux issus de l'accéléromètre optique sont fortement corrélés avec ceux de la ceinture pneumatique que ce soit en dehors de l'IRM ou dans l'IRM sans séquence. La comparaison des signaux mêmes de l'accéléromètre entre les deux configurations montre une forte corrélation. Cela indique que ce capteur n'est pas perturbé par le champ magnétique statique produit par l'IRM.

4.3.2.3 Tests interférence radiofréquences

Le test d'interférence avec les radiofréquences a été effectué pour ce capteur à l'IRM 3T. Il n'a révélé aucune interférence entre le capteur et les radiofréquences de l'IRM. Comme pour les deux accéléromètres précédents, aucune fréquence parasite n'est émise par l'accéléromètre optique dans la bande passante de l'IRM (Figure 4.31).

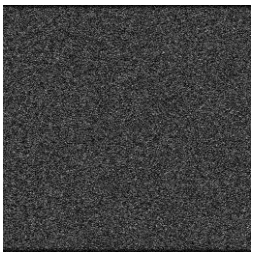


Figure 4.31 : Résultat du test d'interférence avec la RF de l'accéléromètre optique

4.3.2.4 Tests de l'impact des gradients de champ magnétique

Pour tester l'impact des gradients de champ magnétique sur les signaux de l'accéléromètre optique, le protocole de tests (§ 3.1.3) a été réalisé. Nous avons utilisé la plateforme mobile verticale et réglé les paramètres du respirateur afin d'obtenir deux types de mouvements :

- Fréquence de 20 respirations par minute et un volume de 15 litres par minute,
- Fréquence de 50 respirations par minute et un volume de 10 litres par minute.

L'accéléromètre optique est placé sur la plateforme de façon à ce que son axe Z mesure le mouvement créé par le respirateur.

Les signaux issus de l'accéléromètre optique et du respirateur sont enregistrés à l'aide du SAEC analogique. En ce qui concerne l'accéléromètre optique, un post traitement qui consiste principalement à une double intégration des signaux enregistrés a été réalisé afin d'obtenir un déplacement.

Les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique après traitement et du respirateur ont été calculés (Tableau 4.9). Nous avons regroupé les séquences effectuées en trois catégories :

- Les séquences GRASS : 5 séquences ont été réalisées en changeant les paramètres spécifiques aux gradients (temps de montée, amplitude, durée des plateaux…),
- Les séquences cliniques avec un champ de vue considéré comme petit,
- Les séquences cliniques avec un champ de vue considéré comme grand.

	Paramètres respirateur		Accéléromètre X vs Respirateur	Accéléromètre Y vs Respirateur	Accéléromètre Z vs Respirateur
	Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)			
Séquences GRASS	20	15	0,94 (±0,01)	0,95 (±0,003)	0,97 (±0,003)
	50	10	0,88 (±0,01)	0,86 (±0,01)	0,93 (±0,02)
Séquences Cliniques FOV petit	20	15	0,95 (±0,01)	0,94 (±0,01)	0,96 (±0,02)
	50	10	0,83 (±0,07)	0,84 (±0,01)	0,93 (±0,02)
Séquences Cliniques FOV grand	20	15	0,95 (±0,01)	0,94 (±0,01)	0,96 (±0,01)
	50	10	0,86 (±0,02)	0,83 (±0,01)	0,93 (±0,02)
TOTAL			0,91 (±0,05)	0,89 (±0,05)	0,95 (±0,02)

Tableau 4.9 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre l'accéléromètre optique et le respirateur lors des tests de l'impact des gradients de champ magnétique sur les signaux

Les signaux de l'accéléromètre sont bien corrélés avec ceux du respirateur et ce pour toutes les séquences mêmes celles considérées comme perturbatrices. Les coefficients de corrélation sont un peu plus élevés pour l'axe Z du capteur, ce qui est normal au vu du positionnement du capteur sur la plateforme. Cependant, pour les axes X et Y, le capteur mesure aussi un mouvement qui est corrélé avec les signaux du respirateur. En fait, la plateforme de mouvement que nous utilisons n'a pas un mouvement vertical unidirectionnel parfait, des mouvements résiduels dans les autres axes apparaissent. Les signaux non normalisés dans les trois axes du capteur ont des amplitudes différentes avec une plus élevée pour l'axe Z du capteur qui correspond au mouvement vertical de la plateforme.

Lorsque la fréquence du respirateur augmente, les coefficients de corrélation calculés sont alors plus faibles pour les axes X et Y alors que ceux dans l'axe Z restent toujours très élevés.

Enfin, la taille du champ de vue n'influence pas les signaux de l'accéléromètre optique ce qui contribue à dire que les gradients de champ magnétique ne produisent pas de changement sur les signaux.

Afin de vérifier que les gradients de champ magnétique n'influencent pas les signaux issus du capteur, nous avons également comparé les signaux de l'accéléromètre avant le début et après la fin de la séquence avec ceux pendant la séquence. Le récapitulatif des coefficients de corrélation ainsi obtenus est donné dans le Tableau 4.10. Comme pour le tableau précédent, les séquences ont été regroupées en trois catégories.

	Paramètres respirateur		Accéléromètre X		Accéléromètre Y		Accéléromètre Z	
	Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)	Avant vs Pendant	Après vs Pendant	Avant vs Pendant	Après vs Pendant	Avant vs Pendant	Après vs Pendant
Séquences GRASS	20	15	0,93 (±0,06)	0,88 (±0,07)	0,89 (±0,07)	0,98 (±0,1)	0,88 (±0,13)	0,91 (±0,06)
	50	10	0,89 (±0,08)	0,87 (±0,06)	0,87 (±0,06)	0,91 (±0,07)	0,75 (±0,13)	0,74 (±0,1)
Séquences Cliniques FOV petit	20	15	0,87 (±0,1)	0,89 (±0,09)	0,89 (±0,07)	0,94 (±0,05)	0,77 (±0,21)	0,88 (±0,19)
	50	10	0,84 (±0,15)	0,88 (±0,15)	0,95 (±0,06)	0,87 (±0,1)	0,96 (±0,07)	0,80 (±0,25)
Séquences Cliniques FOV grand	20	15	0,93 (±0,02)	0,88 (±0,07)	0,89 (±0,02)	0,82 (±0,02)	0,58 (±0,09)	0,74 (±0,16)
	50	10	0,9 (±0,09)	0,90 (±0,06)	0,87 (±0,02)	0,86 (±0,07)	0,65 (±0,14)	0,77 (±0,12)
TOTAL			0,89 (±0,09)	0,88 (±0,08)	0,89 (±0,07)	0,88 (±0,08)	0,77 (±0,18)	0,81 (±0,16)

Tableau 4.10 : Tableau des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique avant ou après les séquences et pendant les séquences

Les signaux issus de l'accéléromètre optique, avant et après le lancement des séquences, sont fortement corrélés aux signaux obtenus lors des séquences. Les coefficients de corrélation sont un peu inférieurs à 1 car les signaux enregistrés pendant les séquences sont légèrement plus bruités que ceux sans séquence. De plus, ils peuvent être dans des phases de respirateur différentes ce qui peut entraîner des erreurs dans les coefficients de corrélation. Il est alors nécessaire de recaler les signaux dans la même phase. Dans certains enregistrements, nous avons peu de points avant ou après les séquences ce qui ne permet pas d'effectuer une comparaison optimale entre les signaux.

Les signaux bruts de l'accéléromètre optique dans les trois axes ainsi que le signal d'un des trois gradients qui symbolise le début de la séquence sont présentés sur la Figure 4.32.

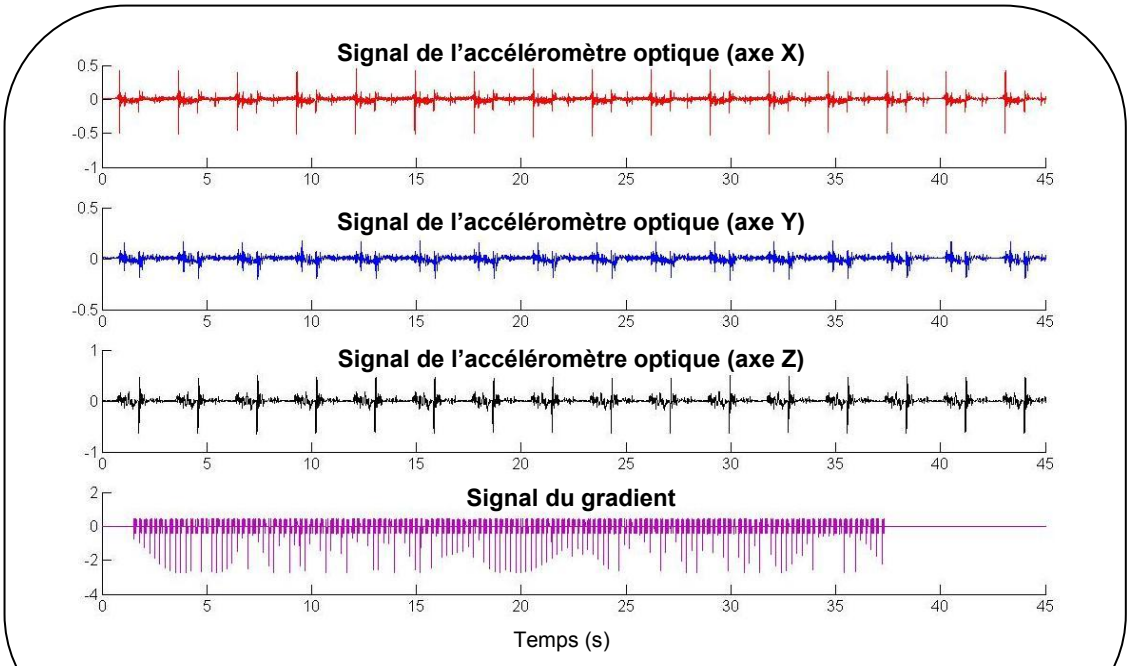


Figure 4.32 : Signaux de l'accéléromètre optique et d'un des gradients lors d'une séquence

En étudiant visuellement ces signaux, aucun changement important n'est à noter lors du déclenchement de la séquence.

4.3.2.5 Conclusion

L'accéléromètre optique est un capteur compatible IRM de part sa nature. Les tests effectués confirment cette compatibilité. L'artéfact produit par le capteur sur l'image est faible. De plus, ni la radiofréquence ni les gradients de champ magnétique ne perturbent de façon notable les signaux issus du capteur.

4.3.3. Validation technique

4.3.3.1 Matériels et Méthodes

Pour tester ce capteur sur fantômes, nous avons effectué deux séries de tests. Dans la première, nous avons utilisé uniquement le respirateur afin d'obtenir un mouvement dans une dimension. Nous avons placé l'accéléromètre optique sur la plateforme mobile de façon à ce que son axe Z mesure le mouvement vertical. En plus de l'accéléromètre optique, une ceinture pneumatique a été disposée sur le fantôme. Les signaux issus de tous les capteurs et ceux du respirateur ont été enregistrés à l'aide du SAEC analogique.

Nous avons effectué trois types de mouvement en changeant les paramètres du respirateur :

- Fréquence 50 respirations par minute avec un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence 25 respirations par minute avec un volume de 10 litres par minute,
- Fréquence 25 respirations par minute avec un volume de 6 litres par minute.

Pour chaque configuration, quatre séquences SSFP ont été effectuées.

La deuxième expérience a été réalisée en utilisant les deux plateformes mobiles afin d'obtenir un mouvement vertical et horizontal. Comme lors des premiers tests, l'accéléromètre optique a été placé de façon à mesurer le mouvement vertical avec l'axe Z, et le mouvement horizontal avec l'axe X. En revanche, les signaux ont été enregistrés avec le SAEC numérique grâce auquel il est possible de contrôler le mouvement de la plateforme horizontale. Pour cette expérience, pour des raisons matérielles, aucune ceinture pneumatique n'a été placée sur le fantôme.

Nous utilisons l'antenne thoracique et les séquences sont des SSFP en coupe sagittale. Les paramètres sont ceux définis dans la partie 3.3 afin de pouvoir calculer les mouvements sur l'image à partir de l'algorithme de détection de mouvement. Une région d'intérêt est ensuite sélectionnée sur un des fantômes sur lequel est positionné le capteur.

Pour quantifier les résultats obtenus, nous avons mesuré les coefficients de corrélation entre les signaux de :

- L'accéléromètre optique et la ceinture pneumatique,
- L'accéléromètre optique et les données du mouvement mesuré sur l'image,
- La ceinture pneumatique et le mouvement mesuré sur l'image.

4.3.3.2 Résultats

Le Tableau 4.11 présente les résultats des coefficients de corrélation obtenus lors de la première série de tests avec mouvement une dimension. Pour chaque configuration du respirateur, une moyenne des coefficients calculés pour les quatre séquences SSFP a été effectuée.

Paramètres respirateur		Accéléromètre Optique X		Accéléromètre Optique Y		Accéléromètre Optique Z		Ceinture vs Mouvement
Fréquence (respi/min)	Volume (L/min)	vs Ceinture	vs Mouvement	vs Ceinture	vs Mouvement	vs Ceinture	vs Mouvement	
50	10	0,90 (±0,03)	0,86 (±0,04)	0,94 (±0,02)	0,92 (±0,03)	0,97 (±0,01)	0,94 (±0,02)	0,96 (±0,01)
25	10	0,95 (±0,01)	0,96 (±0,01)	0,91 (±0,01)	0,91 (±0,01)	0,96 (±0,02)	0,96 (±0,02)	0,98 (±0,005)
25	6	0,94 (±0,01)	0,92 (±0,01)	0,94 (±0,01)	0,94 (±0,01)	0,95 (±0,01)	0,94 (±0,02)	0,97 (±0,02)
TOTAL		0,93 (±0,03)	0,92 (±0,05)	0,93 (±0,02)	0,92 (±0,02)	0,96 (±0,02)	0,95 (±0,02)	0,97 (±0,02)

Tableau 4.11 : Tableau des moyennes des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique et le mouvement 1D réalisé avec la plateforme verticale

Comme pour les accéléromètres développés, nous avons décidé de comparer les signaux de l'accéléromètre optique avec ceux de la ceinture, même si les deux capteurs ne donnent pas une information tout à fait de même nature.

L'accéléromètre optique est très bien corrélé avec le mouvement donnant des coefficients de corrélation supérieurs à 0,9 et ce, pour les différents mouvements créés avec la plateforme. Ces coefficients sont plus élevés pour l'axe Z de l'accéléromètre optique qui correspond à l'axe vertical de la plateforme mobile.

Les résultats obtenus avec la ceinture pneumatique reflètent aussi une bonne corrélation entre les deux capteurs externes.

La Figure 4.33 représente un exemple de courbes obtenues lors de cette première série de tests avec l'accéléromètre optique.

Pour la seconde expérience, nous avons effectué cinq séquences SSFP dont les résultats moyennés sont donnés dans le Tableau 4.12.

Accéléromètre Optique X		Accéléromètre Optique Y		Accéléromètre Optique Z	
vs Mouvement vertical	vs Mouvement horizontal	vs Mouvement vertical	vs Mouvement horizontal	vs Mouvement vertical	vs Mouvement horizontal
0,41 (±0,23)	0,95 (±0,01)	0,39 (±0,19)	0,88 (±0,02)	0,50 (±0,36)	0,15 (±0,04)

Tableau 4.12 : Tableau des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre optique et les mouvements réalisés avec les deux plateformes

Les signaux issus de l'axe X de l'accéléromètre optique sont fortement corrélés avec le mouvement horizontal alors que ceux de l'axe Z le sont plus avec le mouvement vertical. En ce qui concerne les signaux obtenus dans l'axe Y, ils sont mieux corrélés avec le mouvement horizontal.

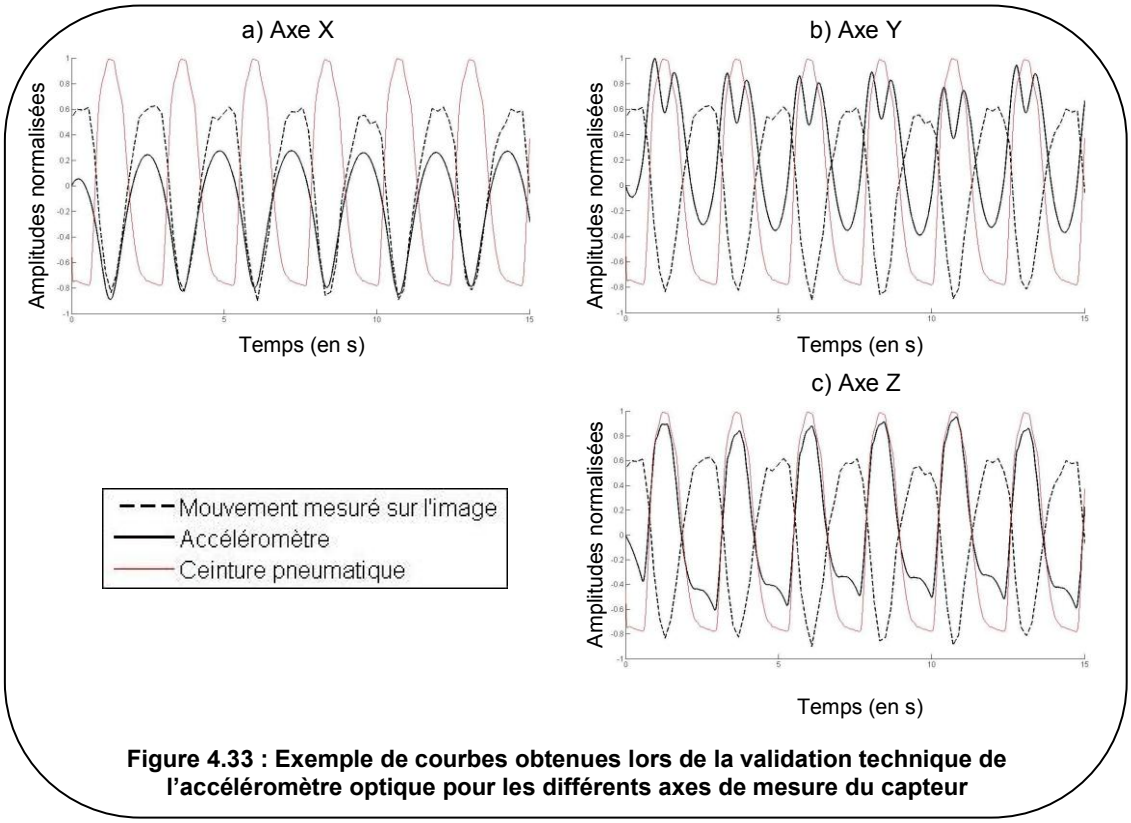


Figure 4.33 : Exemple de courbes obtenues lors de la validation technique de l'accéléromètre optique pour les différents axes de mesure du capteur

4.3.3.3 Discussion

Comme les résultats précédents le montrent, l'accéléromètre optique est bien corrélé avec les signaux de mouvement obtenus sur les images.

Lors de la première expérience, cette corrélation est un peu plus importante pour les signaux de l'axe Z du capteur qui correspond à l'axe de déplacement de la plateforme vertical. Comme nous avions pu le remarquer lors de l'expérience sur l'impact des gradients de champ magnétique, les signaux obtenus dans les deux autres axes de l'accéléromètre optique sont aussi corrélés avec le mouvement. Cela peut s'expliquer par un mouvement résiduel de la plateforme dans les deux autres axes qui serait mesuré par l'accéléromètre optique.

Les résultats de la deuxième expérience montrent que les signaux obtenus par les axes X et Y de l'accéléromètre optique sont fortement corrélés avec le mouvement horizontal alors que ceux de l'axe Z sont corrélés avec le mouvement vertical. La présence d'un signal dans l'axe Y du capteur lié au mouvement horizontal n'est pas étonnant. En effet, le placement du capteur sur la plateforme n'est pas parfait. Son axe X n'est pas strictement aligné avec celui de la plateforme horizontale ce qui entraîne un signal mesuré à la fois sur les axes X et Y.

Le mouvement vertical est, quant à lui, corrélé au signal de l'axe Z mais avec un coefficient plus faible que lors de la première expérience. En observant les courbes obtenues avec la méthode de détection de mouvement, nous pouvons remarquer que le mouvement vertical mesuré sur les images est de mauvaise qualité pour certaines séries ce qui entraîne une baisse de la moyenne des coefficients de corrélation. Dans ces tests, les images réalisées ont très peu de signal ce qui met en défaut l'algorithme de détection de mouvement surtout dans l'axe du mouvement vertical.

Comme pour l'expérience avec la plateforme de mouvement vertical seul, des mouvements résiduels sont mesurés sur les axes X et Y de l'accéléromètre optique mais de façon beaucoup moins précise (coefficients de corrélation inférieurs à 0,4).

4.3.4. Conclusion

Les résultats sur fantômes de l'accéléromètre optique sont très encourageants pour la mesure des mouvements. Les signaux issus de ce capteur sont bien corrélés avec les mouvements mesurés sur les images et ainsi qu'avec ceux de la ceinture pneumatique.

Ce capteur présente l'avantage de ne pas créer d'artéfacts importants sur les images et d'être sensible dans les trois directions de l'espace. De plus, il n'est pas perturbé par l'environnement IRM du fait de sa composition. Il permet aussi d'effectuer une mesure ponctuelle de déplacement ce qui n'est pas le cas avec la ceinture pneumatique.

Cependant, son prix (9 000€ environ) reste élevé par rapport à d'autres capteurs externes tels que la ceinture pneumatique. De plus, dans sa configuration actuelle, ce capteur, un peu trop encombrant, n'est pas facile à placer sur le volontaire. Aucun moyen de fixation n'est prévu pour l'installer sur l'abdomen ou le thorax d'une personne. Des solutions à base de scotch et/ou de pince sont en cours d'étude. Une autre possibilité serait de réduire au maximum la taille du capteur et d'intégrer un système de fixation lors de la fabrication.

4.4. Récapitulatif sur les capteurs de mouvements

Dans ce chapitre, quatre capteurs dont trois à base d'accéléromètres, ont été testés en IRM sur fantômes. Ces capteurs ne représentent pas le capteur idéal mais comportent chacun leurs avantages (Tableau 4.13).

Les capteurs optiques sont les mieux adaptés à l'environnement IRM du fait de leur fabrication. Malheureusement, ils sont les plus chers. De plus, nous n'avons, pour l'instant, aucune maîtrise du conditionnement des signaux. La fixation des deux capteurs est aussi un problème. Pour la ceinture optique, une solution consistant à accrocher la ceinture de chaque côté de la table est envisageable.

En revanche, en ce qui concerne l'accéléromètre optique, le plus gênant est la taille actuelle du capteur. La forme rectangulaire est très pratique pour les tests sur fantômes, du fait d'une meilleure stabilité, mais peut devenir problématique lors du passage sur volontaires sains. L'accéléromètre optique possède l'avantage non négligeable, en comparaison aux capteurs développés, d'être sensible dans trois axes ce qui permet une meilleure détermination du mouvement.

Les capteurs développés représentent, comme l'accéléromètre optique, une mesure ponctuelle. L'ajout d'un microcontrôleur, pour la seconde version du capteur, permet un réglage plus facile de certains paramètres et ainsi l'obtention d'un signal en général de meilleure qualité. En revanche, ces capteurs sont beaucoup plus perturbés par l'environnement IRM et créent des artéfacts non négligeables qu'il faut prendre en compte lors des acquisitions. Ces artéfacts sont créés par l'accumulation de pistes et de composants sur les cartes, ce qui nous conduit à réduire au maximum la taille générale des capteurs. De plus, malgré une facilité de fixation non négligeable, ils restent encombrants du fait notamment de leur alimentation.

Type de capteur	Compatibilité IRM			Mesure du mouvement	Avantages	Inconvénients
	Compatibilité Magnétique	Immunité RF	Immunité gradient			
Ceinture optique	Pas d'artéfact	Oui	Pas de perturbation due aux gradients	Moyennée	- Pas de dérive	- Gain fixe - Fixation du système
Accéléromètre analogique	Artéfacts importants sur les images	Oui	Perturbation due aux gradients avec introduction d'un offset	Ponctuelle	- Prix - Fixation facile	- Sensibilité dans 1 seul axe - Problème d'alimentation - Gain fixe
Accéléromètre numérique	Artéfacts importants sur les images	Oui	Pas de perturbation due aux gradients	Ponctuelle	- Réglage offset-gain - Prix - Fixation facile	- Sensibilité dans 1 seul axe - Problème d'alimentation
Accéléromètre optique	Léger artéfact	Oui	Pas de perturbation due aux gradients	Ponctuelle	- Capteur 3 axes - Alimentation externe	- Prix élevé - Fixation du système - Taille - Gain fixe

Tableau 4.13 : Récapitulatif sur les différents capteurs de mouvements

4.5. Solutions pour l'alimentation

De part les contraintes de l'environnement IRM, l'alimentation des capteurs pose un réel problème. Nous avons envisagé deux solutions au cours de cette thèse qui présentent chacune des avantages et des inconvénients :

- Une alimentation optique,
- Des piles amagnétiques alimentant déjà les capteurs ECG de la société Schiller Medical.

4.5.1. Alimentation optique

Ce matériel commercialisé par la société JDSU (Milpitas, CA, United States) est composé de deux modules indépendants (Figure 4.34) :

- Un module d'émission constitué d'une diode laser pouvant fournir une puissance optique de 1W à une longueur d'onde de 830nm,
- Un module récepteur composé de cellules photovoltaïques et placé à l'intérieur de l'aimant. Il assure la conversion de l'énergie lumineuse en énergie électrique.

Le module récepteur, PPC (*Photovoltaic Power Converter*), permet d'obtenir, à partir de la lumière envoyée par le premier module (PPM, *Photonic Power Module*), une tension continue de 6V pour une puissance de 250 à 400mW.

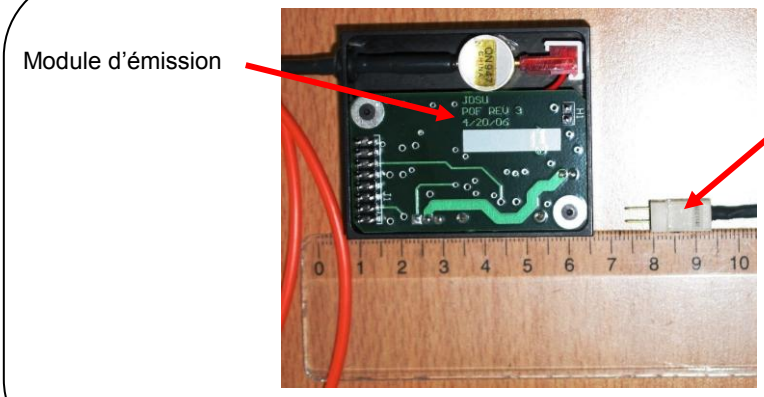


Figure 4.34 : Alimentation optique composée de ces deux éléments

Des tests de fonctionnement hors IRM ont été menés afin de vérifier la stabilité de la tension de sortie. Pour cela, nous avons effectué trois relevés de la tension de sortie de l'alimentation ainsi que de la température du boîtier toutes les minutes pendant une vingtaine de minutes. Un exemple est présenté sur la Figure 4.35.

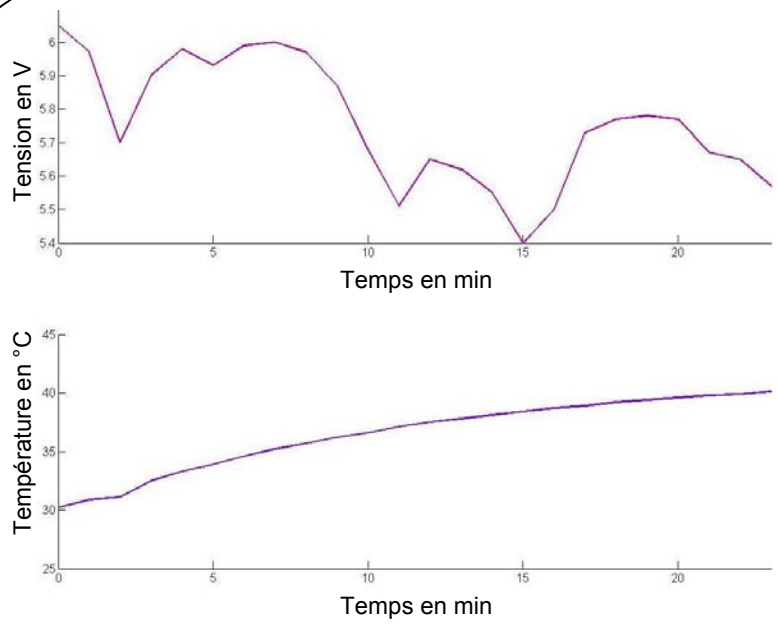


Figure 4.35 : Variation de tension en sortie de l'alimentation optique et de température du boîtier en fonction du temps

Ces relevés montrent une variation importante de la tension avec des valeurs comprises entre 6V et 5,4V. De plus, la température du boîtier du module d'émission augmente fortement au cours du temps. Une chute de tension a été observée lors des trois tests aux alentours de 38°C, mais aucune corrélation entre la température du boîtier et les chutes de tensions observées n'a pu être démontrée avec ces tests.

L'ajout d'un ventilateur autour du boîtier d'émission, nous a permis de maintenir une température stable autour de 30°C et une tension aux bornes de l'alimentation qui fluctue beaucoup moins mais qui diminue au cours de l'expérience.

Il est aussi possible d'augmenter la puissance lumineuse disponible à l'aide d'un potentiomètre. Dans ce cas, la tension de sortie est un peu plus stable mais la

consommation en courant et la température de l'émetteur et du récepteur sont fortement augmentées. Une telle élévation de température aux bornes du module de réception, connecté au capteur placé sur le volontaire, est problématique.

L'alimentation optique présente des avantages non négligeables :

- Compatibilité IRM (par sa nature),
- Taille du module de réception surtout en ce qui concerne la partie connectée aux capteurs et située dans l'aimant.

Cependant, les importantes variations constatées aux bornes du module d'émission sont gênantes pour l'alimentation de nos capteurs qui doit être la plus stable possible. L'ajout d'un ventilateur sur le module d'émission peut être une solution afin de garder la tension la plus stable possible.

La tension délivrée par l'alimentation optique est aussi très sensible aux déformations de la fibre optique. Un placement correct de la fibre au début de l'examen afin que celle-ci ne fasse pas de boucles est alors obligatoire. Cette contrainte est gênante pour des tests sur patient surtout lors de son entrée dans l'aimant.

4.5.2. Piles amagnétiques

Cette solution est celle que nous avons choisie afin d'alimenter les capteurs que nous avons développés au cours de cette thèse. En effet, les piles sont facilement disponibles et permettent d'alimenter des capteurs ayant des consommations mêmes élevées pendant une durée importante. La capacité de ces piles est 1,2 Ampère-heure ce qui permet un fonctionnement d'environ 40heures pour une consommation de 30mA.

Cependant, mêmes en étant considérées comme amagnétiques, ces piles créent des artéfacts importants sur les images (Figure 4.36) que nous devons prendre en compte. La taille de l'artéfact créé est de 14 x 7 cm pour des séquences en spin écho et de 12 x 13 cm pour des séquences en écho de gradient, en coupe coronale. Elles sont encombrantes (45 x 25 x 15 mm) et non rechargeables.

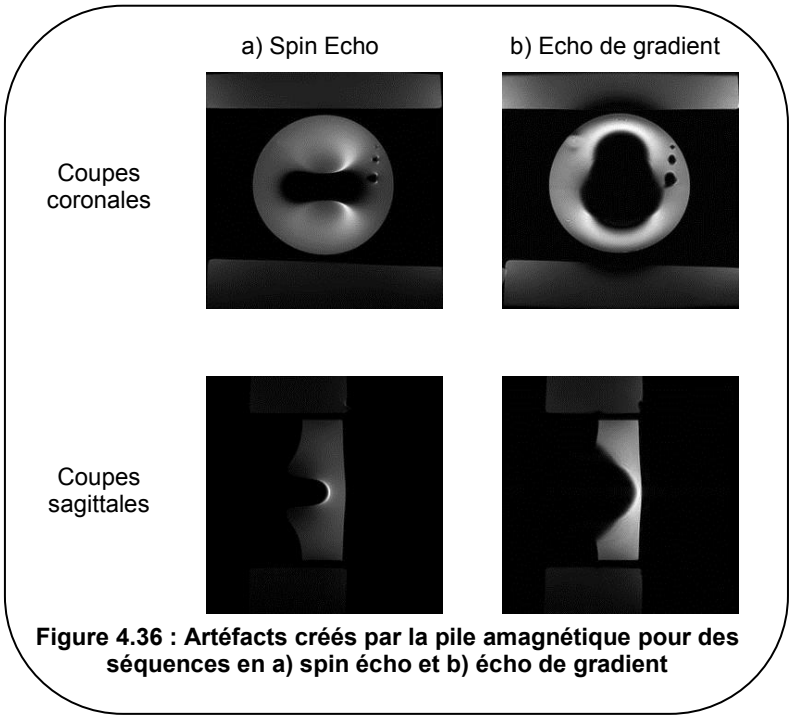


Figure 4.36 : Artéfacts créés par la pile amagnétique pour des séquences en a) spin écho et b) écho de gradient

Au vue de ces deux solutions qui présentent des inconvénients importants, des recherches à la fin de cette thèse ont été menées, en particulier pour le projet MARMOT (Chapitre 6 :), afin de trouver de nouvelles solutions d'alimentation qui pose problème lors des développements des capteurs.

4.5.3. Super Capacité

Une solution envisagée pour alimenter nos capteurs est d'utiliser des super capacités associées à un convertisseur buck-boost. Ce composant est un convertisseur de tension à capacités commutées qui convertit une tension continue en une autre régulée et de plus faible ou de plus grande valeur. Le schéma synoptique de fonctionnement est présenté sur la Figure 4.37.

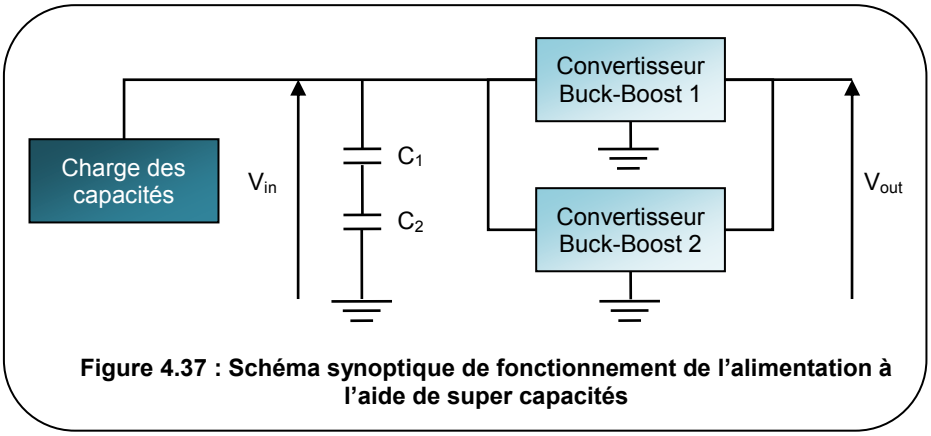


Figure 4.37 : Schéma synoptique de fonctionnement de l'alimentation à l'aide de super capacités

Les convertisseurs buck-boost que nous avons choisis fournissent en sortie une tension de 3,3V. Le premier accepte en entrée une tension comprise entre 1,8V et 5,5V alors que pour le deuxième la tension d'entrée doit être comprise entre 0,9V et 1,8V. L'association de ces deux convertisseurs buck-boost permet de fonctionner avec une tension d'entrée comprise entre 0,9V et 5,5V fournie par les deux super capacités. Ainsi, en chargeant les capacités pour avoir une tension d'environ 5,5V au début de l'expérience, il serait alors possible d'obtenir une tension de 3,3V en sortie de ce circuit tant que la tension d'entrée est supérieure à 0,9V. Le passage d'un convertisseur à l'autre peut être effectué par le PIC.

L'inconvénient principal de l'alimentation basée sur les super capacités est l'ajout important de composants pour fonctionner. De plus, afin d'obtenir la tension souhaitée, les capacités utilisées ont des valeurs élevées et sont encombrantes.

Nous avons aussi testé la compatibilité magnétique de ces composants grâce au protocole de tests défini dans cette thèse. Il en ressort que les capacités créent des artéfacts importants sur les images (Figure 4.38). Cependant, ils sont bien moins importants que ceux créés par les piles amagnétiques utilisées actuellement. La taille de ces artéfacts créés est de 7,5 x 2,5 cm pour des séquences en spin écho et de 6,5 x 7 cm pour des séquences en écho de gradient, en coupe coronale.

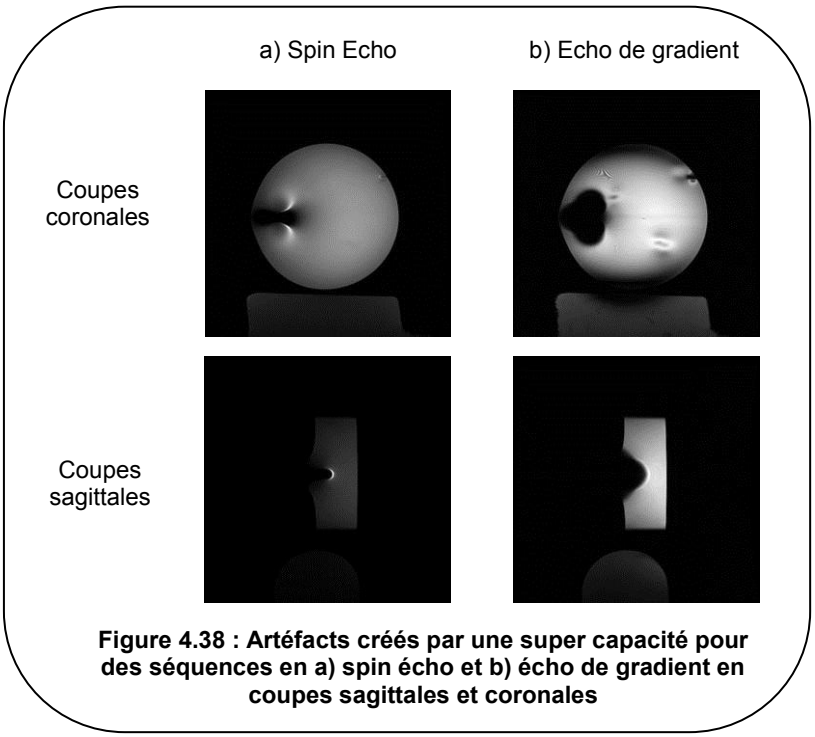


Figure 4.38 : Artéfacts créés par une super capacité pour des séquences en a) spin écho et b) écho de gradient en coupes sagittales et coronales

4.5.4. Conclusion sur l'alimentation

Des solutions sont actuellement en cours de tests mais pour l'instant aucune n'est totalement concluante. La solution à l'aide des super capacités doit encore être validée en environnement IRM.

De nouvelles piles amagnétiques plus petites et créant moins d'artéfacts sont recherchées. En effet, cette solution est celle qui apporte le moins de composants supplémentaires. Pour l'instant, les seules piles amagnétiques et de plus petites tailles que nous avons trouvées sont des piles dont la tension ne dépasse pas 3V. Cette tension est trop faible pour alimenter, par exemple, les accéléromètres actuellement choisis (5V). Cependant, il serait possible d'ajouter un convertisseur buck-boost afin d'augmenter la tension de sortie et d'obtenir une tension suffisante pour alimenter nos capteurs.

Chapitre 5 : Validation clinique des capteurs

Après avoir effectué les tests sur fantômes nécessaires à la validation de la compatibilité IRM et du bon fonctionnement des capteurs, nous les avons validés sur volontaires sains. Ces expériences sont indispensables pour tester en conditions réelles les capteurs ainsi que pour connaître le ressenti des volontaires, en particulier pour le confort.

5.1. Protocole Capteur : tests sur volontaires sains

Afin de tester les capteurs précédents sur volontaires sains, nous avons rédigé un protocole de tests qui a été accepté par le comité de protection des personnes ainsi que par l'AFSSAPS (*Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé*). Cette étude a été conduite en suivant les lois en vigueur en France sur la recherche clinique. De plus, un consentement éclairé, écrit et signé a été obtenu pour chaque volontaire inclus dans ce protocole.

Au cours de cette étude, plusieurs amendements de la première version du protocole ont dû être réalisés suivant les évolutions de développement des capteurs.
La première partie des expériences a permis de tester l'accéléromètre analogique. Pour la seconde partie, les capteurs concernés étaient l'accéléromètre numérique et la ceinture optique.

L'accéléromètre optique n'a pour l'instant pas été testé sur volontaires sains. Cependant, un autre protocole est en cours de rédaction afin d'effectuer ces tests.

5.1.1. Présentation du protocole

Le protocole, appelé protocole capteur, prévoyait l'inclusion de 60 volontaires (30 femmes, 30 hommes) et a débuté en mars 2009.

5.1.1.1 Objectifs

L'objectif principal de ce protocole est d'évaluer la pertinence de nouveaux capteurs compatibles IRM, dans le reflet des mouvements afin de supprimer les artéfacts de mouvements pour améliorer la qualité des images.

Pour évaluer cette pertinence, deux méthodes peuvent être utilisées. La première est une comparaison de nos dispositifs aux mouvements internes obtenus sur les images par la méthode de Brox. Cette comparaison va permettre de valider le fonctionnement des systèmes et de prouver la faisabilité des mesures (correspondance entre les signaux des capteurs et le mouvement réel).

La deuxième méthode consiste à compléter et améliorer les informations obtenues par les capteurs externes déjà existants en routine clinique afin de les utiliser de façon optimale dans la méthode de correction développée au sein du laboratoire (GRICS). Les signaux issus des capteurs à tester seront considérés comme données d'entrée de cette méthode de correction. Nous comparerons la qualité des images corrigées, sans inclure les données de nos capteurs mais avec les capteurs utilisés actuellement en clinique, à la qualité des images en incluant ces données dans la méthode de correction. Le but est alors de voir si nos capteurs apportent des informations supplémentaires, par rapport aux capteurs homologués, susceptibles d'améliorer la correction des artéfacts dus aux mouvements involontaires du patient.

5.1.1.2 Description de la population

Dans cette étude, nous avons souhaité inclure 60 volontaires (30 hommes et 30 femmes) dans le but d'une pré-étude. Les volontaires sont répartis dans trois groupes de 20 personnes avec autant de femmes que d'hommes pour des raisons physiologiques.

Les sujets ont effectué deux examens IRM. Pour le premier groupe, les deux examens ont été réalisés sur l'IRM 1,5T. Pour le deuxième, ils ont eu lieu sur l'IRM 3T. Les volontaires du dernier groupe ont eu un examen sur l'IRM 1,5T et un sur l'IRM 3T.
Le but de ce double examen est de pouvoir étudier la reproductibilité intra-machine (avec le même imageur mais à deux instants différents) et la reproductibilité inter-machine (entre deux imageurs à des champs différents).

Pour cette étude, aucune morphologie particulière n'était recherchée et les critères d'inclusion étaient les suivants :

- Sujets âgés de plus de 18 ans, en mesure de donner leur consentement éclairé,
- Avoir subi l'examen médical systématique de pré-inclusion,
- Absence de contre-indication à l'examen IRM (pas de pacemaker, de défibrillateur cardiaque..).

5.1.2. Matériels et Méthodes

Ce protocole s'est déroulé en deux parties avec une première partie pour tester l'accéléromètre analogique. Après analyse des premiers résultats, nous avons testé l'accéléromètre numérique qui correspond à une amélioration de la version analogique en proposant des solutions aux problèmes observés. A ce capteur, nous avons aussi ajouté la ceinture optique afin de la tester en conditions réelles.

A l'heure actuelle, 28 sujets sains ont été inclus dans ce protocole (13 hommes et 15 femmes). Cependant, sur ces 28 volontaires sains, nous avons retiré :

- Quatre femmes et un homme qui ont permis la mise en place du protocole (pré étude),
- Quatre femmes et deux hommes qui n'ont pas effectué l'étude entière (arrêt de l'examen souhaité par le volontaire).

Au total, 17 examens, dont 10 hommes et 7 femmes, sont totalement exploitables et peuvent ainsi être comparés entre eux. Sur ces 17 volontaires, 11 ont effectué les tests avec la version analogique de l'accéléromètre et 6 avec la version numérique. Un récapitulatif des données relatives aux volontaires est présenté dans le Tableau 5.1.

	Age	Poids (kg)	Taille (cm)	Groupes		
				2 IRM 1,5T	2 IRM 3T	1 IRM 1,5T et 1 IRM 3T
Version Analogique	41,5 (±17,5) [20-64]	65,8 (±11,5) [48-84]	171,7 (±7,1) [156-182]	3	4	4
Version Numérique	26,5 (±7,7) [20-40]	71,7 (±14,7) [51-93]	175,5 (±10,9) [160-187]	1	3	2
Protocole complet	34,9 (±15,7) [20-64]	67,7 (±11,9) [48-93]	173,2 (±8,2) [156-187]	4	7	6

Tableau 5.1 : Récapitulatif des données des volontaires inclus dans le protocole capteur

Lors de cette étude, les volontaires ont été amenés à effectuer deux examens identiques à l'IRM 1,5T et/ou 3T (Signa HDxt, GE Healthcare, Milwaukee, WI), selon leur disponibilité.

Chaque examen s'est déroulé en quatre étapes. La première partie consiste en l'enregistrement des signaux hors IRM. Pour cela, la table IRM, sur laquelle le sujet est déjà installé, n'est pas introduite dans l'aimant. A cette distance, le champ magnétique émis pas l'aimant de l'IRM peut être considéré comme négligeable.

Pour la seconde étape, le volontaire est introduit dans l'aimant mais aucune acquisition d'image n'est réalisée. Cela permet l'enregistrement des signaux issus des capteurs dans l'aimant mais sans séquence. Le but ainsi recherché est d'observer l'influence du champ magnétique statique en comparant les enregistrements issus de la première partie à ceux réalisés dans ces conditions.

La troisième partie comporte les enregistrements avec des séquences d'images rapides à l'aide de séquences SSFP (dont le nom commercial de General Electric est FIESTA). L'objectif est de comparer les signaux issus des capteurs à tester aux déplacements obtenus par la méthode de Brox sur les images. Cette partie consiste à la validation des capteurs sur volontaires sains. Les séquences ont été réalisées en coupe sagittale, passant par le milieu du dôme hépatique afin d'observer l'interface avec les poumons, avec une résolution temporelle de 180ms. Durant les différentes phases d'enregistrement des données, le volontaire a changé sa façon de respirer sur demande du manipulateur IRM. Un protocole de respiration a été défini afin d'obtenir les cas limites susceptibles d'être observés. Le but était d'induire des mouvements extrêmes pour approcher au maximum tous les cas de figure (Tableau 5.2). Ce protocole a été réalisé lors des deux examens du volontaire.

Mode Respiratoire	Tests	Validation
Respiration Ample, Inspiration Rapide et Expiration Normale, Inspiration Normale et Expiration Rapide.	Conditions Extrêmes	Pas de saturation des signaux de mesures, linéarité des capteurs.
Apnée en phase inspiratoire, Apnée en phase expiratoire.	Conditions cliniques	Pas de dérive des signaux pendant une apnée.
Respiration Libre	Mode Naturel souhaité	Gain de la chaîne d'amplification, données d'entrées pour GRICS.

Tableau 5.2 : Modes respiratoires durant les séquences d'imagerie rapide

La respiration libre présente le plus grand intérêt car le laboratoire souhaite rendre possible les acquisitions d'images en respiration libre afin de s'affranchir des apnées qui sont contraignantes pour certaines personnes. Les inspirations rapides et les expirations rapides

ont pour but d'étudier le comportement des capteurs, en particulier de savoir si les capteurs saturent pendant ces mesures.

Les paramètres des séquences sont identiques pour les six séquences SSFP et sont les suivants :

- Temps d'écho, TE = 1-1,2 ms,
- Temps de répétition, TR = 1RR,
- Taille de la matrice : 512 x 512,
- Epaisseur de coupe : 7mm.

Enfin, la dernière partie est une application concrète de nos capteurs et consiste en cinq séquences d'écho de spin rapides en « sang noir » (FSE) acquises en synchronisation cardiaque suivant une coupe petit axe située au milieu des ventricules. La première séquence a été réalisée en apnée afin de servir de référence et les quatre suivantes en respiration libre. Ces enregistrements ont pour objectif de valider les capteurs en les intégrant à la méthode GRICS comme données d'entrée du modèle de mouvements. Les paramètres de séquence sont identiques pour les cinq acquisitions sauf en ce qui concerne la longueur du train d'écho qui est égale à 16 en apnée et 8 en respiration libre (pour réduire le temps d'acquisition en apnée) :

- Temps d'Echo, TE = 35 ms,
- Temps de Répétition, TR = 1RR,
- Temps d'Inversion, TI = 500-600 ms,
- Bande passante = 125 kHz,
- Taille de la matrice : 512 x 512.

Les données brutes des acquisitions des séquences en FSE sont enregistrées à partir de la console IRM.

En ce qui concerne les capteurs, nous avons positionné (Figure 5.1) :

- Deux ceintures pneumatiques, une placée en abdominale et une en thoracique,
- Deux capteurs ECG, qui ont été utilisés entre autre pour la synchronisation des séquences,
- Les capteurs que nous souhaitons tester.

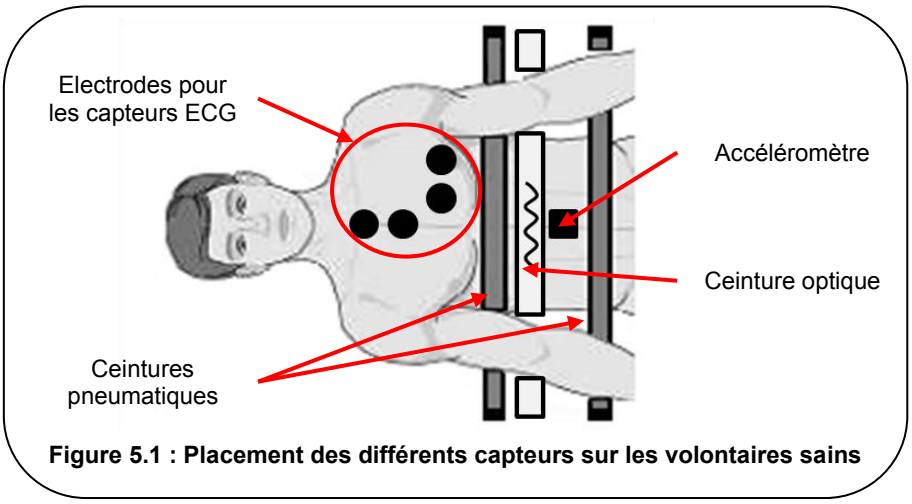


Figure 5.1 : Placement des différents capteurs sur les volontaires sains

Les accéléromètres, qu'ils soient analogique ou numérique, ont été placés sur l'abdomen entre les deux ceintures pneumatiques. Quant à la ceinture optique, elle a été placée sous l'une des deux ceintures pneumatiques. Ainsi, le signal obtenu pour les deux ceintures devrait être parfaitement corrélé. Tous les signaux physiologiques ont été enregistrés à l'aide du SAEC, analogique ou numérique, selon la version du capteur utilisée.

Enfin, afin de connaître le ressenti des volontaires sur les capteurs, nous avons choisi de leur faire remplir un questionnaire sur leurs impressions durant l'examen, et cela lors des deux visites. Ce questionnaire portait uniquement sur les capteurs à tester.
Pour les accéléromètres, nous avons interrogé les volontaires sur la présence d'échauffement, de vibrations ou d'une gêne liée au poids du capteur. Enfin, pour la ceinture optique, nous avons voulu savoir si ce capteur pouvait provoquer une gêne (ceinture trop serrée) ou des échauffements pour le volontaire. Pour chaque problème soulevé par le volontaire, ce dernier devait préciser l'intensité, l'instant de survenu ainsi que la fréquence de l'évènement.

5.2. Validation sur volontaires sains des capteurs

5.2.1. Analyses des données

Cette partie du protocole a pour objectif de montrer la faisabilité des mesures de mouvements respiratoires avec les capteurs à tester. Pour cela, nous avons extrait, grâce à la méthode de Brox, le mouvement respiratoire d'une région d'intérêt sélectionnée manuellement dans la partie supérieure droite du foie.

Nous avons ensuite calculé pour chaque capteur à tester les coefficients de corrélation entre :

- Les signaux issus des capteurs et ceux d'une des deux ceintures pneumatiques (la ceinture abdominale),
- Les signaux issus des capteurs et les mouvements antéropostérieur (AP) et supérieur-inférieur (SI) obtenus par traitement des images (méthode de flux optique),
- Les signaux issus de la ceinture pneumatique et les mouvements antéropostérieur (AP) et supérieur-inférieur (SI) par traitement des images.

Par abus de langage, nous parlerons des signaux de l'accéléromètre pour désigner les signaux issus du capteur après post-traitement, c'est-à-dire, après la double intégration.

5.2.2. Ressenti des capteurs

Chaque volontaire a reçu, à la fin des deux examens, un questionnaire. Son but est d'évaluer le sentiment des volontaires sur les capteurs à tester afin de savoir si ces dispositifs présentent des inconvénients majeurs au niveau du confort d'une personne.

En ce qui concerne l'accéléromètre analogique, une seule personne sur les 11 volontaires a ressenti un unique et léger échauffement pendant les séquences et lors du premier examen. De plus, trois volontaires ont ressenti des vibrations légères et constantes pendant les séquences au cours du premier rendez-vous. En revanche, aucun des volontaires n'a exprimé une gêne liée au poids pendant l'un des deux examens IRM.

Pour la version numérique de l'accéléromètre, aucun problème d'échauffement ni de gêne liée au poids du capteur n'ont été signalés par les 6 volontaires lors des deux examens. En revanche, deux d'entre eux, lors du premier examen seulement, ont ressenti de légères vibrations intermittentes pendant les séquences. Enfin, pour un seul volontaire, les vibrations ressenties étaient modérés et constantes.

Enfin, en ce qui concerne la ceinture optique, testée sur les derniers 6 volontaires, aucune sensation désagréable n'est apparue.

5.2.3. Accéléromètre version analogique

5.2.3.1 Résultats

Comparaison des données hors IRM, en IRM sans séquence et avec les séquences

Lors du protocole, nous avons enregistré les signaux de l'accéléromètre et de la ceinture pneumatique en dehors de l'IRM et dans l'IRM mais sans aucune séquence, en respiration libre. Nous avons voulu observer l'influence du champ magnétique statique ainsi que des gradients de champ magnétique sur les signaux du capteur développé. Les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre après post-traitement et la ceinture pneumatique, lors des deux enregistrements cités précédemment ainsi que lors des séquences d'imagerie rapide, ont été calculés en respiration libre pour chaque volontaire (Figure 5.2).

La moyenne des coefficients de corrélation sur l'ensemble des volontaires est similaire dans les trois situations. En effet, hors IRM, elle est égale à 0,60 lors du premier examen et à 0,79 lors du deuxième. Pour les résultats dans l'IRM sans séquence, la moyenne obtenue est de 0,64 et de 0,77. Enfin, lorsque des séquences sont effectuées, cette moyenne est alors de 0,58 lors du premier examen et de 0,78 lors du deuxième.
Les résultats sont un peu plus élevés lors du deuxième examen par rapport au premier mais restent très proches les uns des autres.

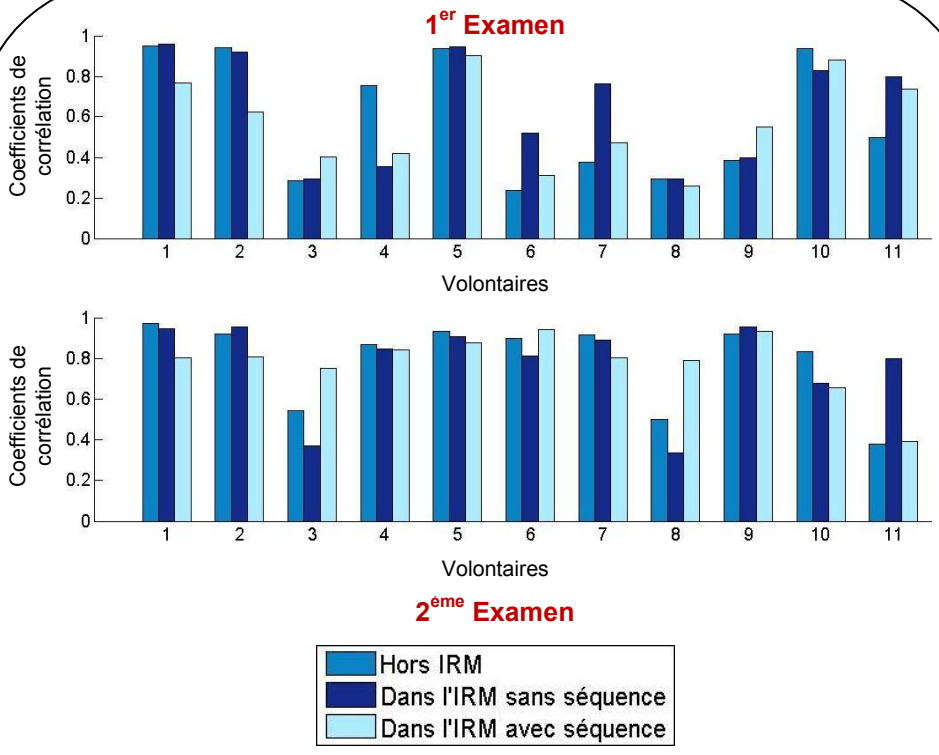


Figure 5.2 : Comparaison des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre et de la ceinture hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence en respiration libre

Comparaison des coefficients de corrélation

Les moyennes, sur l'ensemble des volontaires, des valeurs absolues des coefficients de corrélation calculés entre l'accéléromètre analogique et les différentes méthodes de références (mouvements sur l'image et ceinture pneumatique) sont présentées sur la Figure 5.3 pour les deux rendez-vous.

Ces coefficients sont en général plus importants entre la ceinture et les mouvements mesurés sur l'image qu'entre l'accéléromètre et ces mêmes mouvements.

Pour les inspirations rapides, les coefficients de corrélation entre l'accéléromètre et la méthode de Brox sont assez faibles avec une moyenne, pour les 11 volontaires, de 0,4 (mouvement AP) et de 0,48 (mouvement SI). En expiration rapide, le même constat peut être effectué avec une moyenne de 0,32 pour mouvement AP et de 0,41 pour le mouvement SI. Pour le second rendez-vous, les coefficients sont un peu plus élevés que pour le premier examen mais restent cependant toujours plus faibles que ceux obtenus avec la ceinture pneumatique.

En ce qui concerne les respirations ample et libre, les moyennes des coefficients de corrélation liés à l'accéléromètre sont plus élevées mais restent tout de même inférieures à celles obtenues avec la ceinture pneumatique qui est bien corrélée avec les signaux issus de la méthode de Brox.

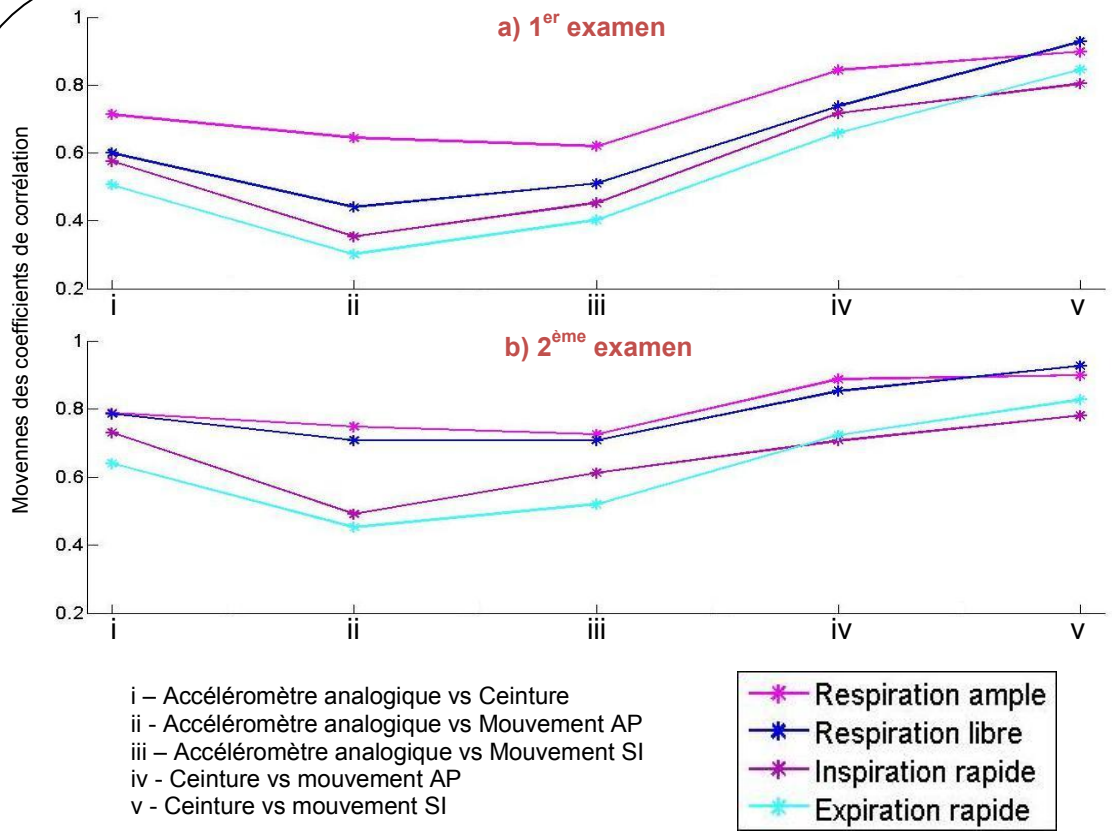


Figure 5.3 : Comparaison des coefficients de corrélation par type de respiration obtenus lors du a) 1er examen IRM et b) 2ème examen

Un récapitulatif des moyennes des coefficients de corrélation par type de respiration pour l'ensemble des examens est présenté dans le Tableau 5.3.

	Accéléromètre vs Ceinture	Accéléromètre vs Mouvement AP	Accéléromètre vs Mouvement SI	Ceinture vs Mouvement AP	Ceinture vs Mouvement SI
Respiration ample	0,75 (± 0,20)	0,70 (± 0,22)	0,67 (± 0,26)	0,87 (± 0,15)	0,90 (± 0,13)
Inspiration rapide	0,65 (± 0,18)	0,42 (± 0,23)	0,53 (± 0,25)	0,71 (± 0,21)	0,79 (± 0,19)
Expiration rapide	0,57 (± 0,19)	0,38 (± 0,22)	0,46 (± 0,21)	0,69 (± 0,19)	0,84 (± 0,16)
Respiration libre	0,69 (± 0,22)	0,57 (± 0,21)	0,61 (± 0,27)	0,80 (± 0,22)	0,93 (± 0,06)

Tableau 5.3 : Moyennes (écart type) des coefficients de corrélation obtenus avec l'accéléromètre analogique pour les différents types de respiration

Les résultats obtenus en respiration ample et libre sont plus élevés qu'en respirations rapides (inspiration et expiration rapides). De plus, nous pouvons remarquer que les signaux de l'accéléromètre comme ceux de la ceinture sont mieux corrélés au mouvement supérieur-inférieur qu'au mouvement antéropostérieur calculés sur les images. Toutefois, cette différence n'est pas statistiquement significative.

Un exemple de courbes obtenues pour le 4ème volontaire lors du deuxième examen et pour les quatre types de respiration est présenté sur la (Figure 5.4).

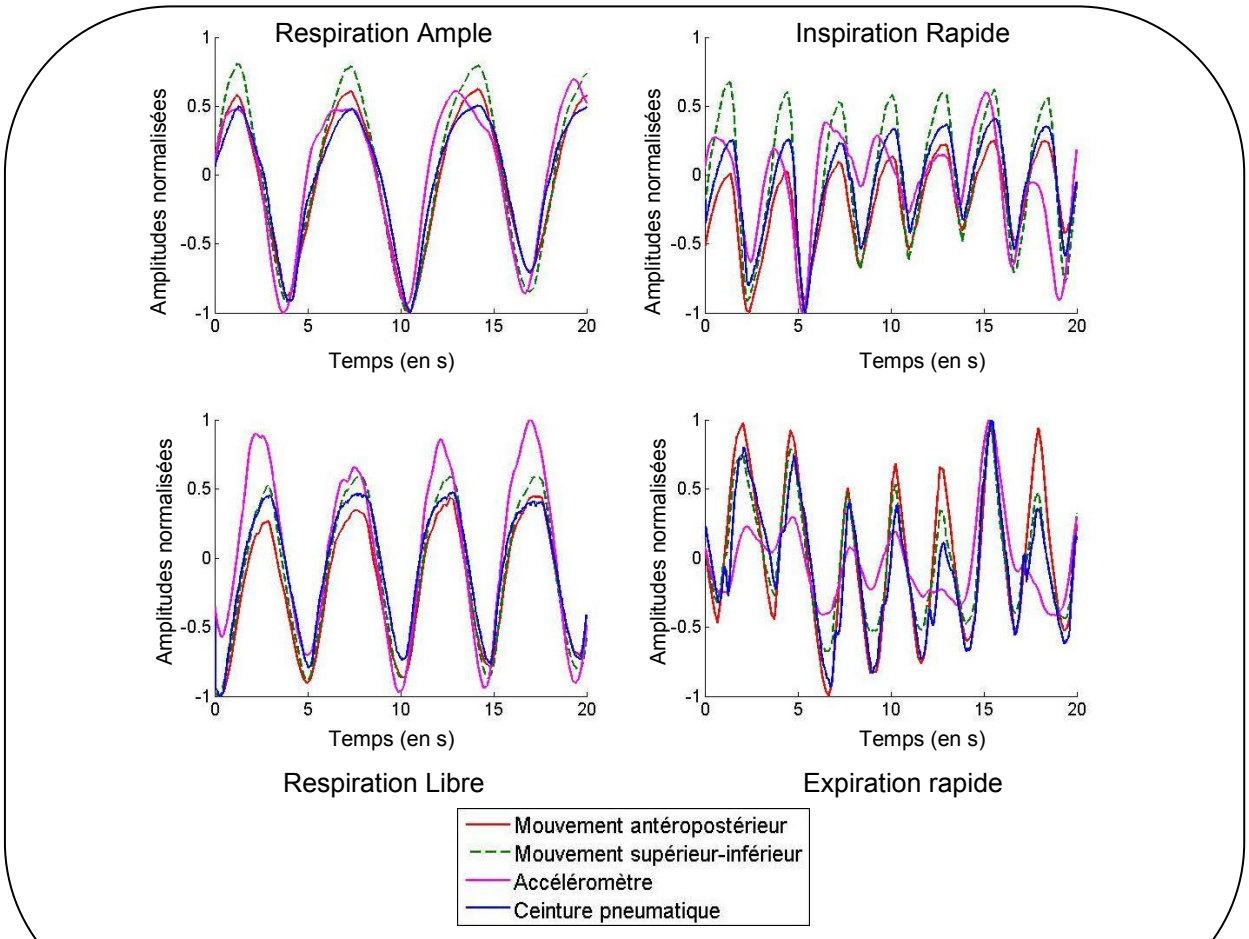


Figure 5.4 : Exemple de signaux obtenus pour un volontaire selon les quatre modes de respirations

Comparaison entre les deux examens (inter-sujets)

Nous avons aussi comparé les coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre et les mouvements issus de la méthode de Brox lors des deux examens (Figure 5.5).

Nous pouvons remarquer que ces coefficients sont, en général, plus élevés lors du deuxième examen qu'au premier et ce pour tous les modes de respiration. Pour certains volontaires, par exemple le volontaire 7, ils peuvent être doublés d'un examen à l'autre alors qu'aucun changement du point de vue du capteur n'a été effectué.

Cette différence est plus marquée pour la respiration libre dont la moyenne est de 0,49 pour le mouvement AP lors du premier examen et de 0,71 pour le second examen. En ce qui concerne le mouvement SI, la moyenne sur les 11 volontaires passe de 0,56 lors du premier rendez-vous à 0,76 lors du deuxième.

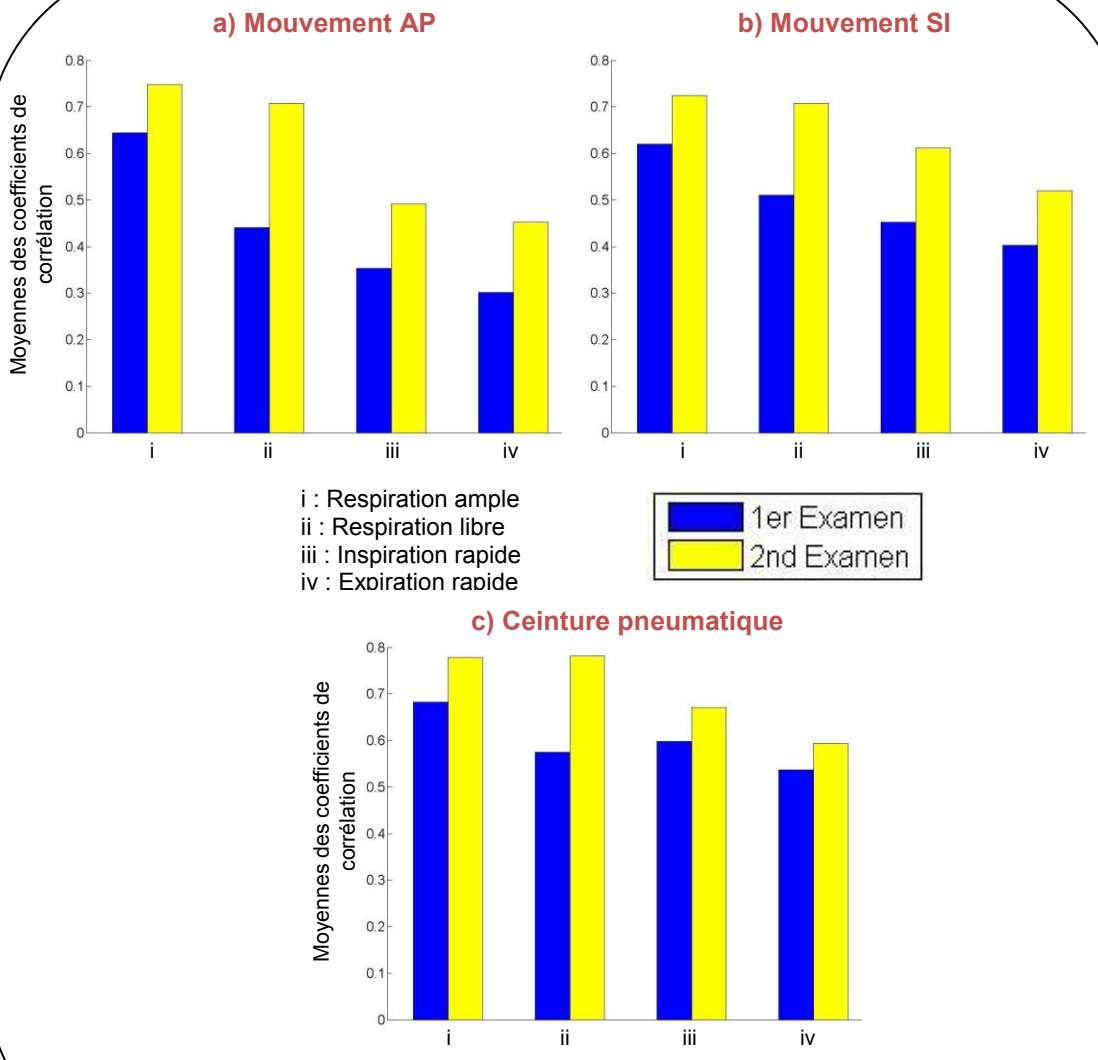


Figure 5.5 : Comparaison des coefficients de corrélation entre le signal de l'accéléromètre analogique et a) le mouvement AP, b) le mouvement SI et c) la ceinture pneumatique, pour les deux examens

Comparaison entre 1,5T et 3T

Le protocole a été effectué sur deux IRM disponibles avec un champ magnétique statique de 1,5T ou 3T. Sur les 22 examens effectués, 12 se sont déroulés à l'IRM 3T et 10 à l'IRM 1,5T. Nous avons donc comparé les résultats obtenus par l'accéléromètre analogique en fonction de la machine utilisée. Pour cela, les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre et le mouvement mesuré sur l'image ont été calculés. Les moyennes des coefficients de corrélation pour l'ensemble des examens par machine et pour chaque type de respiration sont données dans le Tableau 5.4.

	Respiration Ample		Inspiration Rapide		Expiration Rapide		Respiration Libre	
	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI
IRM 1,5T	0,71 (±0,20)	0,67 (±0,21)	0,44 (±0,23)	0,47 (±0,27)	0,42 (±0,20)	0,44 (±0,19)	0,62 (±0,25)	0,56 (±0,30)
IRM 3T	0,69 (±0,24)	0,68 (±0,30)	0,41 (±0,23)	0,59 (±0,22)	0,34 (±0,25)	0,48 (±0,23)	0,53 (±0,24)	0,65 (±0,24)
TOTAL	0,70 (±0,22)	0,67 (±0,26)	0,42 (±0,23)	0,53 (±0,25)	0,38 (±0,22)	0,46 (±0,21)	0,57 (±0,24)	0,61 (±0,27)

Tableau 5.4 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre analogique et les mouvements mesurés sur les images à 1,5T et 3T

En respiration ample, les résultats obtenus à l'IRM 1,5T et à la 3T sont similaires. Pour les autres modes de respiration, de faibles différences existent entre les deux machines.

Choix de la région d'intérêt

Pour obtenir les mouvements AP et SI sur les images à l'aide de la méthode de Brox, une région d'intérêt a été sélectionnée manuellement dans la partie supérieure droite du foie. Cependant, le foie ne bouge pas de façon homogène et nous avons voulu étudier quelle pouvait être l'influence du choix de la région d'intérêt sur les coefficients de corrélation entre l'accéléromètre et les mouvements obtenus par Brox sur ces différentes ROI.

Pour cela, quatre régions d'intérêt ont été sélectionnées sur les images (Figure 5.6) :

- Une ROI externe située sur la paroi abdominale,
- Une ROI antérieure située sur la partie latérale du foie la plus proche de l'abdomen,
- Une ROI située sur le dôme du foie (ROI centrale). Elle nous a servi jusqu'à présent pour les mesures des mouvements AP et SI,
- Une ROI postérieure située sur la partie latérale du foie la plus proche du dos.

Ces quatre régions ont été choisies car elles représentent les mouvements respirations de façon légèrement différente. Par exemple, la paroi abdominale a un mouvement plutôt antéropostérieur alors que le foie se déplace principalement dans la direction supérieure-inférieure.

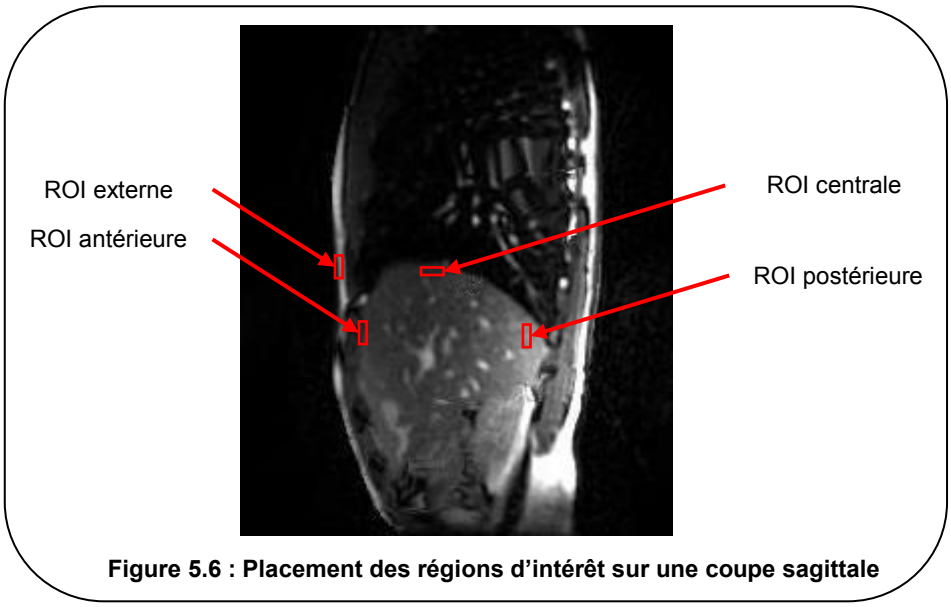


Figure 5.6 : Placement des régions d'intérêt sur une coupe sagittale

Les coefficients de corrélation entre les mouvements AP et SI de chaque ROI sélectionnée et les signaux de l'accéléromètre après traitement ont été calculés pour chaque type de respiration. Le Tableau 5.5 est un récapitulatif des moyennes sur l'ensemble des volontaires pour les deux examens.

Sur l'ensemble des examens réalisés, les coefficients de corrélation entre les mouvements extraits de la région d'intérêt externe et les signaux de l'accéléromètre sont plus faibles que ceux obtenus avec les mouvements extraits des autres ROI. Ce constat peut être réalisé pour tous les modes de respiration.

En ce qui concerne les résultats obtenus avec les autres ROI, les coefficients de corrélation sont en moyenne très proche (pas de différence statistiquement significative) les uns des autres, bien que ceux obtenus avec la ROI antérieure soient en général plus faibles que ceux des deux autres ROI. Enfin, nous pouvons constater que les régions d'intérêt centrale et postérieure donnent des résultats qui sont, en général, très semblables et les plus élevés de tous les résultats.

	Mouvement AP vs Accéléromètre				Mouvement SI vs Accéléromètre			
	ROI externe	ROI Antérieure	ROI centrale	ROI postérieure	ROI externe	ROI Antérieure	ROI centrale	ROI postérieure
Respiration ample	0,55 (±0,27)	0,62 (±0,25)	0,70 (±0,22)	0,71 (±0,24)	0,52 (±0,27)	0,67 (±0,25)	0,67 (±0,26)	0,67 (±0,23)
Inspiration rapide	0,35 (±0,19)	0,36 (±0,14)	0,42 (±0,23)	0,44 (±0,25)	0,33 (±0,20)	0,47 (±0,25)	0,52 (±0,26)	0,48 (±0,25)
Expiration rapide	0,37 (±0,15)	0,41 (±0,19)	0,36 (±0,25)	0,43 (±0,21)	0,36 (±0,18)	0,51 (±0,23)	0,48 (±0,21)	0,45 (±0,20)
Respiration libre	0,47 (±0,26)	0,47 (±0,24)	0,57 (±0,24)	0,56 (±0,28)	0,37 (±0,23)	0,58 (±0,24)	0,61 (±0,27)	0,64 (±0,25)
TOTAL	0,43 (±0,23)	0,47 (±0,23)	0,51 (±0,27)	0,54 (±0,27)	0,39 (±0,23)	0,56 (±0,25)	0,57 (±0,26)	0,56 (±0,25)

Tableau 5.5 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation obtenus entre les mouvements mesurés sur l'image et l'accéléromètre analogique pour les différentes régions d'intérêt sélectionnées

5.2.3.2 Discussion

Dans cette première partie d'étude, nous avons comparé les signaux issus de l'accéléromètre analogique, ceux de respiration issus des ceintures pneumatiques, référence des capteurs externes, et ceux mesurés sur l'image. Les coefficients de corrélation avec les mouvements internes calculés nous indiquent que notre capteur est moins performant que la ceinture pneumatique. Cependant, les résultats obtenus montrent que les signaux issus du capteur sont corrélés avec la respiration.

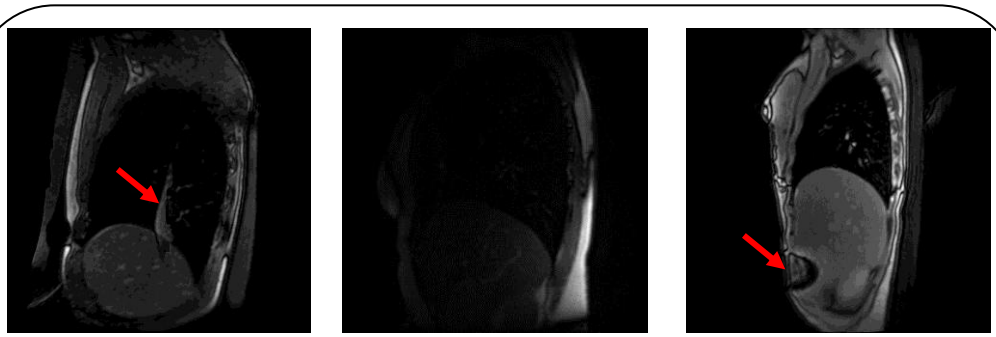
Pour certains volontaires, comme le volontaire 9, les résultats sont faibles avec des coefficients de corrélation largement inférieurs à 0,5 pour les différents types de respiration. Les signaux de l'accéléromètre sont bruités et de faibles amplitudes même lors des respirations amples. Ce problème entraîne des erreurs lors de l'intégration des signaux.
Pour d'autres volontaires, une mauvaise position du capteur sur le thorax peut expliquer ces faibles coefficients de corrélation. En effet, le capteur et en particulier son alimentation sont encombrants ce qui peut provoquer des mouvements parasites qui s'ajoutent aux mouvements respiratoires et introduisent des erreurs.

La comparaison entre les deux examens pour le même volontaire montre une nette amélioration des coefficients de corrélation lors du deuxième rendez-vous. Aucune modification technique sur le capteur ou le SAEC n'a été effectuée entre ces deux visites. De plus, les deuxièmes rendez-vous des volontaires se sont, en général, intercalés entre des premiers rendez-vous. Aucune explication concrète n'a pu être mise en avant, surtout que, comme nous verrons après, la tendance est inversée pour l'accéléromètre numérique.

En ce qui concerne la comparaison entre les deux machines, aucune différence significative n'est observée pour les résultats de l'accéléromètre. Cette similitude des résultats est présente pour les différents modes de respiration. Les expériences sur les deux IRM permettent de confirmer le fonctionnement correct du capteur dans les deux environnements IRM qui présentent des caractéristiques différentes.

Pour mesurer le mouvement sur les images, nous avons choisi d'utiliser la méthode de Brox. Cet algorithme a été testé par Marina Filipovic pendant sa thèse. Cependant, cette méthode ne s'est pas avérée toujours fiable. En effet, plusieurs éléments ont pu réduire l'efficacité de la détection de mouvement sur les images (Figure 5.7) :

- Les artéfacts de susceptibilité autour des interfaces corps/air ou les artéfacts de repliement (lorsque le champ de vue est trop petit par rapport à la partie à imager),
- La présence occasionnelle de régions ayant un faible signal,
- Les artéfacts créés par les capteurs.



Artéfact de repliement | Perte de signal | Artéfact lié au capteur

Figure 5.7 : Eléments pouvant réduire l'efficacité de la détection de mouvement sur les images par la méthode de Brox

Avec la présence de ces artéfacts, l'hypothèse de conservation de l'intensité des pixels d'une image à l'autre n'est pas toujours vérifiée. En particulier, pour les ROI externes, des changements de contraste importants peuvent apparaître. Il n'est pas évident de placer une ROI, même de dimension restreinte sur la paroi externe, afin de se positionner dans une même structure. Les coefficients de corrélation calculés entre les signaux de l'accéléromètre et ceux de ces mouvements extraits sont, en général, bien inférieurs à ceux obtenus avec les mouvements des autres régions d'intérêt sélectionnées.

La méthode de flux optique utilisée présente aussi une limite importante due à la façon dont est calculé le déplacement. En effet, le déplacement d'un pixel correspond à son déplacement entre deux images. Le mouvement global est donc obtenu par interpolation des différents déplacements calculés. Ainsi, une accumulation d'erreurs peut apparaître.

Dans cette étude, les régions d'intérêt sont sélectionnées de façon manuelle sur la première image de la série obtenue après recalage. Pour les trois ROI situées dans le foie, nous avons choisi de nous positionner le plus proche du diaphragme.
Le succès du recalage des images et donc de l'estimation des mouvements a été vérifié en visualisant la série d'images recalées. Dans la majorité des cas, le dôme du foie semble à peu près stationnaire ce qui implique une bonne détection du mouvement. Cependant, dans 15% des cas environ, un certain mouvement résiduel persiste entraînant des erreurs dans l'estimation du déplacement. Même si la partie centrale du foie est en générale bien recalée par l'algorithme, le recalage des régions près des parois antérieures et postérieures ainsi que la région externe n'est pas assez fiable. Ces problèmes observés de recalage expliquent les différences obtenues lors des calculs des coefficients de corrélation entre le mouvement et les signaux de l'accéléromètre. Finalement, le signal provenant de la région d'intérêt du dôme du foie est le signal le plus significatif du mouvement du diaphragme. Seul ce signal sera utilisé pour la deuxième partie du protocole avec l'accéléromètre numérique et la ceinture optique.

Cette première version de capteur nous a permis d'étudier la faisabilité des mesures de respiration en environnement IRM à l'aide d'un accéléromètre. L'inconvénient majeur de ce capteur est la présence d'un gain fixe qui ne convient pas à tous les types de respirations.

5.2.4. Accéléromètre Version numérique

5.2.4.1 Résultats

Comparaison des données hors IRM, en IRM sans séquence et avec les séquences

Comme pour l'accéléromètre analogique, nous avons enregistré les signaux de cette version de capteur et ceux de la ceinture pneumatique en dehors de l'IRM et dans l'IRM mais sans aucune séquence, en respiration libre.

Les coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre après post-traitement et la ceinture pneumatique, lors des deux enregistrements cités précédemment, ainsi que lors des séquences d'imagerie rapide, ont été calculés en respiration libre pour chaque volontaire (Figure 5.8). Ces coefficients sont, en moyenne sur l'ensemble des volontaires, élevés et très similaires dans les trois situations.

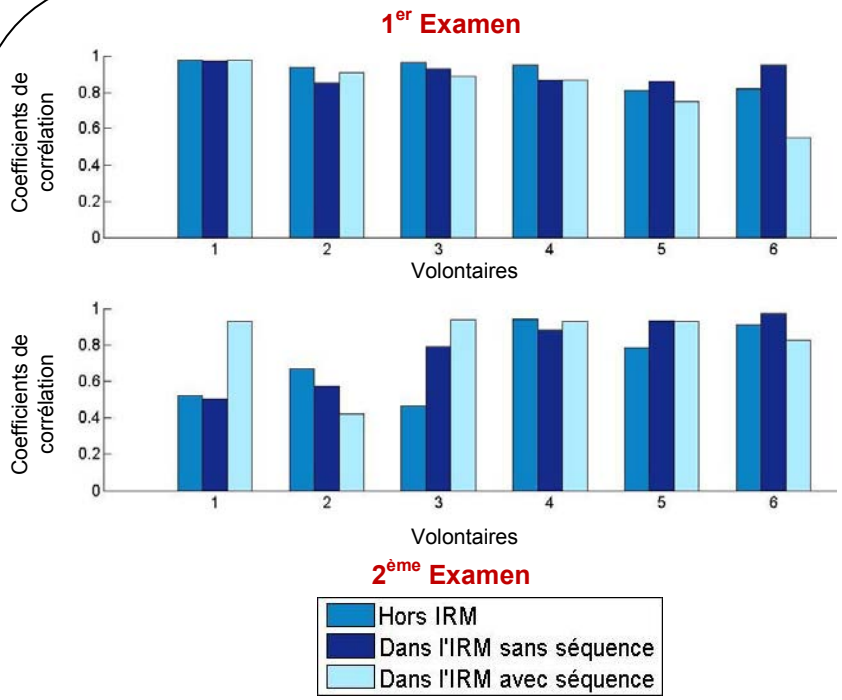


Figure 5.8 : Comparaison des coefficients de corrélation entre les signaux de l'accéléromètre numérique et de la ceinture hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence en respiration libre

Lors du premier rendez-vous, nous avons une moyenne des coefficients de 0,91 hors IRM, de 0,90 en IRM sans séquence et de 0,82 avec la séquence. Un coefficient de corrélation plus faible pour le dernier volontaire a diminué légèrement cette dernière moyenne.
En ce qui concerne le second examen, la moyenne obtenue sur l'ensemble des volontaires est de 0,72 pour les enregistrements hors IRM, de 0,77 en IRM sans séquence et de 0,83 pour les enregistrements avec la séquence.

Contrairement à l'accéléromètre analogique, les résultats sont un peu plus élevés lors du premier examen qu'au second mais restent très proches les uns des autres.

Comparaison des coefficients de corrélation

La Figure 5.9 présente les coefficients de corrélation calculés entre l'accéléromètre numérique et les différentes méthodes de références (mouvements sur l'image et ceinture pneumatique) pour les deux rendez-vous.

Comme pour l'accéléromètre analogique, les coefficients sont en général plus importants entre la ceinture et les mouvements mesurés sur l'image qu'entre l'accéléromètre et ces mêmes mouvements. De plus, l'accéléromètre comme la ceinture pneumatique sont mieux corrélés au mouvement supérieur-inférieur qu'au mouvement antéropostérieur mesurés sur les images.

Pour les respirations ample et libre, les moyennes des coefficients de corrélation liés à l'accéléromètre sont supérieures à 0,7 mais restent inférieures à celles obtenues avec la ceinture pneumatique (supérieures à 0,8).

En ce qui concerne les inspirations rapides, les coefficients de corrélation sont plus faibles aussi bien pour l'accéléromètre que pour la ceinture. La moyenne, pour les six volontaires lors des deux examens, est de 0,6 pour les coefficients de corrélation entre l'accéléromètre et le mouvement AP et de 0,56 avec le mouvement SI. Cette tendance est aussi visible pour les expirations rapides avec toutefois, une meilleure corrélation avec le mouvement SI (coefficient de corrélation moyen de 0,68).

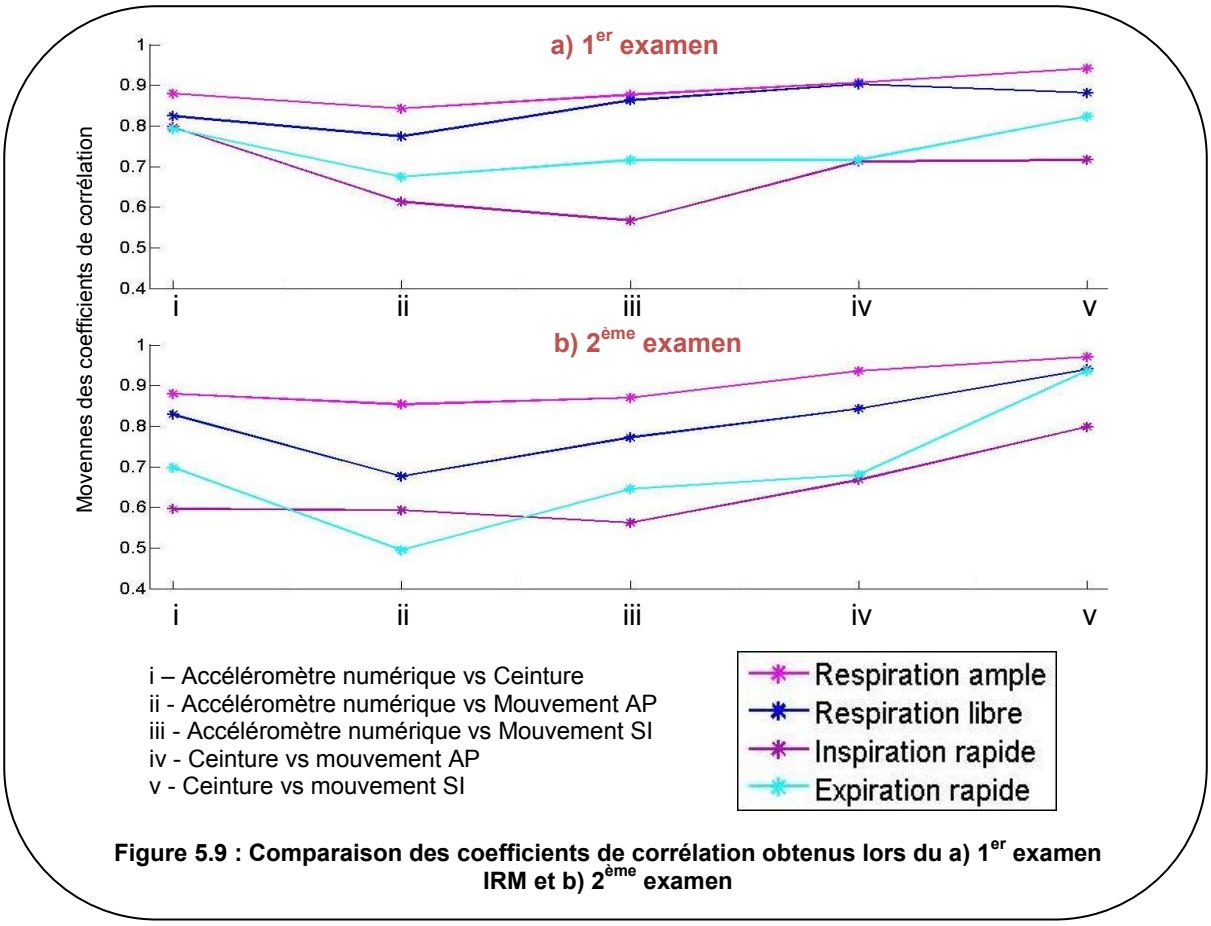


Figure 5.9 : Comparaison des coefficients de corrélation obtenus lors du a) 1er examen IRM et b) 2ème examen

Le Tableau 5.6 présente le récapitulatif des moyennes des coefficients de corrélation obtenus pour tous les volontaires lors des deux rendez-vous en fonction du type de respiration effectué.

	Accéléromètre vs Ceinture	Accéléromètre vs Mouvement AP	Accéléromètre vs Mouvement SI	Ceinture vs Mouvement AP	Ceinture vs Mouvement SI
Respiration ample	0,88 (± 0,11)	0,85 (± 0,12)	0,87 (± 0,11)	0,92 (± 0,06)	0,96 (± 0,03)
Inspiration rapide	0,70 (± 0,19)	0,60 (± 0,15)	0,56 (± 0,20)	0,69 (± 0,28)	0,76 (± 0,28)
Expiration rapide	0,75 (± 0,12)	0,58 (± 0,14)	0,68 (± 0,14)	0,70 (± 0,18)	0,88 (± 0,13)
Respiration libre	0,83 (± 0,17)	0,73 (± 0,20)	0,82 (± 0,18)	0,87 (± 0,11)	0,91 (± 0,09)

Tableau 5.6 : Moyenne (écart type) des coefficients de corrélation obtenus entre avec l'accéléromètre numérique en fonction des différents modes de respiration

Nous pouvons remarquer que les résultats obtenus en respiration ample et libre sont plus importants qu'en respirations rapides (inspiration et expiration rapides).

De plus, les signaux de l'accéléromètre comme ceux de la ceinture sont mieux corrélés au mouvement supérieur-inférieur qu'au mouvement antéropostérieur calculés sur les images.
Les signaux issus de l'accéléromètre après post-traitement, de la ceinture pneumatique ainsi que les mouvements mesurés sur les images sont présentés sur la Figure 5.10 pour les différents types de respiration.

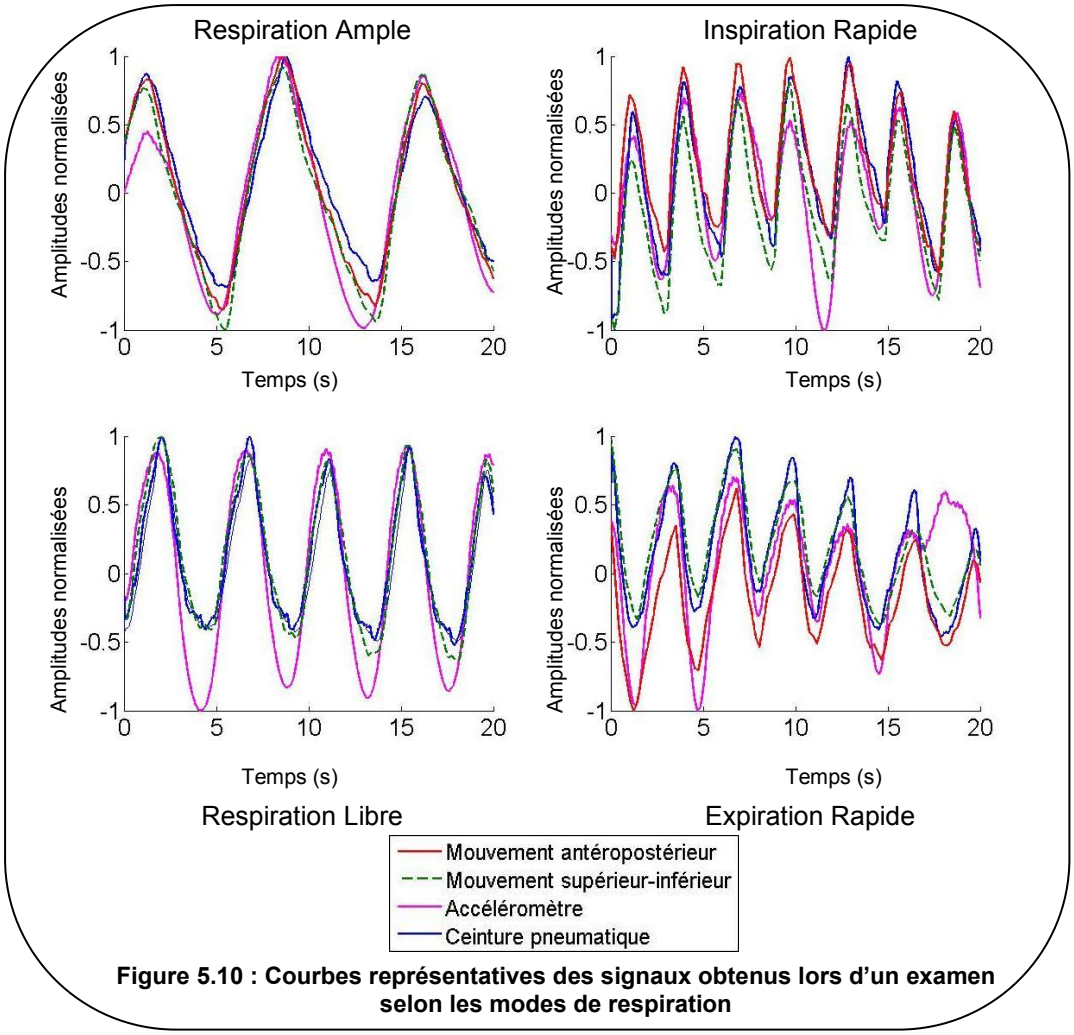


Figure 5.10 : Courbes représentatives des signaux obtenus lors d'un examen selon les modes de respiration

Comparaison entre les deux examens (inter-sujets)

Les volontaires inclus dans ce protocole ont effectué deux examens IRM. Nous avons donc comparé les coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre et les mouvements issus de la méthode de Brox lors de ces deux examens (Figure 5.11).

Nous pouvons remarquer que ces coefficients sont, en général, plus élevés lors du premier examen qu'au second et ce pour tous les modes de respiration.

Cette différence est très peu marquée pour la respiration ample dont la moyenne est de 0,88 pour le mouvement SI lors du premier examen et de 0,87 pour le second examen. En ce qui concerne le mouvement AP, la moyenne sur les six volontaires passe de 0,84 lors du premier rendez-vous à 0,85 lors du deuxième.

Une différence beaucoup plus élevée est observée en expiration rapide avec une moyenne des coefficients de corrélation entre l'accéléromètre et le mouvement AP de 0,67 pour le premier rendez-vous et de 0,49 pour le second. Cette tendance est la même pour le mouvement SI.

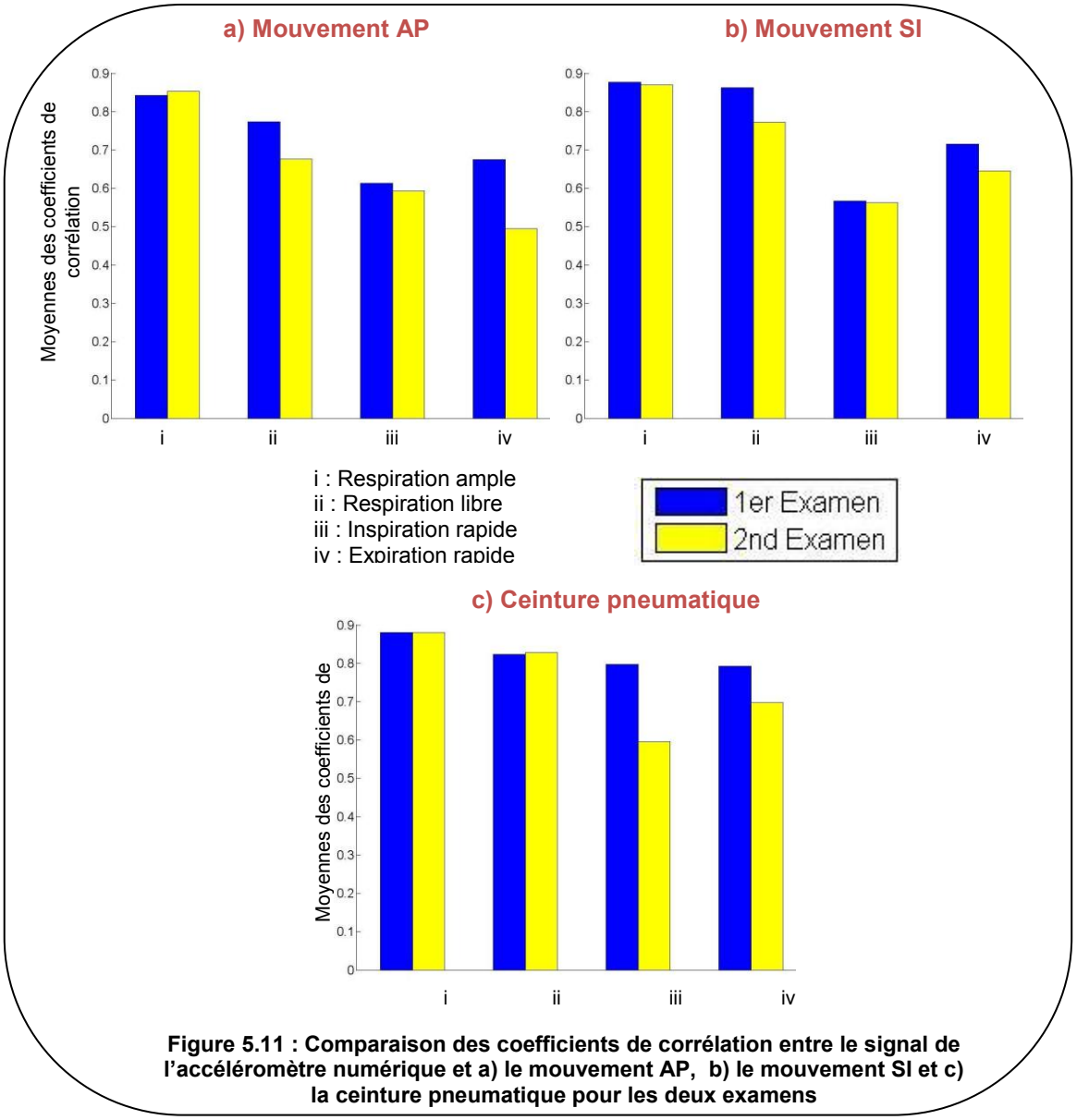


Figure 5.11 : Comparaison des coefficients de corrélation entre le signal de l'accéléromètre numérique et a) le mouvement AP, b) le mouvement SI et c) la ceinture pneumatique pour les deux examens

Comparaison 1,5T vs 3T

Comme pour l'accéléromètre analogique, le protocole sur volontaires sains a été effectué sur les deux IRM disponibles. Sur les 12 examens effectués, 8 se sont déroulés à l'IRM 3T et seulement 4 à l'IRM 1,5T.

Nous avons comparé les coefficients de corrélation obtenus entre les signaux de l'accéléromètre numérique et le mouvement mesuré sur l'image. Les moyennes des coefficients pour l'ensemble des examens par machine et pour chaque type de respiration sont données dans le Tableau 5.7.

	Respiration Ample		Inspiration Rapide		Expiration Rapide		Respiration Libre	
	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI
IRM 1,5T	0,88 (±0,05)	0,91 (±0,03)	0,66 (±0,18)	0,57 (±0,20)	0,67 (±0,18)	0,68 (±0,19)	0,68 (±0,30)	0,72 (±0,30)
IRM 3T	0,83 (±0,14)	0,86 (±0,13)	0,57 (±0,14)	0,56 (±0,22)	0,54 (±0,10)	0,68 (±0,12)	0,75 (±0,16)	0,87 (±0,07)
TOTAL	0,85 (±0,12)	0,87 (±0,11)	0,60 (±0,15)	0,56 (±0,20)	0,59 (±0,14)	0,68 (±0,14)	0,73 (±0,20)	0,82 (±0,18)

Tableau 5.7 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre numérique et les mouvements mesurés sur les images sur les deux machines (1,5T et 3T)

En général, les résultats obtenus à l'IRM 1,5T sont légèrement supérieurs à ceux calculés pour l'IRM 3T. Cette tendance est inversée pour la respiration libre où les coefficients de corrélation sont meilleurs à l'IRM 3T.

5.2.4.2 Discussion

L'accéléromètre numérique est bien corrélé avec le mouvement interne même si les résultats sont inférieurs à ceux obtenus avec la ceinture pneumatique.

Pour le premier volontaire, lors de l'inspiration rapide du premier rendez-vous, les coefficients obtenus sont très faibles que ce soit pour l'accéléromètre ou pour la ceinture pneumatique. En revanche, une bonne corrélation est observée entre les deux capteurs externes avec des coefficients supérieurs à 0,80. Pour cette séquence en particulier, le recalage n'a pas fonctionné correctement ce qui peut être dû à un déplacement trop important. Les signaux correspondant au mouvement interne ne sont donc pas fiables ce qui explique les faibles coefficients de corrélation obtenus avec l'accéléromètre comme avec la ceinture.
Contrairement à la première version du capteur, les résultats obtenus lors du premier rendez-vous sont en général plus élevés que lors du second examen. Cette tendance est particulièrement vraie pour la respiration libre. Cependant, les différences entre les deux examens sont beaucoup moins importantes que pour l'accéléromètre analogique. Aucune raison particulière ne peut expliquer ce comportement puisque nous n'avons changé ni le capteur ni le SAEC entre les deux examens. De plus, comme pour la version précédente, les premiers et deuxièmes rendez-vous se sont intercalés.

Comme pour l'accéléromètre analogique, la comparaison entre les deux machines ne montre aucune différence significative des résultats obtenus pour l'accéléromètre numérique. Le fonctionnement du capteur est ainsi validé sur les deux IRM.

Pour les trois derniers volontaires ainsi que le premier volontaire lors du deuxième rendez-vous, nous avons placé deux accéléromètres. L'ajout d'un deuxième capteur sera en particulier utilisé dans l'intégration des signaux à la méthode GRICS (§ 5.3.3.2) afin d'améliorer la suppression des artéfacts de mouvements. Les deux accéléromètres ont été placés entre les ceintures pneumatiques : le premier comme nous avions l'habitude de le placer lors des précédents examens avec un seul capteur et le second étant décalé sur la droite du volontaire.

Nous avons donc voulu comparer les résultats obtenus par ces deux accéléromètres en calculant les coefficients de corrélation avec une ceinture pneumatique et les mouvements mesurés sur l'image pour chaque type de respiration (Tableau 5.8).

	Accéléromètre 1 vs Ceinture	Accéléromètre 2 vs Ceinture	Accéléromètre 1 vs Mouvement AP	Accéléromètre 2 vs Mouvement AP	Accéléromètre 1 vs Mouvement SI	Accéléromètre 2 vs Mouvement SI
Respiration Ample	0,86 (± 0,15)	0,81 (± 0,22)	0,85 (± 0,15)	0,77 (± 0,20)	0,87 (± 0,14)	0,81 (± 0,21)
Inspiration Rapide	0,80 (± 0,09)	0,65 (± 0,26)	0,71 (± 0,09)	0,66 (± 0,21)	0,70 (± 0,15)	0,67 (± 0,24)
Expiration Rapide	0,76 (± 0,10)	0,67 (± 0,22)	0,62 (± 0,13)	0,57 (± 0,20)	0,71 (± 0,12)	0,65 (± 0,20)
Respiration Libre	0,83 (± 0,14)	0,76 (± 0,23)	0,74 (± 0,15)	0,65 (± 0,18)	0,85 (± 0,08)	0,79 (± 0,23)
TOTAL	0,81 (± 0,12)	0,72 (± 0,23)	0,73 (± 0,15)	0,66 (± 0,20)	0,78 (± 0,15)	0,73 (± 0,22)

Tableau 5.8 : Comparaison des résultats obtenus avec deux accéléromètres numériques

Les coefficients de corrélation obtenus sont plus faibles pour le deuxième accéléromètre. Sur l'un des volontaires, le signal issu du deuxième capteur est très faible et bruité dû, à priori, à un mauvais positionnement de ce dernier. L'inconvénient majeur lors du positionnement du deuxième capteur est qu'il est situé plus sur le côté et donc que son axe de sensibilité n'est plus parfaitement perpendiculaire à la surface du thorax. De plus, avec le poids du capteur et de la pile, les mouvements parasites sont plus fréquents. Cependant, ce deuxième capteur donne un signal corrélé avec la respiration dans la plupart des cas et peut apporter une information de mouvement non négligeable qui sera exploitée lors des reconstructions GRICS.

5.2.5. Comparaison des deux versions d'accéléromètres

5.2.5.1 Résultats

Nous avons comparé, pour chaque type de respirations, la moyenne des coefficients de corrélation calculés entre les signaux des deux versions d'accéléromètres et les mouvements mesurés sur les images par la méthode de Brox (Tableau 5.9).

La version numérique de l'accéléromètre donne de meilleurs résultats comparée à la version analogique pour toutes les respirations évaluées.

	Respiration Ample		Inspiration Rapide		Expiration Rapide		Respiration Libre		TOTAL	
	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI	Position vs AP	Position vs SI
Accéléromètre analogique	0,70 (±0,22)	0,67 (±0,26)	0,41 (±0,23)	0,52 (±0,25)	0,37 (±0,22)	0,47 (±0,21)	0,57 (±0,25)	0,63 (±0,26)	0,52 (±0,25)	0,57 (±0,26)
Accéléromètre numérique	0,85 (±0,12)	0,87 (±0,11)	0,60 (±0,15)	0,56 (±0,20)	0,59 (±0,14)	0,68 (±0,14)	0,73 (±0,20)	0,82 (±0,18)	0,69 (±0,18)	0,73 (±0,20)

Tableau 5.9 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation obtenus avec les deux versions d'accéléromètre et les mouvements mesurés sur les images

5.2.5.2 Discussion

Les deux accéléromètres présentent des similitudes dans les résultats observés. En effet, les capteurs sont, en général, mieux corrélés avec le mouvement supérieur-inférieur qu'avec le mouvement antéropostérieur. Il ne faut pas oublier que les déplacements calculés correspondent aux mouvements du foie et donc du diaphragme. La respiration entraîne principalement un mouvement du diaphragme dans la direction supérieure-inférieure ce qui provoque le déplacement de la cage thoracique mesuré par l'accéléromètre. Il est donc normal que les signaux issus de l'accéléromètre soient mieux corrélés avec le mouvement supérieur-inférieur.

Enregistrement des signaux hors IRM et en IRM sans séquence

Les coefficients de corrélation obtenus entre les signaux des accéléromètres et ceux de la ceinture pneumatique dans les trois situations ne présentent pas de différence significative (évaluée par un test de Wilcoxon). Pour l'accéléromètre analogique, les résultats obtenus lors du premier rendez-vous et pendant la séquence sont un peu plus faibles qu'en dehors de l'IRM ou sans séquence. Les séquences ont tendance à rendre le signal de ce capteur plus bruité ce qui pourrait expliquer ces différences dans les coefficients de corrélation. Il faut aussi noter que pour certains volontaires, les coefficients de corrélation sont faibles mais ce n'est pas le signal de l'accéléromètre qui est de mauvaise qualité mais celui issu de la ceinture pneumatique qui peut parfois être faible et bruité.

En ce qui concerne l'accéléromètre numérique, les coefficients obtenus sont plus élevés qu'avec l'accéléromètre analogique. Les signaux de cette deuxième version de capteur sont mieux corrélés avec la ceinture pneumatique et donc au mouvement. Comme pour la version analogique, la moyenne des coefficients de corrélation obtenus lors des trois séries de tests ne présente pas de différence significative.

Ces tests ont permis de montrer que le champ magnétique statique n'a pas d'influence notable sur les signaux des deux versions d'accéléromètre. De plus, les gradients de champ magnétique et la radiofréquence ne les perturbent pas non plus.

Comme nous avons pu le constater lors des tests sur fantômes (§ 4.2.6.4), les signaux de l'accéléromètre analogique présentent un offset qui apparaît lorsque la séquence démarre. Cependant, au vu des résultats précédents, nous pouvons considérer que le signal, pendant la séquence même, n'est pas perturbé mais l'est au début et retrouve son état d'origine après l'arrêt de la séquence.
Pour l'accéléromètre numérique, cet offset au début de la séquence n'est pas présent et le capteur n'est pas perturbé par l'apparition des gradients de champ magnétique ou de la RF.

Comparaison des différents types de respiration

Au cours du protocole, nous avons demandé aux volontaires de respirer de façon différente afin d'observer l'influence du mode de respiration sur les signaux mesurés par les capteurs.

Les coefficients de corrélation calculés entre les accéléromètres et les mouvements internes sont, en général, plus faibles pour les respirations rapides (inspirations et expirations rapides). Il en est de même pour ceux calculés entre les mouvements internes et la ceinture pneumatique lors de ce genre de respiration.
Les résultats obtenus par la méthode de Brox montrent une dérive régulière sur les courbes de déplacement pendant les séquences en inspiration et en expiration rapide. Cela suppose que le recalage des images pendant ces modes de respiration n'a pas fonctionné correctement.

De plus, si les séries d'images réalisées pendant ces séquences sont étudiées, nous pouvons noter que des déplacements de grandes amplitudes mais surtout rapides sont effectués par les volontaires. Ces variations brusques, que nous recherchions, peuvent aussi expliquer les défauts remarqués sur les résultats de l'algorithme.
Enfin, l'algorithme n'est peut être pas le seul qui est mis à mal lors de ces respirations rapides. En effet, les coefficients de corrélation obtenus entre l'accéléromètre et la ceinture pneumatique sont aussi plus faibles lors des inspirations et expirations rapides que pendant les respirations libre et ample. La fréquence de coupure du filtre passe-bas du capteur analogique a été fixée à 10Hz. Cependant, cette fréquence est peut être trop faible lors des inspirations et expirations rapides qui correspondent à des mouvements rapides et donc à des accélérations importantes. Il est possible que cette fréquence coupe une partie du signal ce qui expliquerait une perte d'information sur le signal obtenu en sortie du capteur et donc une diminution des coefficients de corrélation.
Cette tendance semble moins prononcée pour la version numérique qui présente une fréquence de coupure beaucoup plus élevée.

Choix du coefficient de corrélation

Le coefficient de corrélation n'est pas un outil statistique puissant et il est donc discutable de l'avoir utilisé. Cependant, lorsque la corrélation entre deux signaux veut être démontrée, ce coefficient est couramment utilisé en traitement du signal.
Les signaux issus des différents capteurs n'ont pas pour but d'être absolument identiques mais ils mesurent une information similaire en fournissant des éléments sur les variations périodiques de la respiration.
L'inconvénient majeur de l'utilisation de ce paramètre est qu'il est sensible aux déphasages observés entre deux signaux. Des signaux identiques mais présentant un déphasage important auront un coefficient de corrélation bas.

Déphasage des signaux

Des déphasages entre les signaux des différents capteurs et les mouvements internes peuvent être observés. Ces déphasages ne sont pas anormaux puisque les capteurs ne mesurent pas de la même façon le déplacement et surtout à des endroits bien différents. La ceinture pneumatique mesure un mouvement global et moyenné de la cage thoracique ou de l'abdomen suivant sa position. En revanche, les accéléromètres mesurent un mouvement local de la surface sur laquelle ils sont placés. Quant aux signaux issus de la méthode de Brox, ils représentent un mouvement interne. De plus, un retard supplémentaire (d'une vingtaine de ms) est introduit par l'électronique nécessaire au fonctionnement des capteurs.

Nous avons étudié les déphasages. Pour cela, la corrélation croisée a été calculée entre les deux signaux et le déphasage correspondant à un maximum de la valeur absolue de cette fonction a été choisi. Cependant, ce maximum est un maximum local approprié qui ne correspond pas forcément au maximum du signal entier. En effet, afin d'être réaliste sur ces déphasages, des contraintes spécifiques ont été imposées en faisant les hypothèses suivantes :

- Les signaux issus des capteurs externes sont en retard par rapport aux signaux internes,
- Les déphasages sont limités à la moitié ou au quart de la période du signal respiratoire,
- Les signaux en opposition de phase (déphasage de π) n'ont pas à être traités différemment d'un point de vue de la corrélation car il est possible de les remettre en phase en les multipliant par -1,
- Tout déphasage correspondant à plus d'une période du signal de respiration ne correspond pas à la réalité.

Ces différentes hypothèses ont été intégrées dans le calcul des coefficients de corrélation par Marina Filipovic, doctorante au laboratoire. Cependant, aucune tendance systématique sur le déphasage n'a pu être tirée. Cette hétérogénéité des résultats peut être attribuée à des différences dans la physiologie de la respiration intra- et inter-sujet.
Pour le calcul des coefficients de corrélation, nous avons tout de même choisi de déphaser les différents signaux issus des capteurs avec le mouvement interne afin de ne pas pénaliser leurs valeurs.

Comparaison inter-sujets

La comparaison des résultats obtenus lors des deux examens est assez surprenante entre les deux versions du capteur. En effet, les tests de l'accéléromètre analogique montrent une meilleure corrélation entre les signaux du capteur et ceux de la ceinture ou des mouvements internes lors du deuxième rendez- vous. En revanche, pour la seconde version du capteur, ces corrélations sont plus importantes lors du premier examen. Dans les deux cas, les capteurs n'ont pas été changés entre le début et la fin des inclusions.

Par contre, il est important de noter que pour la version analogique de l'accéléromètre, le gain d'amplification est fixe et ne peut donc pas être changé d'un volontaire à l'autre. Il est aussi possible que les volontaires, un peu stressés lors du premier examen, se soient adaptés à l'environnement IRM pour le deuxième et ainsi ont eu une respiration plus calme et régulière. Cependant, cette hypothèse est mis à mal par la seconde partie de l'étude avec l'accéléromètre numérique où nous observons une tendance inversée tout en étant beaucoup moins prononcée. Dans cette version de capteur, le gain d'amplification peut être changé et ainsi adapté en fonction du volontaire. Il est alors possible que les réglages de ce paramètre influencent, en partie, les résultats observés. Cependant, il impossible de conclure sur cette tendance du fait du nombre restreint de volontaires inclus dans cette deuxième partie de l'étude.

Comparaison des deux versions de l'accéléromètre

Les résultats obtenus avec l'accéléromètre numérique sont meilleurs que ceux de l'accéléromètre analogique. Cette tendance est valable pour tous les modes de respirations tout en étant plus marquée pour l'expiration rapide. L'ajout du microcontrôleur et ainsi le réglage du gain d'amplification et de l'offset présente un avantage considérable pour les signaux obtenus. En effet, contrairement à la première version du capteur, il est possible de régler l'amplitude du signal du capteur, au début de l'examen, afin d'obtenir un signal correct et moins bruité. Cet ajustement de l'amplification est nécessaire pour certains volontaires ayant une faible amplitude de mouvement. Nous avions rencontré ce genre de problème sur certains volontaires (volontaires 3 par exemple) inclus lors de la première partie de l'étude où leur respiration était si faible que les signaux obtenus étaient « noyés » dans le bruit ce qui peut provoquer des erreurs.

De plus, dans la version numérique, les problèmes de modulation et démodulation liées à la MLI ne sont plus présents. Les signaux issus des capteurs sont directement numérisés ce qui permet de réduire les erreurs de décodage.

Cependant, il faut, tout de même noter que le nombre de volontaires est beaucoup plus élevé pour la première version d'accéléromètre que pour la deuxième.

Apnée

Au cours du protocole, les volontaires ont, en plus des quatre modes de respiration étudiés précédemment, effectué deux apnées : une réalisée en fin d'inspiration et une en fin

d'expiration. Pour ces deux apnées, les résultats obtenus par la méthode de Brox sur les images ne donnent rien, car, en théorie, le mouvement du diaphragme est très faible voire inexistant. Il n'est donc pas possible de comparer les signaux issus de l'accéléromètre avec la méthode de Brox comme nous avons pu le faire jusqu'à présent. La seule comparaison possible est donc avec la ceinture pneumatique mais comme nous avons déjà pu le dire ce capteur présente des dérives qui sont principalement marquées lors des apnées. Il est ainsi difficile de prendre une référence pour ce type de respiration afin d'évaluer notre capteur.

Angles d'Euler : vérification de l'hypothèse

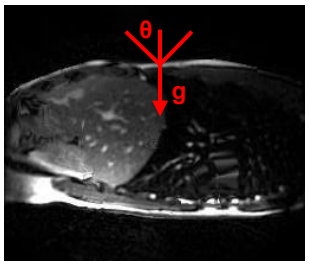
Dans ce qui précède nous avons considéré que l'accéléromètre restait toujours perpendiculaire à la surface sur laquelle il était placé, c'est-à-dire le thorax. Ainsi, nous n'avons pas pris en compte les angles d'Euler entre la base dynamique et la base fixe. Cependant, il faut vérifier que ces angles sont bien négligeables ce qui pourrait ne pas être le cas surtout lors des respirations rapides.

Sur le signal d'accélération même, il est possible d'obtenir, à l'aide d'un filtre passe-bas de fréquence de coupure 0,6Hz et sans aucune intégration, un signal évoluant avec la respiration. Ce signal représente, en fait, la mesure de l'angle θ qui correspond à l'angle relatif par rapport à l'axe de la gravité terrestre. Il s'ajoute au signal de respiration et est dû aux mouvements parasites du capteur par rapport à l'axe de la gravité. Un exemple de courbe obtenue pour cet angle est présenté sur la Figure 5.12.

La présence de mouvements parasites, dus à la respiration, provoque un changement de l'axe de sensibilité du capteur qui n'est plus parfaitement perpendiculaire à la surface. Pour obtenir, l'accélération réelle du thorax ou de l'abdomen ($\mathrm{Acc}_{\mathrm{réelle}}$), il est alors nécessaire d'ajouter un terme prenant en compte ce phénomène :

$$\mathbf{Acc_{réelle}} = \mathbf{Acc_{mesurée}} \times \mathbf{cos(\theta)} \quad \textbf{(5.1)}$$

Nous avons ainsi calculé les valeurs des angles obtenus sur enregistrement des volontaires pour les différents modes de respiration. Les valeurs obtenues étant très faibles, le terme ajouté est proche de 1 et donc négligeable. Cette étude permet de montrer que l'hypothèse de considérer, pour ce placement, les angles d'Euler négligeables est réaliste. Cependant, si le capteur est positionné à un autre endroit du thorax, par exemple, sur un côté, l'angle θ sera beaucoup plus important et le terme en $\cos(\theta)$ deviendra non négligeable.



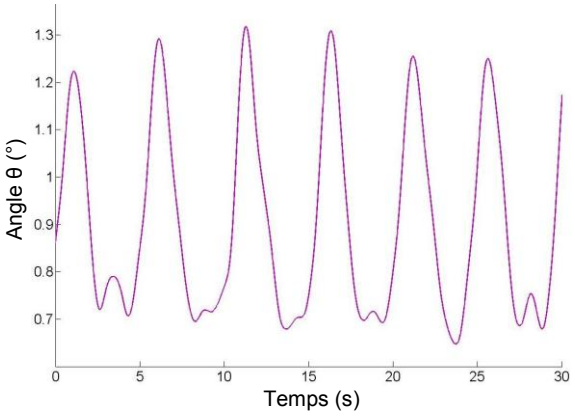


Figure 5.12 : Représentation de l'angle θ sur une image en coupe sagittale ainsi que la courbe obtenue en respiration libre

Afin de s'affranchir de ce mouvement du capteur lors de la respiration, il serait intéressant de mesurer avec précision cet angle ainsi que les autres angles d'Euler. Pour les versions actuelles du capteur, la mesure précise de cet angle n'est pas possible, le capteur étant sensible dans un seul axe.

Nous verrons qu'un nouveau capteur à base de gyroscope (projet MARMOT) est en cours d'étude pour prendre en compte ces mouvements supplémentaires du capteur par rapport à son placement initial.

5.2.6. Ceinture optique

5.2.6.1 Résultats

Pour ce capteur, les tests n'ont pas pu être réalisés sur l'ensemble des volontaires inclus lors de la deuxième partie du protocole, par suite de problèmes techniques. Cinq des six volontaires ont pu utiliser la ceinture lors de leur premier rendez-vous. En revanche, elle n'a été placée que sur seulement trois volontaires lors du deuxième examen. Comme peu de volontaires ont pu utiliser le capteur lors de leurs deux rendez-vous, nous avons regroupé tous les examens sur le même graphique. Ainsi, les numéros 1 et 2 du graphique représentent le premier volontaire respectivement pour le 1er et 2ème examen. De même, les numéros 4 et 5 représentent le même volontaire lors de ces deux visites. Les autres numéros (3, 6, 7 et 8) correspondent chacun à un volontaire pour l'un des deux rendez-vous. Cette notation sera appliquée pour tous les graphiques concernant la ceinture optique.

Comparaison des données hors IRM, en IRM sans séquence et avec les séquences

Les signaux de la ceinture optique et ceux de la ceinture pneumatique ont aussi été enregistrés en dehors de l'IRM et dans l'IRM mais sans aucune séquence, en respiration libre et en apnée réalisée soit en fin d'inspiration, soit en fin d'expiration.

Les coefficients de corrélation entre les signaux des deux ceintures lors des deux enregistrements cités précédemment ainsi que lors des séquences d'imagerie rapide ont été calculés pour chaque volontaire (Figure 5.13). Ces coefficients sont, en moyenne sur l'ensemble des volontaires, très proches dans les trois situations et cela pour les trois modes de respiration enregistrés (pas de différence significative).

En respiration libre, les moyennes des coefficients de corrélation ainsi obtenues sont égales à 0,80 hors IRM, 0,75 en IRM sans séquence et 0,77 avec les séquences. Pour l'apnée en fin d'inspiration, ces moyennes sont un peu plus élevées sauf pour l'enregistrement hors IRM (0,77). Enfin, en ce qui concerne l'apnée en fin d'expiration (apnée la plus souvent utilisée en routine clinique), nous obtenons une moyenne de 0,75 en dehors de l'IRM, de 0,80 dans l'IRM sans séquence et de 0,78 avec les séquences.

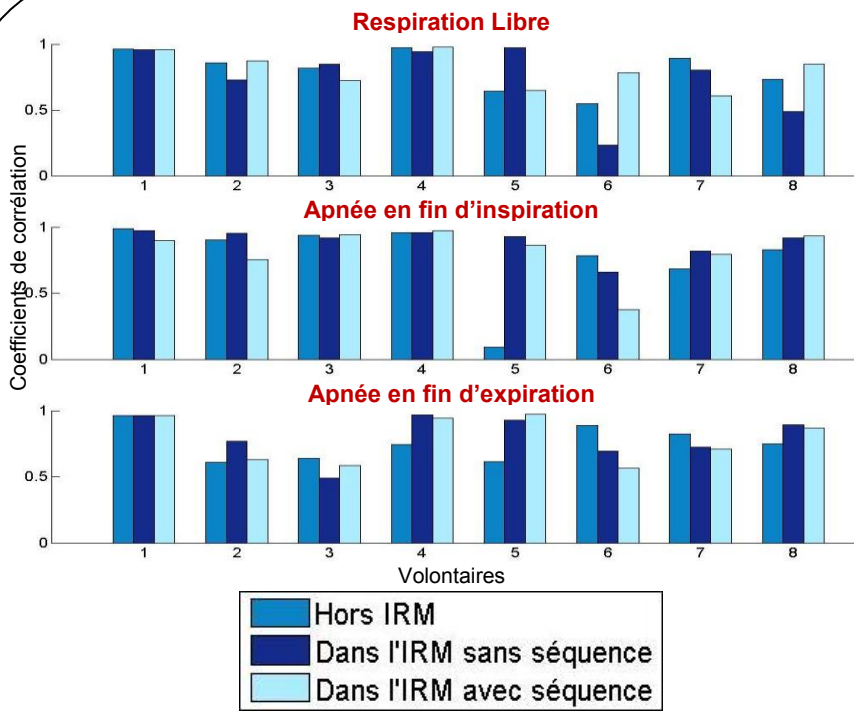


Figure 5.13 : Coefficients de corrélation entre les signaux de la ceinture optique et pneumatique hors IRM, dans l'IRM sans séquence et dans l'IRM avec séquence

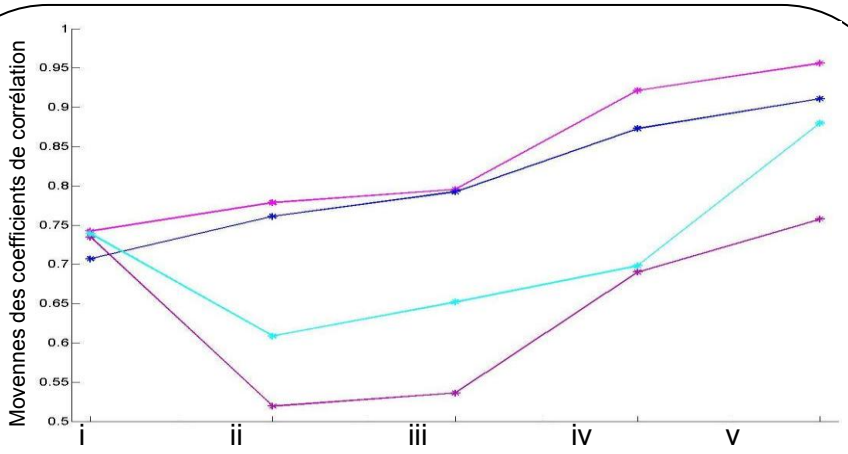
Comparaison des coefficients de corrélation

L'ensemble des coefficients de corrélation calculés entre la ceinture optique et les différentes méthodes de références (mouvements sur l'image et ceinture pneumatique) est présenté sur la Figure 5.14.

La ceinture optique est bien corrélée avec la ceinture pneumatique. Ces deux capteurs externes seront comparés plus en détails un peu plus loin.

Les coefficients de corrélation entre la ceinture optique et les mouvements mesurés sur les images sont en général plus faibles que ceux obtenus avec la ceinture pneumatique mais relativement élevés.
Pour les inspirations rapides, les résultats sont faibles. En particulier, pour le 1er volontaire, nous avons des coefficients de corrélation inférieurs à 0,3 entre la ceinture et les mouvements. Le même constat peut être fait avec la ceinture pneumatique. Les expirations rapides entraînent des résultats assez moyens avec une moyenne légèrement supérieure à 0,6 pour les coefficients de corrélation entre la ceinture et les mouvements mesurés en interne.

En ce qui concerne les respirations ample et libre, les moyennes des coefficients de corrélation liés à la ceinture optique sont supérieures à 0,75 mais restent inférieurs à celles obtenues avec la ceinture pneumatique (supérieures à 0,85).



i – Ceinture optique vs Ceinture pneumatique
ii - Ceinture optique vs Mouvement AP
iii - Ceinture optique vs Mouvement SI
iv - Ceinture pneumatique vs mouvement AP
v - Ceinture pneumatique vs mouvement SI

Respiration ample
Respiration libre
Inspiration rapide
Expiration rapide

Figure 5.14 : Comparaison des moyennes des coefficients de corrélation pour les volontaires ayant utilisés la ceinture optique

Un exemple de courbes obtenues avec la ceinture optique et les mouvements mesurés sur l'image par la méthode de Brox pour les quatre modes de respirations est représenté sur la Figure 5.15.

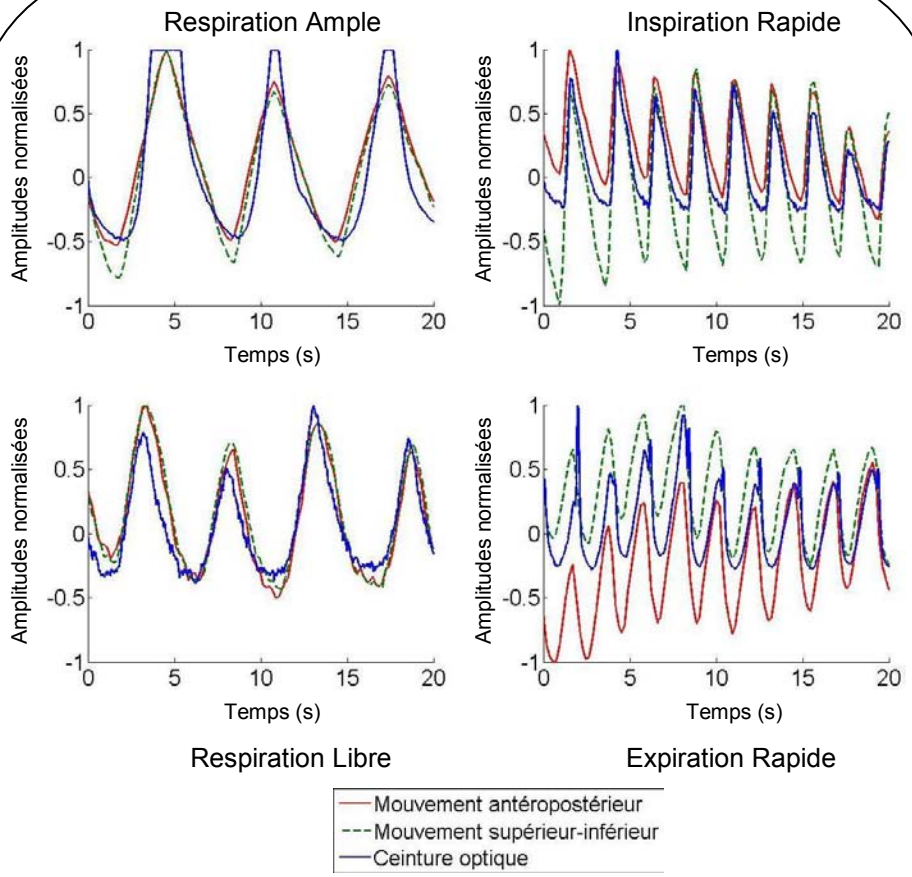


Figure 5.15 : Signaux normalisés issus de la ceinture optique et ceux obtenus par la méthode de Brox sur les images

Comparaison ceinture optique – ceinture pneumatique

La ceinture optique représente la même information que la ceinture pneumatique, principal capteur utilisé actuellement en examen clinique pour la mesure de la respiration. Nous avons donc souhaité comparer les signaux issus de ces deux capteurs. Pour cela, les coefficients de corrélation entre les signaux de la ceinture optique et ceux de la ceinture pneumatique située en dessous de la première ont été calculés pour chaque volontaire et dans les six modes de respiration définis (Tableau 5.10).

Les signaux issus de la ceinture optique sont bien corrélés avec ceux de la ceinture pneumatique. La ceinture optique donne aussi de bons résultats en apnée en particulier lors des apnées en inspiration.
Pour le volontaire 4, nous pouvons remarquer que les résultats obtenus sont faibles par rapport aux autres volontaires et ce pour tous les modes de respirations.

	Respiration Ample	Inspiration Rapide	Expiration Rapide	Respiration Libre	Apnée en Inspiration	Apnée en Expiration
Sujet 1 V1	0,97	0,93	0,94	0,98	0,93	0,98
Sujet 1 V2	0,74	0,88	0,66	0,79	0,75	0,63
Sujet 2 V2	0,79	0,68	0,71	0,72	0,89	0,59
Sujet 3 V1	0,97	0,94	0,94	0,98	0,97	0,94
Sujet 3 V2	0,87	0,50	0,81	0,65	0,86	0,97
Sujet 4 V1	0,46	0,51	0,37	0,78	0,39	0,56
Sujet 5 V1	0,72	0,77	0,70	0,61	0,80	0,71
Sujet 6 V1	0,87	0,86	0,61	0,58	0,93	0,87
TOTAL	0,80 (±0,17)	0,76 (±0,18)	0,72 (±0,18)	0,76 (±0,15)	0,82 (±0,19)	0,78 (±0,18)

Tableau 5.10 : Coefficients de corrélation entre la ceinture optique et la ceinture pneumatique pour les différents modes de respiration

La Figure 5.16 représente une comparaison des signaux issus des deux ceintures lors d'un examen pour les quatre types de respiration ainsi que lors des deux apnées. Les signaux sont très similaires entre eux.

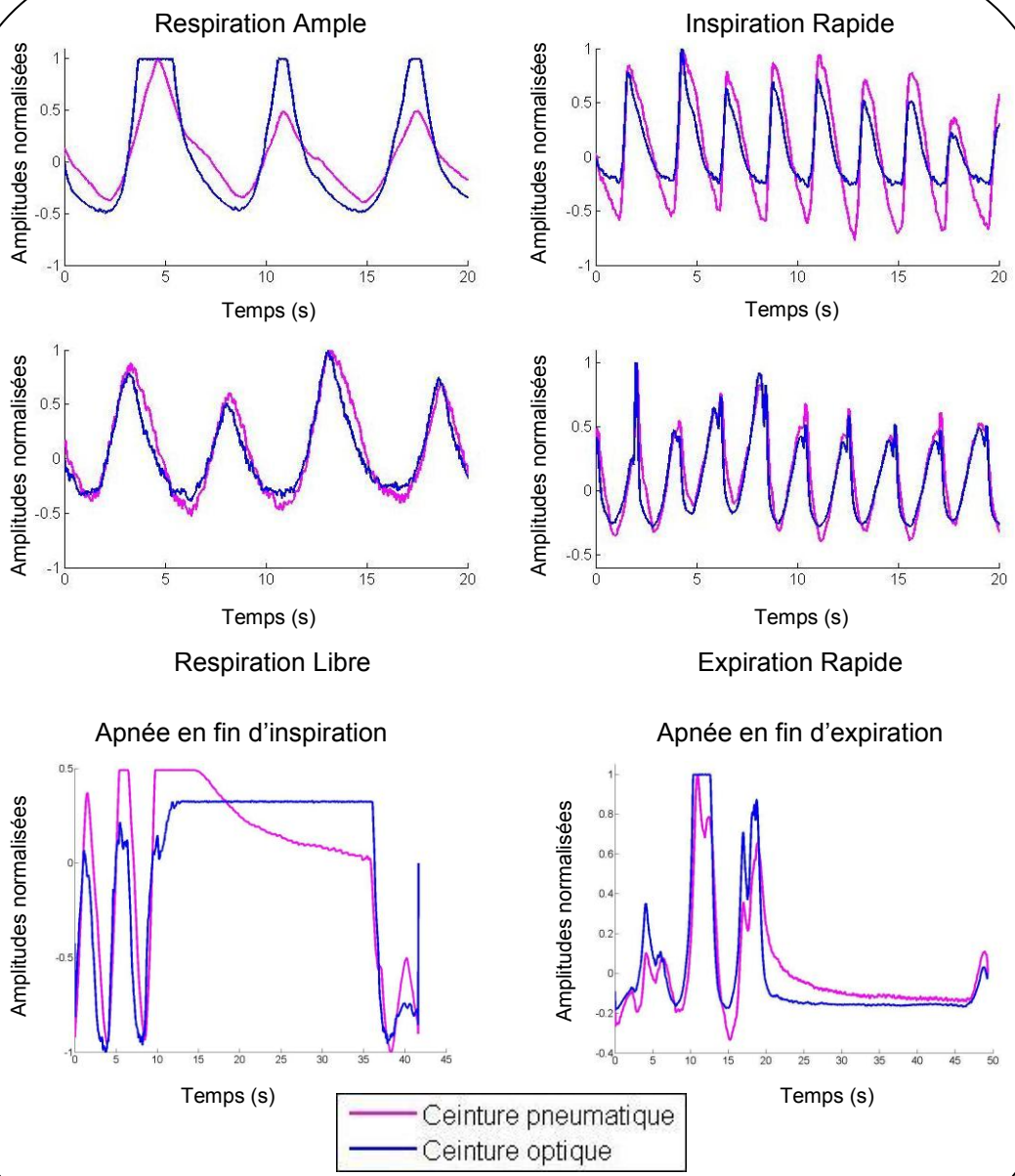


Figure 5.16 : Comparaison des signaux normalisés obtenus avec les deux ceintures pour l'un des volontaires pour les six modes de respiration

5.2.6.2 Discussion

La ceinture optique présente l'avantage de fournir une information corrélée avec la respiration tout en étant compatible avec l'environnement hostile de l'IRM. Contrairement à la ceinture pneumatique, aucune dérive volontaire ou involontaire n'est observée pendant un examen.

Les enregistrements effectués hors IRM et dans l'IRM sans séquence confirment les résultats que nous avions observés sur les fantômes, à savoir que la ceinture optique n'est pas perturbée par le champ magnétique statique. Cependant, pour deux volontaires en respiration libre (numéros 5 et 6), une différence importante entre ces deux enregistrements est observée mais pas forcément dans le même sens. Ce même constat peut être fait toujours pour le volontaire 5 mais en apnée en fin d'inspiration. En observant les courbes, nous pouvons noter que le signal issu de la ceinture optique est incorrect hors IRM pour ce

type de respiration. Il apparaît très bruité, comme si la ceinture était débranchée. Ce constat est étonnant surtout que pour la séquence suivante hors IRM également, un signal de la ceinture est présent même si celui-ci est un peu saturé.

En ce qui concerne les enregistrements en IRM avec séquences, les coefficients de corrélation entre les deux ceintures sont, en général, très proches de ceux obtenus hors IRM ou en IRM sans séquence. Le volontaire 6 a une tendance inversée lors des deux apnées. Pour ce volontaire, le signal issu de la ceinture optique est très bruité même en dehors de l'IRM. Il est possible que la ceinture n'est pas été correctement installée et qu'elle n'ait pas été assez tendue lors du positionnement ce qui a eu, pour conséquence, un signal de faible amplitude. De plus, les trois derniers volontaires ont utilisé la ceinture avant que cette dernière ne parte en réparation suite à un défaut d'alignement des fibres optiques. Il est possible que ce problème ait commencé lors de ces derniers examens provoquant par moment des pertes de signal et du bruit parasite dus à ce manque d'alignement.

Lors des examens sur volontaires, nous avons rencontré des problèmes de fixation de la ceinture. Ce problème de fixation est particulièrement présent pour les volontaires ayant un faible ou un fort tour de taille, la ceinture n'étant alors plus adaptée. De plus, pour placer la version actuelle du capteur, il est nécessaire de soulever le volontaire afin qu'elle fasse le tour de son abdomen. En général, la ceinture est attachée sur le volontaire lorsqu'il est debout pour facilité l'installation mais se retrouve détendue lorsque ce dernier s'allonge sur la table. L'ajustement de la ceinture n'est pas aisé et provoque des signaux qui peuvent être de mauvaise qualité.
Une solution serait de fixer la ceinture par scratch à la table d'examen. Déjà utilisée au CHU de Nancy, après modification des fixations des ceintures pneumatiques, elle présente des avantages non négligeables. Il n'est plus nécessaire de soulever le volontaire pour placer le capteur et surtout la ceinture est adaptable à n'importe quelle corpulence. Pour être mise en place, cette solution nécessiterait toutefois une modification de la ceinture actuelle.

L'amplification du signal issu de la ceinture n'est pas réglable, pour l'instant. Il est donc important au début de l'examen, lors du placement, de serrer un minimum la ceinture de façon à visualiser un signal correct. Cependant, la ceinture ne doit pas être trop serrée afin de ne pas gêner la respiration du volontaire et de ne pas abîmer la fibre optique. Ce réglage peut être quelque fois chaotique et long.
Sur certains volontaires, il a été difficile d'obtenir un signal d'une amplitude assez importante, ce qui a entraîné un bruit non négligeable sur le signal. Par exemple, pour le volontaire 4, les résultats obtenus sont très faibles et ce quelque soit le type de respiration. Les signaux de la ceinture optique observés sont très bruités avec une amplitude faible. Lors de l'examen, nous n'avons pu la fixer correctement sur le volontaire afin d'avoir un signal d'amplitude suffisante pour réduire le bruit. Nous avons rencontré ce genre de problèmes sur d'autres volontaires en parvenant en général à obtenir un signal d'une amplitude suffisamment élevée pour être exploitable.

Les tests n'ont pas pu être menés sur tous les volontaires suite à une défaillance de la ceinture optique. La fibre optique arrivant au réseau de Bragg n'étant plus parfaitement aligné, une perte de lumière non négligeable est apparue. La fragilité des fibres optiques reste encore problématique. Ce capteur n'est pas encore assez robuste pour une utilisation en routine clinique, surtout au niveau de la fibre optique partant de la ceinture.
Ces tests ont, tout de même, démontré la possibilité d'utiliser un réseau de Bragg pour la mesure de la respiration en IRM. De plus, ce type de capteur offre des perspectives intéressantes. En effet, il pourrait aussi être utilisé en tant que capteur de mesure ponctuelle.

5.3. Application : Intégration à GRICS

5.3.1. Introduction à GRICS

GRICS (*Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems)* est une méthode de reconstruction dont le but est de supprimer les artéfacts de mouvements afin d'améliorer la qualité des images en respiration libre [37]. Cette méthode repose sur la résolution d'un système couplé de deux équations :

- Une équation de reconstruction d'images avec un modèle de mouvement connu

$$\boldsymbol{s = E(\ ).\ _0} \quad \textbf{(5.2)}$$

où s est le vecteur de l'espace k, E l'opérateur généralisé d'encodage, $_0$ est l'image et représente les coefficients du modèle de mouvement.

- Une équation d'optimisation du modèle

$$\boldsymbol{= R(\ _0,\ ).\Delta} \quad \textbf{(5.3)}$$

où est l'erreur entre l'espace k estimé et celui acquis réellement, R est un opérateur qui dépend de l'image estimée et correspond aux coefficients du modèle de mouvement.

Le modèle de mouvement est un modèle linéaire qui est basé sur l'idée que les signaux physiologiques sont corrélés avec le mouvement de la partie imagée. Le déplacement $u(r,t)$, dans toutes les dimensions de l'espace i, est spatialement et temporellement variant et peut être décrit comme une combinaison linéaire pondérée des signaux physiologiques selon l'équation suivante :

$$\boldsymbol{u_i(r,t) = \sum\ _{i,k}(r).S_k(t)} \quad \textbf{(5.4)}$$

où $u_i(r,t)$ est le champ de déplacement à la position $r = [x,y]^T$ et à l'instant t, $_{i,k}$ correspond à des coefficients de pondération pour chaque dimension spatiale et chaque signal physiologique k, $S_k(t)$ correspond aux signaux physiologiques du patient obtenus à l'aide de capteurs externes ou de données IRM telles que les échos navigateurs [106].

Ce modèle est une très bonne approximation de la réalité si les signaux issus des capteurs sont fortement corrélés au mouvement. Cela implique que l'amplitude du signal n'a pas d'importance (en général, les signaux sont normalisés), en revanche, les variations d'amplitude sont primordiales car elles définissent le mouvement.

5.3.2. Analyses des données

Dans cette partie du protocole, nous avons souhaité tester les capteurs en les intégrant à la méthode GRICS comme données d'entrée du modèle de mouvement.

Pour les signaux d'accéléromètres, la première et la seconde intégrale, permettant ainsi d'obtenir la vitesse et la position, sont utilisées. Ces deux informations sont présentes, en général, lorsque la ceinture pneumatique est introduite dans l'algorithme et correspondent alors au signal brut du capteur ainsi qu'à sa dérivée première.

Les images en petit axe obtenues par plusieurs méthodes ont été comparées :

- L'image acquise en apnée, qui sert de référence,
- L'image obtenue en respiration libre,
- Les images reconstruites en utilisant l'algorithme de GRICS avec comme données d'entrée du modèle de mouvement :

    - ✓ La ceinture pneumatique seule,
    - ✓ Le (les) accéléromètre(s) analogique ou numérique(s) seul(s),
    - ✓ La ceinture optique seule,
    - ✓ Des combinaisons des différents capteurs externes présents.

Cette comparaison a d'abord été effectuée de manière qualitative en observant les images. Pour évaluer de façon quantitative les données, nous avons aussi calculé deux paramètres utilisés couramment en traitement d'image :

- L'entropie de l'image qui permet de quantifier la dispersion du signal et augmente avec la présence d'artéfacts et de bruit sur l'image (plus elle sera petite meilleure sera la qualité de l'image,
- L'entropie de la norme du gradient de l'image qui quantifie plutôt les singularités de l'image. Les artéfacts dans une image auront tendance à rendre les contours flous et ainsi à dégrader ce paramètre. Contrairement à l'entropie de l'image, ce paramètre doit être le plus important possible.

5.3.3. Résultats

Nous avons appliqué le protocole sur les 11 volontaires qui sont venus lors de la première partie de l'étude, c'est-à-dire avec l'accéléromètre analogique. Sur ces 11 volontaires, la méthode GRICS n'a pu être appliquée à deux examens lors de la seconde visite suite à un problème d'enregistrements des données brutes.

Pour la seconde partie de l'étude, avec l'accéléromètre numérique et la ceinture optique, nous avons appliqué la méthode GRICS sur quatre volontaires lors de leurs deux rendez-vous et sur deux volontaires lors de leur deuxième examen seulement.

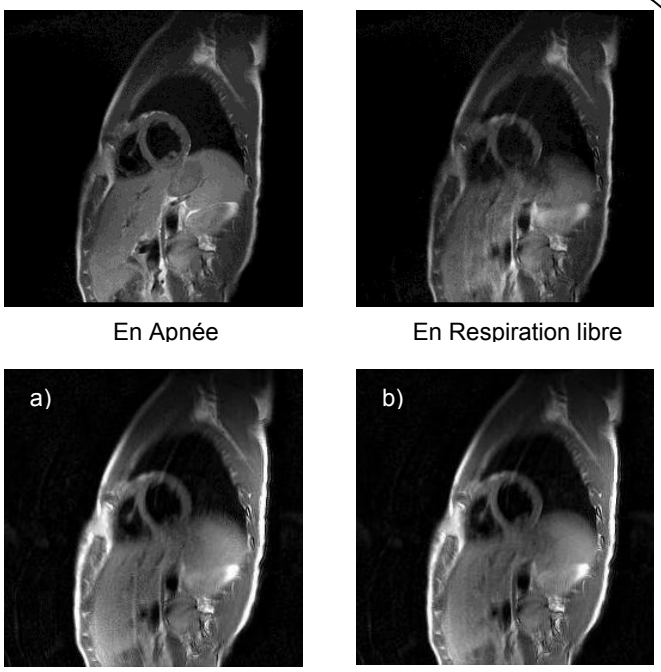
Toutes les images issues des reconstructions GRICS ont été réalisées avec l'aide de Maélène Lohézic, doctorante au laboratoire.

5.3.3.1 Accéléromètre analogique

Un exemple d'images obtenues en apnée, en respiration libre et reconstruites avec la méthode GRICS soit avec la ceinture pneumatique, soit avec l'accéléromètre en données d'entrée du modèle, est présenté sur la Figure 5.17 pour un volontaire.

La qualité d'image entre la reconstruction GRICS en utilisant soit l'accéléromètre, soit la ceinture est similaire. Les artéfacts de respiration sont largement réduits sur les images reconstruites grâce à l'algorithme GRICS comparativement aux images en respiration libre.

Cependant, l'image obtenue en apnée reste toujours de qualité supérieure à celles obtenues en respiration libre.



Reconstruction GRICS avec a) la ceinture et b) l'accéléromètre

Figure 5.17 : Images en petit axe obtenues avec les différentes méthodes

En ce qui concerne les mesures quantitatives, plus l'entropie de l'image est petite, plus la qualité est élevée alors que plus l'entropie du gradient est grande et meilleure est la qualité de l'image (Figure 5.18 et Figure 5.19).

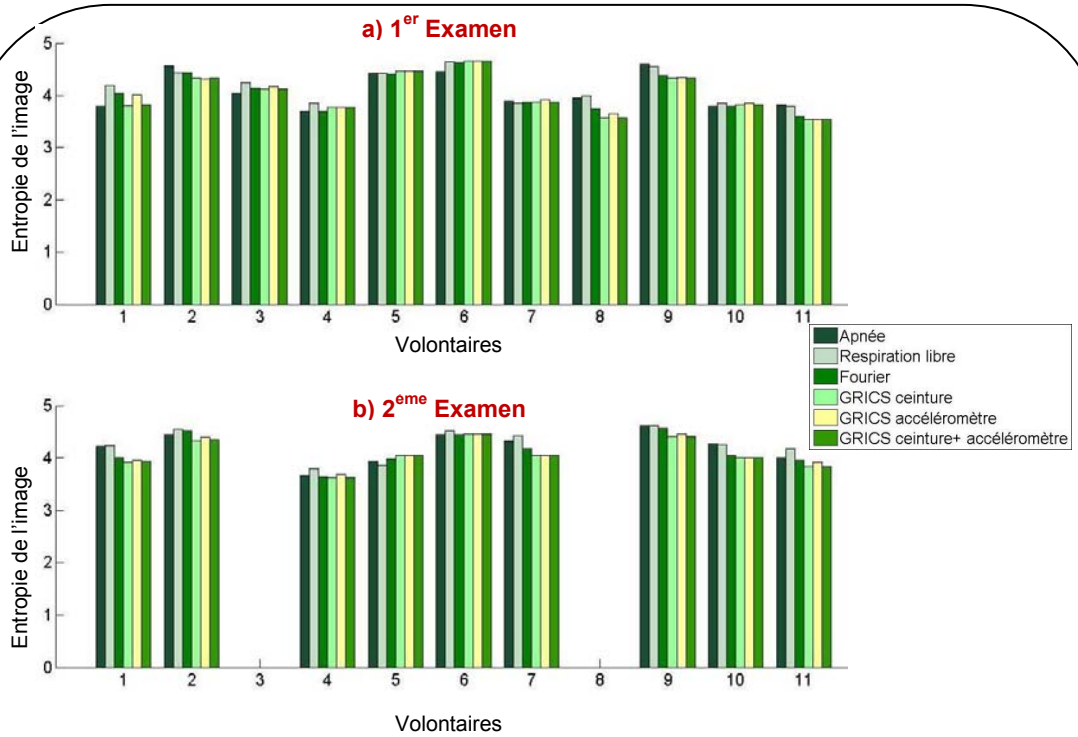


Figure 5.18 : Résultats de l'entropie de l'image sur les 11 volontaires lors du a) 1er et b) 2ème examen

Même si les mesures d'entropie de l'image et du gradient de l'image sont très proches, l'accéléromètre donne des résultats légèrement inférieurs à ceux obtenus par la ceinture pneumatique sans toutefois avoir une différence importante entre les deux types de reconstructions. Pour 2 volontaires lors du premier rendez-vous et deux lors du second, les valeurs obtenues sont identiques pour les deux reconstructions.

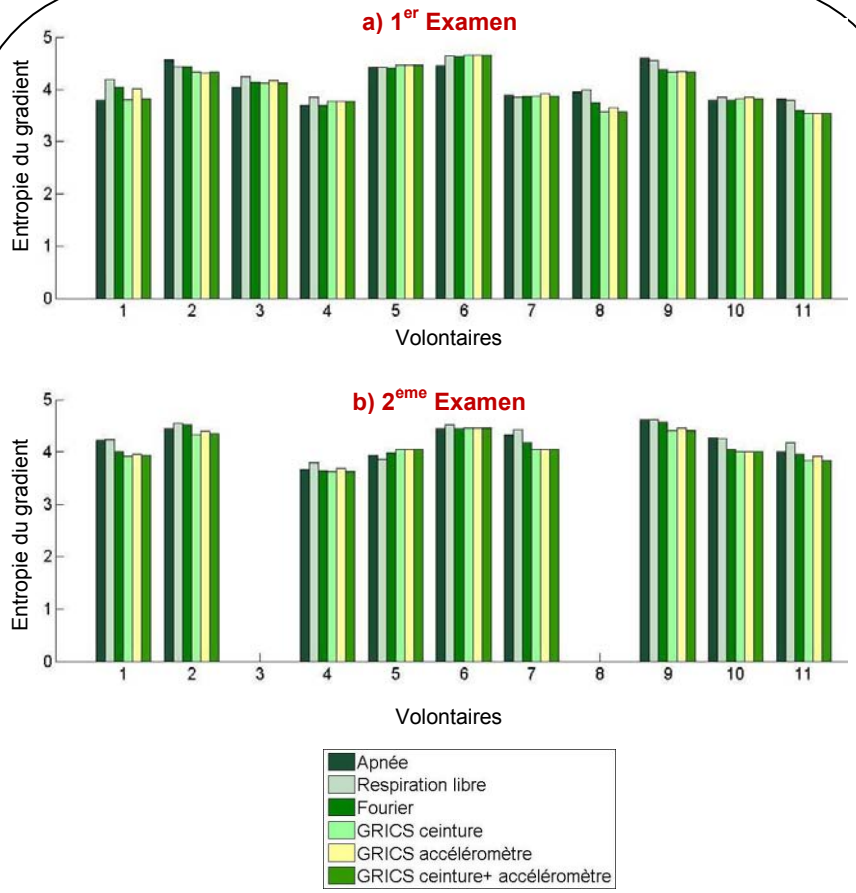


Figure 5.19 : Résultats de l'entropie du gradient sur les 11 volontaires lors du a) 1er et b) 2ème examen

Les valeurs d'entropie du gradient restent pour la majorité des volontaires les plus élevées lors de l'apnée en comparaison des autres reconstructions. En revanche, nous pouvons remarquer que, pour 5 volontaires sur 11 lors du premier examen et 7 volontaires sur 9 lors du deuxième, la reconstruction GRICS (avec la ceinture ou l'accéléromètre) est meilleure avec des valeurs d'entropie d'image inférieures à celles de l'apnée.

Il faut aussi noter que, pour le volontaire 5 lors des deux examens, les valeurs de l'entropie de l'image et celles de l'entropie du gradient de l'image sont strictement identiques pour les trois reconstructions GRICS. Pour ce volontaire, l'algorithme n'a pas fonctionné lors des reconstructions des images, que ce soit avec la ceinture ou l'accéléromètre comme données d'entrées du modèle de mouvement.

Nous avons aussi choisi d'introduire en même temps les informations issues des deux capteurs (accéléromètre et ceinture pneumatique) dans le modèle de mouvement de l'algorithme afin d'observer l'influence du nombre de données d'entrée sur la qualité de l'image. Pour 7 volontaires sur 11 lors du premier rendez-vous et 7 volontaires sur 9 lors du second examen, l'association des deux capteurs ne permet pas de diminuer l'entropie de l'image par rapport aux valeurs calculées avec la ceinture seule.

5.3.3.2 Accéléromètre numérique

Comme pour la version analogique, les images obtenues par reconstruction GRICS avec la ceinture pneumatique ou l'accéléromètre sont de qualité similaire avec une réduction importante des artéfacts de mouvements respiratoires par rapport à la respiration libre. Ce constat peut être appuyé par la mesure de l'entropie de l'image, qui diminue lorsque la qualité de l'image augmente, et de l'entropie du gradient de l'image, qui diminue en présence d'artéfacts (Figure 5.20).

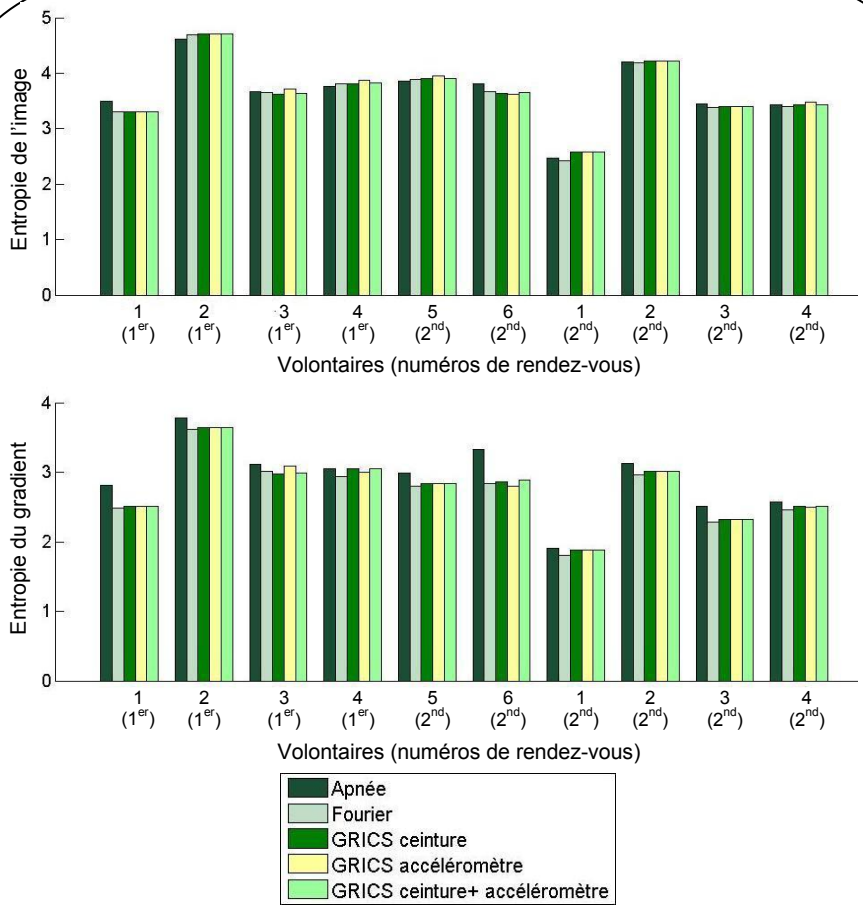


Figure 5.20 : Résultats de l'entropie de l'image et de l'entropie du gradient sur l'ensemble des examens

Nous pouvons remarquer que pour la moitié des examens disponibles, les valeurs des entropies de l'image et du gradient de l'image sont strictement identiques pour toutes les reconstructions GRICS, que ce soit avec la ceinture pneumatique ou l'accéléromètre comme données d'entrée du modèle.

De plus, dans cette partie du protocole, nous avons ajouté, pour les derniers volontaires, un accéléromètre supplémentaire afin d'améliorer la détection des mouvements respiratoires pour mieux les corriger. Au total, dans quatre examens, nous avons pu effectuer des reconstructions GRICS avec les informations de mouvements de deux accéléromètres en données d'entrée du modèle. Pour ces reconstructions, nous avons calculé les entropies de l'image et du gradient (Tableau 5.11) pour les images obtenues avec l'algorithme GRICS avec :

- Un seul accéléromètre,
- Les deux accéléromètres.

	Entropie de l'image		Entropie du gradient	
	1 accéléromètre	2 accéléromètres	1 accéléromètre	2 accéléromètres
Examen 1	3,71	3,71	3,08	3,06
Examen 2	3,87	**3,86**	3,00	**3,01**
Examen 3	3,47	3,47	2,49	**2,50**
Examen 4	3,95	3,95	2,83	2,83

Tableau 5.11 : Comparaison des entropies de l'image et du gradient pour les images reconstruites avec GRICS avec un ou deux accéléromètres

Sur les quatre examens où deux accéléromètres ont été placés, l'ajout de ce capteur supplémentaire montre peu de différence dans l'amélioration de la qualité des images. Un examen seulement donne une entropie de l'image inférieure et une entropie du gradient supérieure à celles calculées sur les images obtenues en utilisant un seul des deux accéléromètres.

Nous avons ensuite utilisé les informations de mouvement issues de ces deux accéléromètres et de la ceinture pneumatique comme données d'entrée du modèle de mouvement pour l'algorithme GRICS. Les entropies de l'image et du gradient sont données dans le Tableau 5.12.

	Entropie de l'image			Entropie du gradient		
	Ceinture pneumatique	1 Acc	2 Acc + ceinture pneumatique	Ceinture pneumatique	1 Acc	2 Acc + ceinture pneumatique
Examen 1	2,62	3,71	3,62	2,98	3,08	**2,99**
Examen 2	2,81	3,87	3,82	3,05	3,00	**3,05**
Examen 3	3,42	3,47	3,42	2,51	2,49	**2,52**
Examen 4	3,90	3,95			2,83	

Tableau 5.12 : Comparaison des entropies de l'image et du gradient pour les images reconstruites avec GRICS avec a) la ceinture, b) un et c) les trois capteurs de mouvement

Nous pouvons remarquer que l'ajout des informations des deux accéléromètres et de la ceinture pneumatique dans la méthode GRICS augmente l'entropie du gradient qui quantifie les singularités de l'image (netteté des contours).

Un exemple d'images obtenues par les différentes méthodes, en coupe petit axe est présenté sur la Figure 5.21.

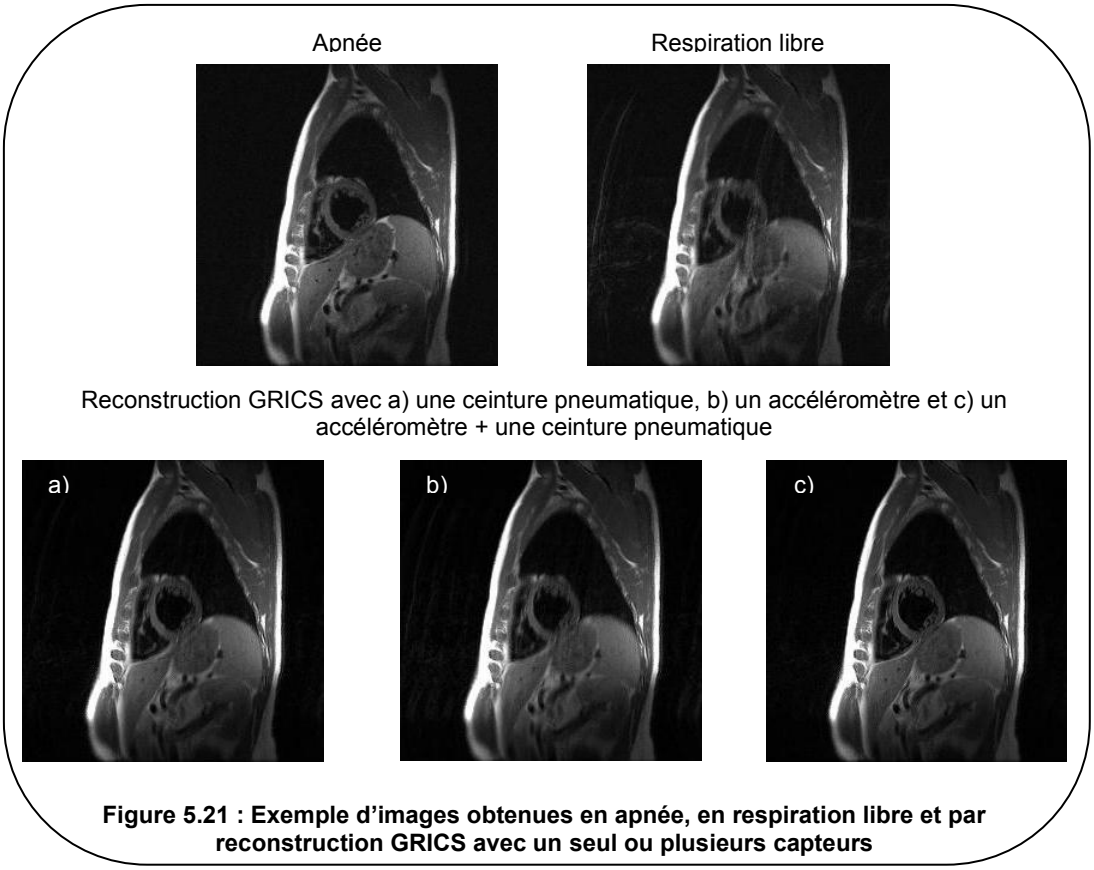


Figure 5.21 : Exemple d'images obtenues en apnée, en respiration libre et par reconstruction GRICS avec un seul ou plusieurs capteurs

L'exemple précédent montre que la qualité de l'image est améliorée lorsque les deux types de capteurs sont utilisés comme données d'entrée du modèle de mouvement pour la reconstruction GRICS. Les contours du foie sont beaucoup plus nets comparés aux deux autres reconstructions prenant en compte l'information de mouvement d'un seul capteur. De plus, les images fantômes visibles sur l'image en respiration libre ont disparu sur cette image.

5.3.3.3 Ceinture optique

Pour les volontaires de la seconde partie du protocole qui ont eu, en plus des capteurs développés, la ceinture optique, nous avons reconstruit les images avec l'algorithme GRICS en utilisant l'information issue de cette ceinture.
L'objectif est de comparer la qualité des images reconstruites à partir des images en respiration libre en utilisant soit la ceinture pneumatique, soit la ceinture optique comme données d'entrée du modèle de mouvement de l'algorithme GRICS.

Au total, sur les 7 examens (premier et second rendez-vous confondus), seuls cinq ont permis d'obtenir une reconstruction GRICS des images avec les deux types de ceintures. En effet, sur deux séries de données, l'algorithme de reconstruction n'a pas fonctionné que ce soit avec la ceinture optique ou la ceinture pneumatique.

Le Tableau 5.13 représente les valeurs de l'entropie de l'image et du gradient pour les cinq examens où l'algorithme GRICS a convergé.

	Entropie de l'image			Entropie du gradient		
	Apnée	Reconstruction GRICS		Apnée	Reconstruction GRICS	
		Ceinture pneumatique	Ceinture optique		Ceinture pneumatique	Ceinture optique
Sujet 1	3,67	3,62	3,69	3,11	3,02	2,98
Sujet 2	3,77	3,81	3,84	3,06	**3,05**	**3,05**
Sujet 3	3,80	3,64	3,65	3,33	2,87	2,80
Sujet 4	2,47	2,57	2,57	1,91	**1,88**	**1,88**
Sujet 5	3,86	3,90	3,93	2,99	2,84	**2,85**

Tableau 5.13 : Entropies de l'image et du gradient pour l'apnée et les reconstructions GRICS avec les ceintures pneumatique ou optique

Les résultats obtenus montrent que la ceinture optique donne de moins bons résultats que ceux de la ceinture pneumatique en termes d'entropie de l'image. En revanche, pour l'entropie du gradient, les résultats sont similaires dans deux cas et supérieurs pour la ceinture optique dans un cas.

Un exemple d'images obtenues pour un volontaire est présenté sur la Figure 5.22. L'image obtenue après reconstruction GRICS avec la ceinture optique présente plus d'artéfacts dus à la respiration que celle obtenue avec la ceinture pneumatique, ce qui est confirmé par les résultats des paramètres quantitatifs.

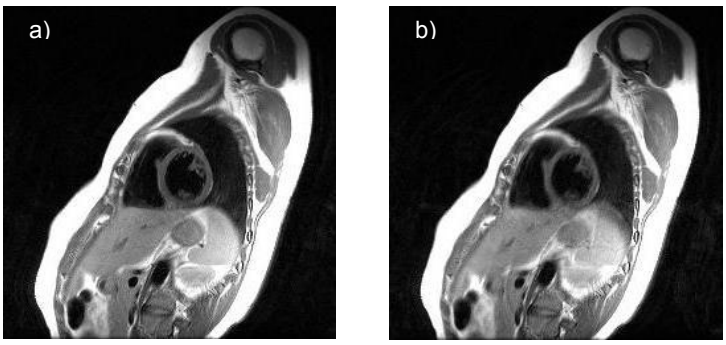


Figure 5.22 : Exemple de reconstructions GRICS avec a) la ceinture pneumatique et b) la ceinture optique

5.3.4. Discussion

Qualité des images :

Les images obtenues par reconstruction GRICS avec l'accéléromètre (analogique ou numérique) en donnée d'entrée du modèle de mouvement sont de qualité comparable à celles obtenues avec la ceinture pneumatique. Cependant, pour certains volontaires, nous pouvons remarquer que des mouvements respiratoires subsistent après avoir appliqué l'algorithme associé à l'accéléromètre contrairement à la ceinture.

Ces différences peuvent s'expliquer par des signaux issus de l'accéléromètre (analogique ou numérique) qui sont moins bien corrélés aux mouvements respiratoires que ceux de la

ceinture pneumatique. En effet, les signaux des capteurs externes doivent être corrélés avec le mouvement pour que l'algorithme réduise au mieux les artéfacts. L'amplitude même du signal n'a pas d'importance mais ce sont les variations au cours du temps qui en ont.

En ce qui concerne la ceinture optique, les mesures quantitatives montrent que les reconstructions d'images en utilisant ce capteur sont de qualité légèrement inférieure à celles obtenues avec la ceinture habituelle. Cependant, les images reconstruites sont beaucoup moins nettes avec ce capteur qu'avec la ceinture pneumatique.

Non-convergence de l'algorithme :

Pour certains volontaires, nous avons remarqué que l'algorithme GRICS n'avait pas fonctionné que ce soit avec les informations de la ceinture pneumatique, des accéléromètres ou de la ceinture optique en données d'entrée du modèle de mouvement. Le résultat correspond à une image où les artéfacts de mouvements ont été peu ou pas corrigés.

Trois hypothèses peuvent être formulées pour expliquer cette non-convergence de l'algorithme :

- La présence d'artéfacts de repliement sur les images dus à un champ de vue trop petit par rapport à la zone à imager,
- La sortie de plan de coupe qui n'est actuellement pas prise en compte dans l'algorithme. Ce problème est particulièrement gênant en deux dimensions, puisque lors d'une sortie de coupe, la région imagée n'est plus la même,
- La saturation de certains signaux issus des capteurs lors des acquisitions des images. Une partie de l'information est donc manquante.

Association de plusieurs capteurs comme données d'entrée du modèle de mouvement :

Lorsque nous avons introduit, en même temps, les informations de l'accéléromètre analogique et de la ceinture dans l'algorithme, nous n'avons pas remarqué d'amélioration notable de la qualité de l'image. Lorsque nous avons utilisé les informations issues des deux accéléromètres (numériques), ce constat peut être aussi effectué.

Pour une compensation idéale des mouvements respiratoires, les signaux physiologiques d'entrée du modèle de mouvement doivent être indépendants et fortement corrélés avec le mouvement des différents organes. Cette condition permet au modèle de mouvement de prendre en compte, avec précision, l'ensemble des déplacements de n'importe quelle structure dans la coupe choisie lors de l'acquisition. Les signaux disponibles par les capteurs sont parfois redondants et n'apportent ainsi pas d'information supplémentaire permettant de corriger les artéfacts de respiration.

De plus, pour le second accéléromètre ajouté, le placement de ce capteur n'a pas été idéal pour la mesure des mouvements respiratoires, du fait de sa taille. Une attention particulière doit être réalisée afin de positionner au mieux les capteurs pour avoir des informations de mouvement différentes.

Lorsque les accéléromètres et la ceinture pneumatique sont introduits comme données d'entrée du modèle de mouvement, l'entropie de l'image n'est pas améliorée mais l'entropie du gradient est, quant à elle, augmentée ce qui se traduit par une meilleure netteté des contours sur les images.

Choix des entropies de l'image et du gradient :

Pour certains volontaires, les paramètres quantitatifs calculés sur les images en apnée donnent des résultats contraires à ce que nous attendons (entropie de l'image élevée et entropie du gradient faible). Dans ces cas-là, il est possible d'observer des artéfacts présents sur les images qui montrent que le volontaire n'a pas tenu correctement les apnées.

Le choix de ces deux paramètres pour quantifier la qualité des images est contestable, en particulier pour l'entropie du gradient. En effet, il peut augmenter avec le nombre de contours et donc avec le nombre d'artéfacts.

Une évaluation qualitative avec plusieurs radiologues pourrait être envisageable. Le but serait alors de quantifier de façon plus précise la qualité des images et de préciser les points forts et les points faibles des reconstructions GRICS à l'aide des différents capteurs en comparaison avec celles utilisant la ceinture pneumatique.

5.3.5. Conclusion

Dans cette partie, nous avons démontré qu'il était possible d'utiliser l'accéléromètre (en version analogique ou numérique), dans la méthode de reconstruction GRICS, comme données d'entrée du modèle de mouvement afin de corriger les mouvements respiratoires. Les mouvements cardiaques sont corrigés par synchronisation cardiaque à l'ECG.

Les images obtenues en respiration libre avec la méthode GRICS associée à l'accéléromètre offrent une qualité comparable à celles obtenues à l'aide de GRICS et de la ceinture pneumatique. Contrairement à la ceinture, l'accéléromètre présente l'avantage non négligeable d'être plus facile d'installation, le manipulateur IRM n'ayant pas besoin de soulever le volontaire.

Les premiers résultats obtenus suggèrent aussi qu'il est intéressant de multiplier le nombre de capteurs dès l'instant où les signaux obtenus sont représentatifs du mouvement. Cependant, compte tenu de la taille encore trop encombrante des capteurs développés, il est difficile d'envisager le placement d'un nombre plus élevé d'accéléromètres sur le volontaire. Une diminution de la taille des capteurs ainsi que l'ajout de degrés de liberté supplémentaires afin de mieux connaître le mouvement seraient un atout pour la méthode GRICS.

5.4. Conclusion générale

Dans ce chapitre, nous avons validé les deux versions d'accéléromètres ainsi que la ceinture optique sur volontaires sains en condition réelle.

Les signaux de ces trois capteurs ont d'abord été comparés aux signaux issus du seul capteur externe de mouvement respiratoire utilisé actuellement en clinique ainsi qu'aux mouvements internes mesurés sur les images. Ces tests ont montré que les signaux des accéléromètres sont corrélés avec ceux de la ceinture pneumatique et des mouvements internes. La première version présente des limites non négligeables mais a permis de démontrer la faisabilité des mesures et ainsi la preuve du concept. La seconde version du capteur présente des résultats d'une qualité supérieure à ceux de la première. L'utilisation d'un microcontrôleur avec lequel il est possible de communiquer en temps réel a été le cœur de l'amélioration du capteur. Ainsi, les signaux mesurés sont adaptés en fonction du volontaire et de sa respiration. De plus, le passage à la version numérique a permis de réduire fortement les inconvénients liés à la modulation en largeur d'impulsion.
Nous avons ensuite intégré les signaux des accéléromètres à la méthode de correction des artéfacts de mouvements disponible au laboratoire. Celle-ci a besoin de signaux fortement

corrélés avec les mouvements pour pouvoir réduire les artéfacts. Les résultats obtenus en intégrant les accéléromètres en tant que données d'entrée du modèle de mouvement sont comparables à ceux obtenus avec la ceinture pneumatique. De plus, l'ajout de capteurs supplémentaires semble aussi améliorer la qualité des images. Cette étude a eu pour objectif de démontrer la possibilité d'utiliser l'accéléromètre dans ce genre de méthode. Elle permet d'envisager une réduction plus importante des artéfacts dus à la respiration en utilisant un nombre plus élevé de capteurs de ce type.

Les accéléromètres présentent des avantages non négligeables de fixation sur le volontaire qu'il n'est plus nécessaire de soulever afin de placer le capteur de mouvements respiratoires. Ils pourraient, par exemple, être utilisés chez les nourrissons où la détection de la respiration est délicate. En effet, les amplitudes des mouvements sont très petites ce qui implique une sensibilité élevée des capteurs de pression. Souvent, les capteurs utilisés pour ces patients sont différents de ceux des adultes. L'accéléromètre pourrait être une solution utilisable aussi bien sur les adultes que sur les nourrissons.
De plus, la mesure réalisée par ces capteurs est une mesure ponctuelle qui permet de cibler un organe particulier contrairement à la ceinture pneumatique qui est une mesure plus globale.

Malgré de bons résultats et la preuve du concept effectuée lors de ce protocole, ces capteurs présentent des inconvénients importants liés en particulier à leur poids et leur taille. Actuellement, les accéléromètres ainsi que l'alimentation sont trop encombrants pour pouvoir en placer plusieurs sur le thorax et l'abdomen du volontaire. Cette taille peut être particulièrement gênante si les capteurs sont placés sur les côtés. De plus, les capteurs que nous avons testés ne sont sensibles que dans un seul axe ce qui ne permet pas de connaître précisément le mouvement dans toutes les directions de l'espace. A cela s'ajoute des artéfacts importants ne permettant pas de placer le capteur dans la même zone à imager. Ces inconvénients ont été les principaux déclencheurs du projet MARMOT décrit dans la partie suivante qui aura pour but de réduire la taille du capteur, ainsi que les artéfacts créés sur les images.

Il est aussi envisageable d'utiliser les accéléromètres pour d'autres applications. Par exemple, ce capteur pourrait être utilisé pour la synchronisation respiratoire. Cependant, cette application nécessite une intégration en temps réel afin d'obtenir le mouvement. Les accéléromètres ne sont pas limités à la seule mesure du mouvement respiratoire. Il est tout à fait concevable de mesurer des mouvements tels que ceux de la tête pour l'IRM fonctionnelle ou les mouvements volontaires du patient. Ces applications nécessiteraient peu d'adaptation, surtout avec la version numérique qui permet de régler aisément le gain d'amplification aux mouvements mesurés.

En ce qui concerne la ceinture optique, le protocole a démontré la possibilité d'utiliser ce genre de capteur pour la mesure de la respiration. Les tests de comparaison avec la ceinture pneumatique ont mis en avant une bonne corrélation entre ces deux ceintures pourtant de nature différente. La ceinture optique pourrait donc remplacer complètement la ceinture pneumatique. Cependant, elle reste encore fragile au niveau de la fibre optique ce qui la rend peu adaptée pour l'instant à une utilisation en routine clinique. De plus, comme nous avons pu le voir au cours du protocole, la forme actuelle de la ceinture n'est pas utilisable correctement sur tous les volontaires du fait de sa fixation. Cet inconvénient est l'un des points noirs de ce capteur et doit être modifié si elle veut s'imposer en routine clinique.

Ces tests ont aussi permis de montrer la possibilité d'utiliser un capteur FBG en environnement IRM. Ce genre de capteurs offre des perspectives intéressantes pour la mesure ponctuelle du mouvement et pourrait être utilisé localement pour la mesure de la déformation.

Chapitre 6 : Valorisation, Projet MARMOT

Au cours de l'année 2010, le PRES (*Pôle de Recherche et d'Enseignement Supérieur*) de l'Université de Lorraine a lancé un appel à « projets maturation, valorisons la recherche lorraine » auquel nous avons répondu. L'objectif recherché par cet appel visait à sélectionner certains projets afin de les accompagner dans l'étape de maturation. Cette maturation des projets innovants peut être définie par le processus qui permet de passer d'un résultat de recherche à un objet, un produit, un service, une méthode ou un savoir-faire transférable.

Le projet maturation, appelé MARMOT (***M****R compatible* ***A****ccelerometer for* ***R****espiratory* ***MOT****ion*) que nous avons déposé, a été sélectionné pour cet accompagnement. De plus, ce projet reçoit le soutien d'Oséo qui le finance.
Il est basé sur les résultats que nous avons obtenus au cours du protocole sur volontaires sains. C'est au cours de ces tests que les capteurs développés à base d'accéléromètre ont montré la possibilité d'être utilisés en IRM pour la mesure des mouvements respiratoires.

Dans cette partie, nous allons présenter le projet, les résultats préliminaires que nous avons actuellement ainsi que les travaux futurs.

6.1. Présentation du projet

Le projet, débuté en octobre 2010 pour une durée d'un an, est la continuité des travaux précédents et repose sur les connaissances acquises lors de ces tests.
Il a pour objectif la réalisation d'un démonstrateur clinique facilement utilisable en routine clinique et permettant de mesurer les mouvements respiratoires en IRM à l'aide d'un accéléromètre couplé à un microcontrôleur. Il constitue une première étape vers le transfert industriel.

Le capteur développé a pour objectif final d'être intégré en examen IRM sur les patients dans différents contextes :

- Pour la synchronisation des séquences avec la respiration,
- Pour la surveillance du patient pendant l'examen (actuellement, pour ces deux cas, une ceinture pneumatique placée sur l'abdomen est utilisée mais elle présente des défauts de dérive et des inconvénients lors de l'installation),
- Pour la suppression des artéfacts de mouvements à l'aide de méthodes de correction rétrospectives (par exemple, la méthode GRICS).

Si les tests sont concluants, ce capteur pourra être utilisé pour mesurer des mouvements autres que les mouvements respiratoires, par exemple, les mouvements de la tête. De plus, ce capteur pourrait être tout aussi bien être utilisé dans d'autres modalités d'imagerie (en radiothérapie) où il est important de connaître le mouvement des patients.

Ce projet se décompose en plusieurs étapes. Une première partie consiste à redéfinir les technologies de capteurs à utiliser ainsi que l'architecture complète de communication, de conditionnement et de traitements des signaux. Une phase importante sera consacrée à la recherche de nouveaux capteurs (accéléromètres, microcontrôleurs…) adaptés au mieux à notre application et ainsi qu'à de nouvelles solutions d'alimentation du démonstrateur. L'objectif premier est de réduire au maximum la taille du capteur final, en réduisant aussi la taille de l'alimentation. La seconde partie consiste au développement du software, en particulier, pour la programmation du microcontrôleur utilisé. Ensuite, le capteur ainsi obtenu sera validé aussi bien en dehors de l'IRM (tests de fiabilité et de fonctionnement) qu'en IRM (tests de compatibilité et de fonctionnement). Enfin, une validation clinique sur une vingtaine de volontaires sains est prévue.

Parallèlement à cela, une étude de marché ainsi que l'étude de la brevetabilité d'une partie du projet sont effectuées à l'aide d'un cabinet en conseils technologiques. Le projet a déjà abouti au dépôt d'un brevet au mois de février 2011 (numéro d'enregistrement national : 1151019).

Le schéma fonctionnel du projet est présenté sur la Figure 6.1.

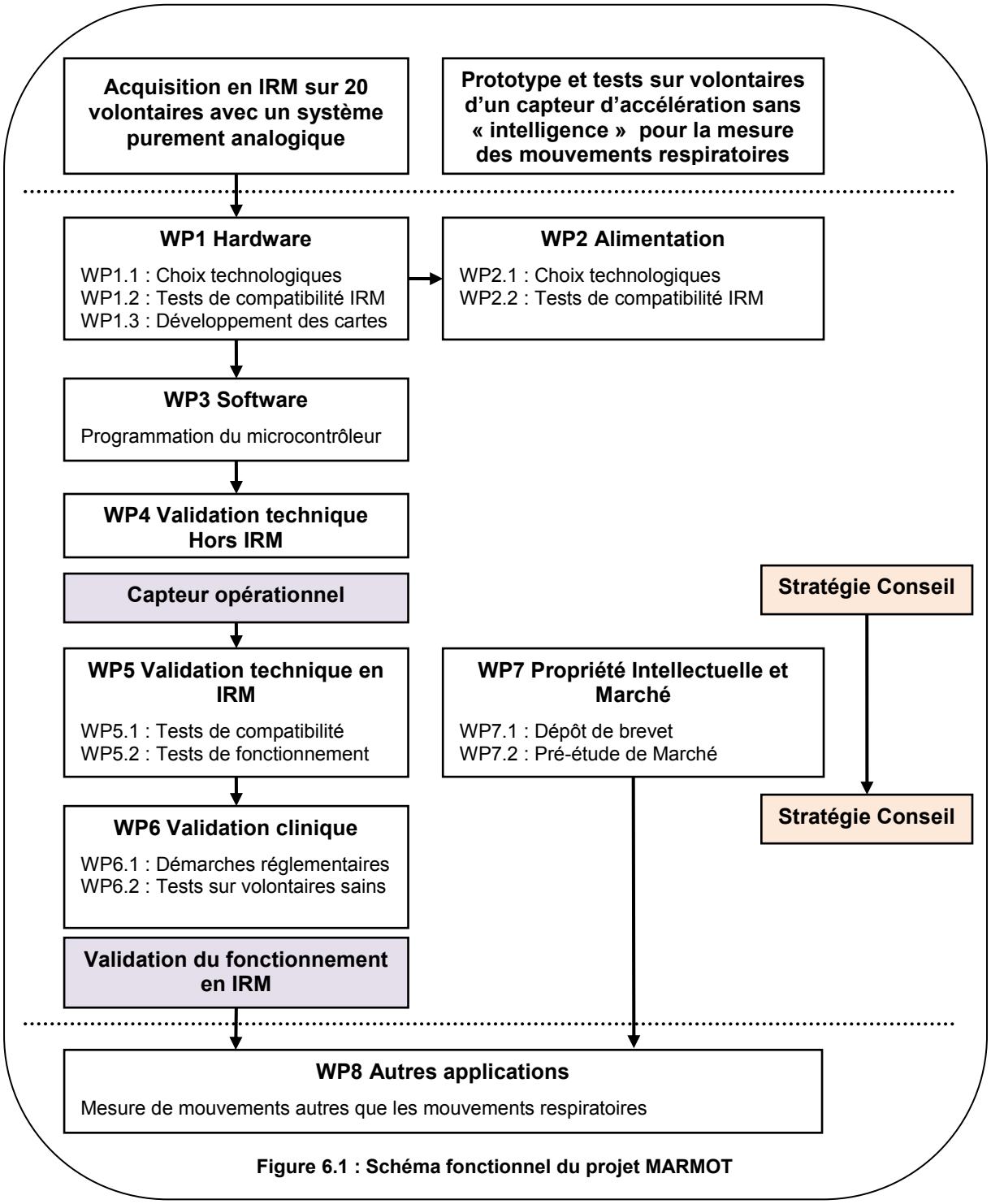


Figure 6.1 : Schéma fonctionnel du projet MARMOT

6.2. Résultats préliminaires

Pour les premières expériences au cours de cette thèse, nous avions considéré que les angles d'Euler entre la base dynamique de l'accéléromètre et la base fixe étaient négligeables car la plus grande partie du mouvement respiratoire est dans l'axe antéropostérieur. Cette hypothèse nous a permis d'utiliser les premiers capteurs développés et sensibles que dans un seul axe. Cependant, le mouvement respiratoire est bien plus complexe et sa connaissance plus précise présente un intérêt particulier pour corriger au mieux les artéfacts dus à ces mouvements.

Afin de déterminer au mieux les mouvements respiratoires, nous avons choisi d'introduire des degrés de liberté supplémentaires. En effet, le mouvement d'un solide ou d'un point peut se décomposer suivant six transformations géométriques indépendantes et la connaissance de ces six degrés de liberté est nécessaire pour déterminer au mieux la position du solide ou du point.

Nous avons donc décidé d'associer un accéléromètre 3 axes avec un gyroscope 3 axes. Cette combinaison de capteurs permet de déterminer les six degrés de liberté du point mesuré. Cependant, des erreurs peuvent s'accumuler dans la mesure de la position. C'est pour cela que trois capteurs à effet Hall vont être ajoutés au système, afin d'augmenter le nombre de grandeurs physiques mesurées ainsi que la précision du calcul de cette position. Les trois capteurs à effet Hall auront pour objectif de corriger les erreurs susceptibles de se produire dans l'une des trois directions de l'espace. Ils donnent une information sur le mouvement de nature différente des deux premiers capteurs.

6.2.1.1 Accéléromètre

Avec l'apparition de nombreuses applications faisant intervenir les accéléromètres, le marché de ce type de composant a largement évolué. Il est aujourd'hui plus facile de trouver des capteurs correspondant aux attentes de notre application.

Suite aux premiers résultats, nous avons ainsi pu définir les caractéristiques essentielles du capteur recherché. Tout d'abord, la plage de mesure est de $\pm$ 2g ou inférieure à cette valeur afin de mesurer des petits mouvements. L'accéléromètre est un capteur 3 axes pour une mesure dans les trois directions de l'espace. De plus, pour faciliter la communication avec le microcontrôleur, sa sortie doit être une sortie numérique de type SPI ou I²C. Enfin, une consommation faible (inférieure au mA) et une taille la plus petite possible sont souhaitables. D'autres caractéristiques telles que la résolution digitale en sortie ou la sensibilité peuvent aussi être prises en compte dans la première sélection des capteurs.

6.2.1.2 Gyroscope

Un gyroscope est un appareil utilisé pour la mesure du mouvement angulaire. Ce genre de capteur repose sur le principe de conservation du moment angulaire : une roue tournant sur un axe tend à résister aux changements de son orientation. En général, le gyroscope fournit une vitesse angulaire, exprimée en degré par seconde.

La Figure 6.2 illustre les trois mouvements de rotation autour d'un objet que peut mesurer un gyroscope.

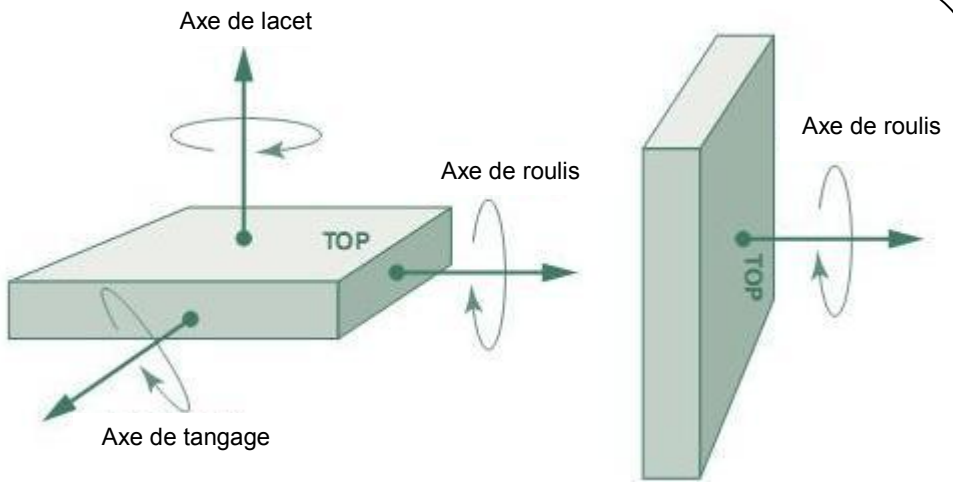


Figure 6.2 : Schéma des trois axes de rotation d'un objet (roulis, tangage et lacet)

6.2.1.3 Capteur à effet Hall

L'effet Hall est connu depuis plus d'un siècle mais a seulement été mis à contribution de façon notable au cours des trois dernières décennies. Il est régulièrement utilisé pour la mesure du champ magnétique ou de l'intensité des courants électriques.

Lorsqu'un courant électrique traverse un matériau plongé dans un champ magnétique, une tension proportionnelle à ce champ et à ce courant apparaît. Le principe repose sur la déviation de la trajectoire des électrons par la force de Lorentz. Cette force perturbe la répartition du courant, en particulier la concentration de charges négatives, ce qui a pour effet, la création d'une différence de potentiel et ainsi d'une tension Hall.

Lors d'études précédentes, nous avons remarqué que le signal obtenu par un capteur à effet Hall pourrait être utilisé comme mesure du mouvement, en particulier respiratoire. En effet, lorsque le capteur est positionné, le volontaire, en respirant, modifie l'angle que forme le capteur avec le champ magnétique principal. La mesure de cet angle peut donc permettre de connaître le mouvement respiratoire du volontaire.

Un exemple de signaux obtenus avec un capteur à effet Hall [107] donnant des informations dans les trois directions de l'espace est présenté sur la Figure 6.3.

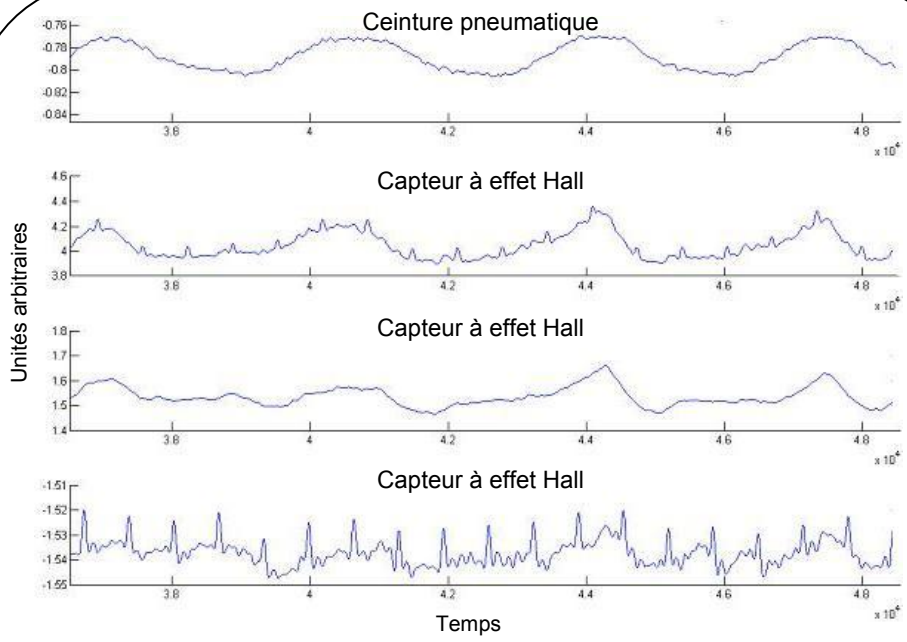


Figure 6.3 : Exemple de signaux obtenus à l'aide des capteurs à effet Hall dans les trois directions de l'espace

6.2.1.4 Microcontrôleur

Le microcontrôleur utilisé dans la version d'accéléromètre précédente était surdimensionné par rapport à notre application. Afin de minimiser la taille finale du capteur, nous avons donc souhaité changer de composant. Un cahier des charges a été redéfini pour cet élément afin de le sélectionner au mieux.
Nous avons d'abord défini des critères quantitatifs :

- Un débit de communication optique entre le SAEC et le PIC : minimum de 0,92 Mbaud,
- 6 entrées/sorties numériques au minimum,
- Une fréquence du CPU de 16Mhz au minimum (pour s'assurer que l'unité de traitement ait le temps d'effectuer l'analyse de chaque voie avec la fréquence d'échantillonnage fournie et que le débit de communication voulu soit respecté),
- Un module de conversion analogique-numérique de 3 voies au minimum (3 capteurs à effet Hall), avec une résolution de 10 bits et une fréquence d'acquisition d'au moins 3kHz,
- Une taille la plus petite possible,
- Une consommation faible,
- Une tension d'alimentation de 3,3V.

A ces premiers critères se sont ajoutés des critères plus qualitatifs. Les premiers programmes effectués avec cette nouvelle technologie étaient basés sur le langage C avec un kit de développement MpLab compatible uniquement avec les microcontrôleurs de la famille des PIC de Microchip. Pour éviter une perte de temps lors des développements software, nous avons souhaité imposer un microcontrôleur de la même famille dont le développement est effectué sous le kit déjà disponible au laboratoire.

6.2.2. Conception des cartes

Une carte comprenant tous les capteurs décrits précédemment et permettant d'obtenir 9 informations du mouvement a été réalisée par Slavisa Jovanovic, Ingénieur de Recherches au laboratoire. Pour cela, nous avons décidé d'utiliser 3 capteurs à effet Hall positionnés avec un angle de 120° entre eux. Le choix de ce placement a été proposé afin que chaque capteur puisse mesurer une partie du champ magnétique, même si un des capteurs se retrouve parfaitement aligné avec le champ statique $\overrightarrow{B_0}$ (ce qui ne serait pas le cas si les capteurs étaient positionnés avec un angle de 90°).

Pour cette première version, l'alimentation prévue est une alimentation classique par pile de 9V. L'objectif de cette carte est de tester l'ensemble des capteurs, en particulier, le fonctionnement du gyroscope dans l'environnement IRM. Les principes de l'accéléromètre et des capteurs à effet Hall ont déjà été testés en environnement IRM [107]. Il sera aussi intéressant de confirmer ou non la nécessité de la présence de tous ces capteurs pour la mesure du mouvement.

Les signaux issus des capteurs à effet Hall étant analogiques et compris entre 0 et 5V, une adaptation de tension est nécessaire avant qu'ils soient transmis au microcontrôleur sur l'une de ces entrées analogiques. Pour l'accéléromètre et le gyroscope, la communication avec le PIC se fait à l'aide d'un protocole I²C.

Le schéma synoptique de la carte est représenté sur la Figure 6.4. La carte ainsi réalisée a pour taille 18 x 18 mm.

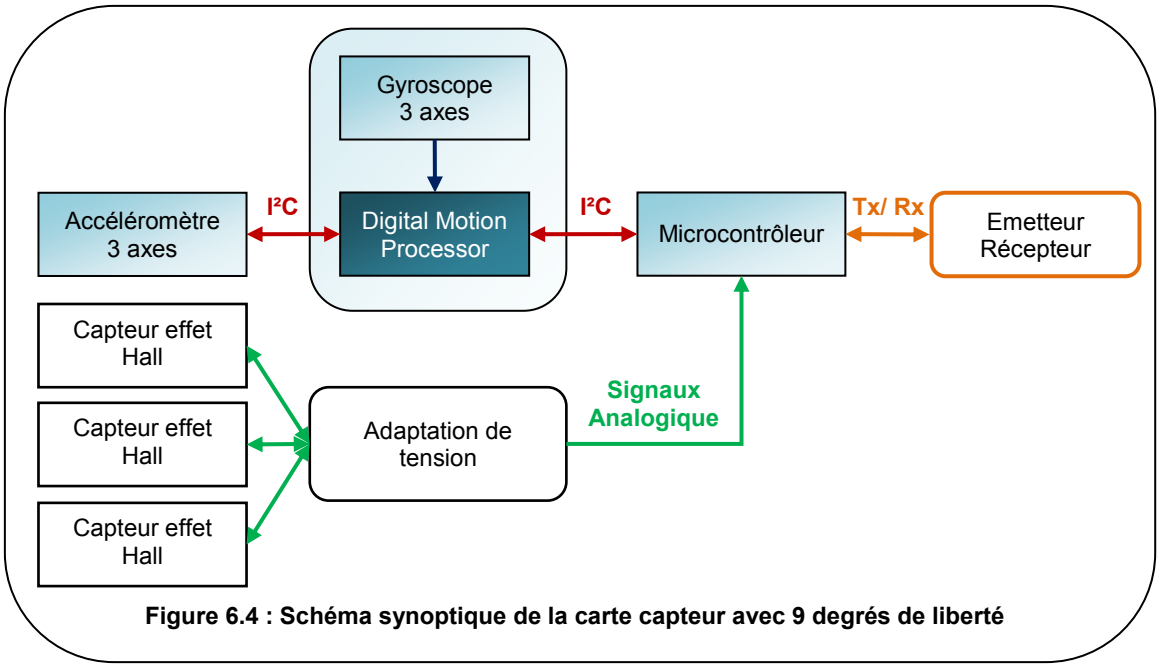


Figure 6.4 : Schéma synoptique de la carte capteur avec 9 degrés de liberté

Le prototype du nouveau capteur est présenté sur la Figure 6.5. Les capteurs à effet Hall ainsi que les émetteurs et récepteurs optiques n'ont pas encore été soudés.

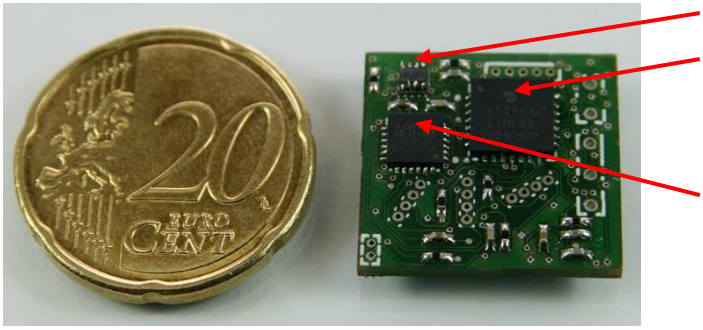


Figure 6.5 : Prototype du capteur pour le projet MARMOT

6.3. Perspectives

Les choix technologiques pour le nouveau capteur sont en grande partie résolus. Seule l'alimentation du capteur pose encore réellement problème et la solution utilisée n'est pas encore établie. Des tests sont en cours afin de déterminer la meilleure solution en terme de qualité d'image, de réduction de la taille et aussi de prix.

La programmation du microcontrôleur, en particulier la récupération des données des différents capteurs ainsi que la mise en place des traitements des signaux, a déjà débutée à l'aide notamment des tests effectués sur la deuxième version de capteur lors du protocole sur volontaires sains. Ces premiers tests visent, en particulier, à programmer d'une autre façon la double intégration des signaux de l'accéléromètre nécessaire pour fournir un déplacement.

Les tests sur fantômes, c'est-à-dire les tests de compatibilité sur le capteur complet et les tests de faisabilité, vont bientôt commencer. Une étude des données des différents capteurs est prévue afin de savoir si toutes les informations sont nécessaires pour notre application.

L'étude sur volontaires sains aura pour objectif principal de valider le capteur pour le reflet des mouvements respiratoires. Cependant, d'autres mouvements tels que les mouvements de la tête seront aussi évalués.

Ce projet servira aussi de base pour un autre projet maturation qui vise à associer un accéléromètre aux électrodes de recueil de l'ECG. L'objectif est d'obtenir un capteur permettant de mesurer, traiter et délivrer des signaux physiologiques tels que l'ECG et la respiration.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Au cours de cette thèse deux capteurs compatibles IRM et à base d'accéléromètre ont été développés afin de mesurer les mouvements respiratoires. Nous avons aussi testé deux autres capteurs dont les résultats sont prometteurs et qui, par nature, sont adaptés à l'environnement hostile de l'IRM.

Même si la première version du capteur développé présentait des inconvénients non négligeables, en particulier concernant le gain d'amplification fixe, elle nous a permis de valider le concept. Les problèmes rencontrés ont ensuite été réglés, en partie, lors de la deuxième version. Le passage à la technologie numérique a été particulièrement bénéfique sur la qualité des signaux enregistrés.
Le protocole sur volontaires sains nous a permis de tester en conditions réelles les deux versions des capteurs développés et de démontrer qu'il est possible d'utiliser ce genre de capteurs en environnement IRM pour la mesure des mouvements respiratoires. La deuxième partie du protocole a consisté en l'intégration des signaux des capteurs dans une méthode de reconstruction rétrospective implémentée au sein du laboratoire. Ainsi, les capteurs développés ont montré de bonnes perspectives pour la suite en donnant des résultats similaires à ceux de la ceinture pneumatique.

L'accéléromètre optique a montré des résultats très encourageants lors des tests sur fantômes. La compatibilité IRM est acquise par la nature même du capteur, ce qui lui donne un avantage considérable par rapport à ceux que nous avons développés. Cependant, sa forme n'est absolument pas adaptée à un placement sur volontaires sains et devra être modifiée afin de pouvoir être installé facilement.

La ceinture optique présente, comme pour l'accéléromètre optique, l'avantage d'être compatible IRM de part sa nature. Malgré des difficultés lors de l'installation sur certains volontaires, les résultats obtenus démontrent des perspectives à utiliser ce capteur en remplacement de la ceinture pneumatique. Cependant, des aspects non négligeables sont encore à régler, en particulier, le coût élevé de fabrication du système. De plus, la longévité de la fibre optique utilisée dans un mode de fonctionnement inhabituel (usage clinique) reste à évaluer. Le problème technique que nous avons rencontré lors du protocole laisse suggérer une fragilité qu'il faudra prendre en compte et réduire.

En tout cas, les deux capteurs optiques que nous avons testés au cours de cette thèse présentent de belles perspectives pour l'utilisation en IRM. L'inconvénient majeur pour nous est que nous ne maîtrisons pas, pour l'instant, leur développement. Le prix plus élevé que celui des capteurs que nous développons est aussi un frein à cette technologie.

Etant donnée la spécificité de l'acquisition de signaux physiologiques en IRM, la conception de capteur est contraignante afin que celui-ci soit compatible avec cet environnement hostile. Un certain nombre de protocoles de tests ont été mis en place afin de valider les capteurs, en particulier, en termes de compatibilité IRM. De nouveaux outils sont en cours de développement afin de mesurer plus précisément l'attraction des capteurs par le champ magnétique statique et ainsi que les échauffements liés à la RF. En ce qui concerne l'impact des capteurs sur l'image, le logiciel développé permet de quantifier plus facilement la taille des artéfacts. Nous étudions la possibilité d'immerger le capteur dans une solution, comme le recommande l'ASTM, afin d'observer plus précisément ces artéfacts. L'étude de l'impact des gradients de champ magnétique et de la RF sur les capteurs doit être également retravaillée afin de fournir un protocole de tests applicable pour tout type de capteur.

En ce qui concerne les tests de fonctionnement, nous nous sommes confrontés tout au long de cette thèse à des difficultés liées au choix des méthodes de références permettant de valider nos capteurs, en particulier, lors des tests sur volontaires sains. En effet, la méthode de Brox utilisée pour la mesure des mouvements internes n'est pas infaillible comme nous avons pu le voir. Des problèmes sont visibles des l'instant où les mouvements sont relativement importants et rapides. Lorsque des changements d'intensité des pixels trop importants sont présents, les résultats obtenus ne sont pas satisfaisants. De plus, les paramètres des séquences d'imagerie rapide que nous avons effectuées, pourraient être également optimisés afin de diminuer le temps d'acquisition entre deux images.

Pour les tests sur fantômes, la plateforme mobile générant un mouvement horizontal va être améliorée afin d'ajouter un mouvement vertical supplémentaire. Des tests sont en cours pour caractériser au mieux cette plateforme afin de connaître précisément les mouvements créés. Une fois la caractérisation complète, il sera alors possible de tester précisément les capteurs développés sur fantômes en appliquant un mouvement 2D connu et enregistré auquel nous pourrons comparer nos capteurs.

PERSPECTIVES :

La troisième version du capteur à base d'accéléromètre dont le prototype sera obtenu au cours du projet MARMOT, devra répondre aux problèmes soulevés par les deux premières versions. L'évolution de l'électronique et des systèmes embarqués, nous a permis de réduire considérablement la taille du capteur et ainsi la taille des artéfacts créés sur les images. Cette diminution est un avantage si plusieurs capteurs veulent être positionnés sur les volontaires mais aussi pour placer le capteur dans la zone que nous souhaitons imager. De plus, l'ajout de degrés de liberté supplémentaires permettra la connaissance plus précise du mouvement. Ce capteur sera lui aussi ajouté à la méthode de reconstruction rétrospective GRICS afin de corriger les artéfacts. Une étude particulière visera à optimiser le positionnement ainsi que le nombre de capteurs nécessaires pour obtenir la meilleure qualité d'images.
Cette nouvelle version d'accéléromètre, plus petite, sera aussi utilisée pour la mesure de mouvements autres que respiratoires. En effet, des demandes nous ont été faites afin d'utiliser nos capteurs en IRM fonctionnelle pour la mesure des mouvements de la tête. Cette application n'implique pas de changement fondamental du capteur surtout depuis la facilité de changement du gain d'amplification.

L'alimentation reste la partie la plus critique du développement de nos capteurs. Avec l'évolution des technologies, nous avons réussi à réduire considérablement la taille de nos capteurs mais sans une nouvelle alimentation, cette réduction n'est pas bénéfique. Actuellement, nous n'avons trouvé aucune solution concrète mais des solutions sont en cours de recherche et d'étude.

Un protocole sur volontaires sains doit être mis en place pour valider l'accéléromètre optique en conditions réelles. Les bases seront celles du protocole capteur. Les tests sur la ceinture optique vont continuer et une attention particulière sera effectuée sur la fragilité de la fibre optique en utilisation clinique.

Enfin, des protocoles de tests bien définis seront mis en place afin de tester les différents capteurs de la compatibilité au fonctionnement en IRM sur fantômes avant le passage sur volontaires sains. Ces protocoles s'appuieront sur les tests déjà réalisés sur les différents capteurs au cours de cette thèse.

Annexes

Annexe A : contributions et publications

Les recherches effectuées ont fait l'objet d'un certain nombre de communications dans des conférences nationales et internationales. Une liste de ces communications acceptées ou déjà parues est présentée ici. De plus, un brevet a été déposé en février 2011 (N° d'enregistrement national : 11 51019) dont le titre est « Capteur de mouvement associé à une électrode de diagnostic pour applications en imagerie médicale ».

Conférences internationales :

2011 :

- **L.Rousselet, S.Jovanovic, M.Lohézic, M.Filipovic, C.Pasquier and J.Felblinger**, "Association of several MR compatible sensors for free breathing reconstruction method", *in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM),* Montréal, Canada, 2011.
- **L.Rousselet, S.Jovanovic, C.Pasquier and J.Felblinger**, "Advantages of digital vs analog accelerometer-based sensor for respiratory motion correction", *in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM),* Montréal, Canada, 2011.
- **L.Rousselet, J. Dejonckheere, F. Narbonneau, S. Jovanovic, C.Pasquier et J.Felblinger**, "Improvements of respiratory motion recording: optical belt vs pneumatic belt", *in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM),* Montréal, Canada, 2011.
- **S. Jovanovic, L.Rousselet, L.Albouy, P.-A. Vuissoz, C.Pasquier and J.Felblinger**, "Two-degree-of-freedom (DOF) MRI-compatible motion generation system for MRI motion compensated algorithms", *in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM),* Montréal, Canada, 2011.

2010 :

- **L.Rousselet, M.Filipovic, Z.Ramdane-Cherif, V.Laurent, C.Pasquier and J.Felblinger**, "MR Compatible sensor for measuring respiratory motion based on acceleration", in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)*, Stockholm, Sweden, 2010.
- **L.Rousselet, M.Filipovic, S.Jovanovic, G.Bosser, C.Pasquier and J.Felblinger**, "MR compatible spirometer", ", *in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM)*, Stockholm, Sweden, 2010.
- **L.Rousselet, M.Lohézic, D.Mandry, C.Pasquier and J.Felblinger,** "MR compatible sensor for motion artifact corrected reconstruction method", in Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM), Stockholm, 2010.

Conférences nationales :

2011 :

- **L.Rousselet, J. Dejonckheere, F. Narbonneau, S. Jovanovic, C.Pasquier et J.Felblinger**, "Amélioration de l'enregistrement des mouvements respiratoires : ceinture optique vs ceinture pneumatique", *in Actes du Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine (GRAMM),* Rennes, France, 2011.
- **L.Rousselet, M.Lohézic, M.Filipovic, C.Pasquier, J.Felblinger and S.Jovanovic**, "Capteurs compatibles IRM pour la mesure de mouvements respiratoires", *in Actes du Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine (GRAMM),* Rennes, France, 2011.
- **R. Cendre, E. Micard, L.Rousselet, J.Felblinger, C.Pasquier,** , "Détection et caractérisation automatique d'artéfacts", *in Actes du Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine (GRAMM),* Rennes, France, 2011.

2009 :

- **L.Rousselet, M.Filipovic, M.Lohezic et J.Felblinger**, "Un capteur compatible IRM pour mesurer le movement respiratoire, *in Actes des Journée Claude Huriet,* Nancy, France, 2009.

BIBLIOGRAPHIE

[1] F. Bloch, W. W. Hansen, et M. Packard, « Nuclear Induction », *Physical Review*, vol. 69, n°. 3-4, p. 127, 1946.

[2] E. M. Purcell, H. C. Torrey, et R. V. Pound, « Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid », *Physical Review*, vol. 69, n°. 1-2, p. 37-38, 1946.

[3] R. Damadian, « Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance », *Science*, vol. 171, p. 1151-1153, 1971.

[4] P. C. Lauterbur, « All science is interdisciplinary-from magnetic moments to molecules to men », *Bioscience Reports*, vol. 24, n°. 3, p. 165–178, 2004.

[5] P. Mansfield et A. Maudsley, « Planar spin imaging by NMR », *Journal of Physics C: Solid State Physics*, vol. 9, n°. 15, p. L409–L412, 1976.

[6] W. P. Segars et B. M. W. Tsui, « Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4D NCAT Phantom », *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 49, p. 675 - 679, 2002.

[7] O. L. Wade, « Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration », *The Journal of Physiology*, vol. 124, n°. 2, p. 193, 1954.

[8] P. H. Weiss, J. M. Baker, et E. J. Potchen, « Assessment of hepatic respiratory excursion », *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 13, n°. 10, p. 758, 1972.

[9] G. Harauz et M. J. Bronskill, « Comparison of the Liver's Respiratory Motion in Supine and Upright Positions: Concise Communication », *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 20, n°. 7, p. 733, 1979.

[10] H. W. Korin, R. L. Ehman, S. J. Riederer, J. P. Felmlee, et R. C. Grimm, « Respiratory kinematics of the upper abdominal organs: A quantitative study », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 23, p. 172-178, 1992.

[11] S. C. Davies, A. L. Hill, R. B. Holmes, M. Halliwell, et P. C. Jackson, « Ultrasound quantitation of respiratory organ motion in the upper abdomen », *British Journal of Radiology*, vol. 67, n°. 803, p. 1096, 1994.

[12] R. Takazakura, M. Takahashi, N. Nitta, et K. Murata, « Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 19, n°. 5, p. 605-609, 2004.

[13] S. Kiryu, S. H. Loring, Y. Mori, N. M. Rofsky, H. Hatabu, et M. Takahashi, « Quantitative analysis of the velocity and synchronicity of diaphragmatic motion: dynamic MRI in different postures », *Magnetic Resonance Imaging*, n°. 24, p. 1325–1332, 2006.

[14] P. G. Maxim, B. W. Loo, H. Shirazi, B. Thorndyke, G. Luxton, et Q.-T. Le, « Quantification of motion of different thoracic locations using four-dimensional computed tomography: implications for radiotherapy planning », *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys*, vol. 69, n°. 5, p. 1395–1401, 2007.

[15] A. Boussuges, Y. Gole, et P. Blanc, « Diaphragmatic Motion Studied by M-Mode Ultrasonography: Methods, Reproducibility, and Normal Values », *Chest*, vol. 135, n°. 2, p. 391-400, 2009.

[16] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, et E. Eisenhuber, « Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them », *European Radiology*, vol. 17, n°. 5, p. 1242-1255, 2006.

[17] B. Kastler, D. Vetter, Z. Patay, et P. Germain, *Comprendre l'IRM: Manuel d'auto-apprentissage*. 2003.

[18] C. Jahnke et al., « Coronary MR Imaging: Breath-hold Capability and Patterns, Coronary Artery Rest Periods, and beta-Blocker Use », *Radiology*, vol. 239, n°. 1, p. 71, 2006.

[19] R. W. Fischer, R. M. Botnar, K. Nehrke, P. Boesiger, W. J. Manning, et D. C. Peters,

« Analysis of residual coronary artery motion for breath hold and navigator approaches using real-time coronary MRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 55, n°. 3, p. 612-618, 2006.
[20] C. Pasquier, « Capteurs de mouvements dédiés à l'imagerie adaptative en IRM: développement technique et méthodologique », Université Henri Poincaré, Nancy I, 2007.
[21] K. P. Pruessmann, M. Weiger, M. B. Scheidegger, et P. Boesiger, « SENSE: sensitivity encoding for fast MRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, n°. 5, p. 952–962, 1999.
[22] M. De Roquefeuil, A. Menini, J.-M. Escanyé, P.-Y. Marie, et J. Felblinger, « Effect of physiological variation of heart rate on quantitative cardiac T2 mapping », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010, p. 3561.
[23] G. Liu et G. A. Wright, « Adapting Trigger Delays to Heart Rate for Coronary MR Angiography », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Seattle, Washington, USA, 2006, p. 2157.
[24] B. Fernandez et al., « Adaptive Trigger Delay Using a Predictive Model Applied to Black Blood Fast Spin Echo Cardiac Imaging in Systole », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, 2009, p. 4719.
[25] K. Nehrke, P. Börnert, D. Manke, et J. C. Böck, « Free-breathing Cardiac MR Imaging: Study of Implications of Respiratory Motion—Initial Results1 », *Radiology*, vol. 220, n°. 3, p. 810, 2001.
[26] D. W. Petrie, A. F. Costa, A. Takahashi, Y.-F. Yen, et M. Drangova, « Optimizing spherical navigator echoes for three-dimensional rigid-body motion detection », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 53, n°. 5, p. 1080-1087, 2005.
[27] H. A. Ward, S. J. Riederer, R. C. Grimm, R. L. Ehman, J. P. Felmlee, et C. R. Jack Jr, « Prospective multiaxial motion correction for fMRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 43, n°. 3, p. 459–469, 2000.
[28] S. Thesen, O. Heid, E. Mueller, et L. R. Schad, « Prospective acquisition correction for head motion with image-based tracking for real-time fMRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 44, n°. 3, p. 457–465, 2000.
[29] J. G. Pipe, « Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, n°. 5, p. 963–969, 1999.
[30] B. Fernandez, M. Lohezic, P.-A. Vuissoz, et J. Felblinger, « New Approach for Affine Transform Parameters Estimation for Prospective Motion Correction Using External Sensors », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Toronto, Ontario, Canada, 2008, p. 3118.
[31] A. C. Larson, R. D. White, G. Laub, E. R. McVeigh, D. Li, et O. P. Simonetti, « Self-gated cardiac cine MRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 51, n°. 1, p. 93-102, 2004.
[32] S. Kozerke, M. B. Scheidegger, E. M. Pedersen, et P. Boesiger, « Heart motion adapted cine phase-contrast flow measurements through the aortic valve », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 42, n°. 5, p. 970–978, 1999.
[33] Y. Iwadate, K. Kanda, A. Yamazaki, S. Kosugi, et T. Tsukamoto, « Navigator Echo Analysis Hybridizing Magnitude and Phase Edge Detection », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Toronto, Ontario, Canada, 2008, p. 1468.
[34] P. G. Batchelor, D. Atkinson, P. Irarrazaval, D. L. G. Hill, J. Hajnal, et D. Larkman, « Matrix description of general motion correction applied to multishot images », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 54, n°. 5, p. 1273-1280, 2005.
[35] D. Atkinson et al., « Automatic compensation of motion artifacts in MRI », *Magnetic*

Resonance in Medicine, vol. 41, n°. 1, p. 163–170, 1999.
[36] R. Bammer, M. Aksoy, et C. Liu, « Augmented generalized SENSE reconstruction to correct for rigid body motion », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 57, n°. 1, p. 90-102, 2007.
[37] F. Odille, P.-A. Vuissoz, P.-Y. Marie, et J. Felblinger, « Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems (GRICS) applied to free-breathing MRI », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 60, n°. 1, p. 146-157, 2008.
[38] F. G. Shellock et J. V. Crues, « MR Procedures: Biologic Effects, Safety, and Patient Care1 », *Radiology*, vol. 232, n°. 3, p. 635, 2004.
[39] F. G. Shellock, *Magnetic Resonance Procedures: Health effects and safety*. 2001.
[40] J. Oster, « Traitement temps réel des signaux électrophysiologiques acquis dans un environnement IRM », Université Henri Poincaré, Nancy I, 2009.
[41] J. Felblinger et C. Boesch, « Amplitude demodulation of the electrocardiogram signal (ECG) for respiration monitoring and compensation during MR examinations », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 38, p. 129-136, 1997.
[42] E. Rauvala, L. Jyrkinen, A. Koivula, K. Suominen, et O. Tervonen, « Circumferential measurement of thoracic wall using a standard respiratory belt », *Journal of Digital Imaging*, vol. 9, n°. 2, p. 78–80, 1996.
[43] L. Qin et al., « Prospective head-movement correction for high-resolution MRI using an in-bore optical tracking system », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 62, n°. 4, p. 924-934, 2009.
[44] M. Tremblay et S. J. Graham, « Infrared position tracking for fMRI at 1.5 T », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, 2002, vol. 10, p. 1409.
[45] C. Dold, M. Zaitsev, O. Speck, E. A. Firle, J. Hennig, et G. Sakas, « Updating of MRI Gradients Using a Infrared Tracking System to Compensate Motion Artifacts », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Kyoto, Japan, 2004, p. 742.
[46] M. Tremblay, F. Tam, et S. J. Graham, « Retrospective coregistration of functional magnetic resonance imaging data using external monitoring », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 53, n°. 1, p. 141-149, 2005.
[47] M. Zaitsev, C. Dold, G. Sakas, J. Hennig, et O. Speck, « Magnetic resonance imaging of freely moving objects: prospective real-time motion correction using an external optical motion tracking system », *Neuroimage*, vol. 31, n°. 3, p. 1038–1050, 2006.
[48] C. Forman, M. Aksoy, M. Straka, J. Hornegger, et R. Bammer, « Self-Encoded Marker Design for Adaptive Optical Real-Time Motion Correction », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010, p. 5025.
[49] C. Forman, M. Aksoy, M. Straka, J. Hornegger, et R. Bammer, « Extending the Tracking Range for Prospective Motion Correction using a Single In-bore Camera and theSelf-encoded Marker », in *Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
[50] M. Aksoy, « Real Time Prospective Motion-Correction II - Practical Solutions », in *Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
[51] J. T. Weinhandl, B. S. R. Armstrong, T. P. Kusik, R. T. Barrows, et K. M. O'Connor, « Validation of a single camera three-dimensional motion tracking system », *Journal of biomechanics*, vol. 43, n°. 7, p. 1437–1440, 2010.
[52] K. Gumus et al., « Evaluation of MRI-Induced Tracking Noise using a Retro-Grate

Reflector Tracking System », in *Proceedings Scientific Meeting, Workshop of International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
[53] K. Gumus et al., « Comparison of Drift between Retro-Grate Reflector (RGR) and Stereovision Tracking Systems », in *Proceedings Scientific Meeting, Workshop of International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
[54] B. Armstrong et al., « Distance Estimation by Moving-Window Principal Component Analysis for RGR-Based Subject Motion Tracking in MR Scans », in *Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
[55] J. Penne, C. Schaller, J. Hornegger, et T. Kuwert, « Robust real-time 3D respiratory motion detection using time-of-flight cameras », *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 3, n°. 5, p. 427-431, 2008.
[56] C. Schaller, J. Penne, et J. Hornegger, « Time-of-flight sensor for respiratory motion gating », *Medical Physics*, vol. 35, n°. 7, p. 3090, 2008.
[57] D. Buikman, T. Helzel, et P. Röschmann, « The RF coil as a sensitive motion detector for magnetic resonance imaging », *Magnetic resonance imaging*, vol. 6, p. 281-289, 1988.
[58] M. B. Ooi, S. Krueger, W. J. Thomas, S. V. Swaminathan, et T. R. Brown, « Prospective real-time correction for arbitrary head motion using active markers », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 62, n°. 4, p. 943-954, 2009.
[59] D. Gianfelice, A. Khiat, M. Amara, A. Belblidia, et Y. Boulanger, « MR Imaging–guided Focused US Ablation of Breast Cancer: Histopathologic Assessment of Effectiveness—Initial Experience1 », *Radiology*, vol. 227, n°. 3, p. 849, 2003.
[60] C. A. Piron, P. Causer, R. Jong, R. Shumak, et D. B. Plewes, « A hybrid breast biopsy system combining ultrasound and MRI », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, n°. 9, p. 1100-1110, 2003.
[61] M. Günther et D. A. Feinberg, « Ultrasound-guided MRI: Preliminary results using a motion phantom », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 52, n°. 1, p. 27-32, 2004.
[62] D. A. Feinberg et al., « Hybrid ultrasound MRI for improved cardiac imaging and real-time respiration control », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63, n°. 2, p. 290-296, 2010.
[63] J. F. Schenck, « Safety of strong, static magnetic fields », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 12, n°. 1, p. 2–19, 2000.
[64] G. Starck, C. Schoster, B. Vikhoff-Baaz, K. Lagerstrand, S. Ekholm, et E. Forssell-Aronsson, « Very large attractive forces extend outside actively shielded shortbore MR magnets », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Toronto, Ontario, Canada, p. 2474.
[65] F. G. Shellock, « Magnetic resonance safety update 2002: Implants and devices », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 16, n°. 5, p. 485-496, 2002.
[66] D. W. Chakeres, A. Kangarlu, H. Boudoulas, et D. C. Young, « Effect of static magnetic field exposure of up to 8 Tesla on sequential human vital sign measurements », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 18, n°. 3, p. 346-352, 2003.
[67] C. K. Drinker et R. M. Thomson, « Does the magnetic field constitute an industrial hazard? », *Journal of Industrial Hygiene*, vol. 3, p. 117-129, 1921.
[68] A. Kangarlu et al., « Cognitive, cardiac and physiological safety studies in ultra high field magnetic resonance imaging », *Magnetic Resonance Imaging*, vol. 17, n°. 10, p. 1407–1416,, 1999.
[69] O. Valiron et al., « Cellular disorders induced by high magnetic fields », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 22, n°. 3, p. 334-340, 2005.
[70] T. Nakahara, H. Yaguchi, M. Yoshida, et J. Miyakoshi, « Effects of Exposure of CHO-K1 Cells to a 10-T Static Magnetic Field », *Radiology*, vol. 224, n°. 3, p. 817, 2002.

[71] World Health Organization, « Environmental Health Criteria 232. Static fields », presented at the World Health Organization, Geneva, Switzerland, 2006.
[72] M. S. Cohen, R. M. Weisskoff, R. R. Rzedzian, et H. L. Kantor, « Sensory stimulation by time-varying magnetic fields », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 14, p. 409-414, 1990.
[73] F. Liu, L. Xia, et S. Crozier, « Influence of magnetically-induced E-fields on cardiac electric activity during MRI: A modeling study », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 50, n°. 6, p. 1180-1188, 2003.
[74] T. Athey, « Current FDA Guidance for MR Patient Exposure and Considerations for the Future », *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 649, n°. 1, p. 242–257, 1992.
[75] D. J. Schaefer, J. D. Bourland, et J. A. Nyenhuis, « Review of patient safety in time-varying gradient fields », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 12, n°. 1, p. 20–29, 2000.
[76] International Electrotechnical Commission, « Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis », 2002.
[77] H. Kugel et al., « Hazardous situation in the MR bore: induction in ECG leads causes fire », *European radiology*, vol. 13, n°. 4, p. 690–694, 2003.
[78] S. Jones, W. Jaffe, et R. Alvi, « Burns associated with electrocardiographic monitoring during magnetic resonance imaging », *Burns*, vol. 22, n°. 5, p. 420–421, 1996.
[79] J. Felblinger, C. Lehmann, et C. Boesch, « Electrocardiogram acquisition during MR examinations for patient monitoring and sequence triggering », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 32, p. 523-529, 1994.
[80] C. Armenean, E. Perrin, M. Armenean, O. Beuf, F. Pilleul, et H. Saint-Jalmes, « RF-induced temperature elevation along metallic wires in clinical magnetic resonance imaging: Influence of diameter and length », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 52, n°. 5, p. 1200-1206, 2004.
[81] F. Odille, « Imagerie Adaptative en IRM: Utilisation des Informations de Mouvements Physiologiques pour l'Optimisation des Processus d'Acquisition et de Reconstruction. », Université Henri Poincaré, Nancy I, 2007.
[82] F. Odille, C. Pasquier, R. Abacherli, P.-A. Vuissoz, G. P. Zientara, et J. Felblinger, « Noise Cancellation Signal Processing Method and Computer System for Improved Real-Time Electrocardiogram Artifact Correction During MRI Data Acquisition », *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, n°. 4, p. 630-640, 2007.
[83] J. Oster et al., « Adaptive heart rate prediction for black-blood systolic imaging », in *Proceedings of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, 2009, p. 03936.
[84] R. Abächerli, C. Pasquier, F. Odille, M. Kraemer, J.-J. Schmid, et J. Felblinger, « Suppression of MR gradient artefacts on electrophysiological signals based on an adaptive real-time filter with LMS coefficient updates », *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 18, n°. 1, p. 41-50, 2005.
[85] ASTM International, « ASTM F 2119: Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants », 2007.
[86] M. D. Abramoff et M. A. Viergever, « Computation and visualization of three-dimensional soft tissue motion in the orbit », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, n°. 4, p. 296–304, 2002.
[87] J. L. Barron, « Experience with 3D optical flow on gated MRI cardiac datasets », in *Proceedings of Canadian Conference on Computer and Robot Vision*, London, Ontario, Canada, 2004, p. 63508.
[88] G. Botilla, A. Meyer Bäse, et U. Meyer Bäse, « Application and evaluation of novel optical-flow-based motion correction algorithms to breast MRI », in *Proceedings of the*

Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2010, vol. 7704, p. 77040D.
[89] W. Chen et J. L. Barron, « High accuracy optical flow method based on a theory for warping: 3D extension », in *Proceedings of 7h International Conference on Image Analysis and Recognition*, Povoa de Varzim, Portugal, 2010, p. 81362.
[90] L. Dougherty, J. C. Asmuth, A. S. Blom, L. Axel, et R. Kumar, « Validation of an Optical Flow Method for Tag Displacement Estimation », in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, vol. 18.
[91] D. Rueckert, L. I. Sonoda, C. Hayes, D. L. G. Hill, M. O. Leach, et D. J. Hawkes, « Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images », *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 18, n°. 8, p. 712–721, 2002.
[92] B. D. Lucas et T. Kanade, « An iterative image registration technique with an application to stereo vision », in *Proceedings of Imaging Understanding Workshop*, 1981, p. 121-130.
[93] B. K. P. Horn et B. G. Schunck, « Determining optical flow », *Artificial intelligence*, vol. 17, n°. 1-3, p. 185–203, 1981.
[94] T. Brox, A. Bruhn, N. Papenberg, et J. Weickert, « High accuracy optical flow estimation based on a theory for warping », *Computer Vision-ECCV 2004*, p. 25–36, 2004.
[95] T. Brox, B. Rosenhahn, D. Cremers, et H. P. Seidel, « High accuracy optical flow serves 3-D pose tracking: exploiting contour and flow based constraints », *Computer Vision–ECCV 2006*, p. 98–111, 2006.
[96] J. De jonckheere et al., « OFSETH: Optical Fibre Embedded into technical Textile for Healthcare, an efficient way to monitor patient under magnetic resonance imaging », in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, p. 3950–3953.
[97] I. Y. Cho, J. Sunwoo, Y. K. Son, M. H. Oh, et C. H. Lee, « Development of a Single 3-axis Accelerometer Sensor Based Wearable Gesture Recognition Band », *Ubiquitous Intelligence and Computing*, p. 43–52, 2007.
[98] E. Farella, L. Benini, B. Riccò, et A. Acquaviva, « Moca: A low-power, low-cost motion capture system based on integrated accelerometers », *Advances in Multimedia*, vol. 2007, n°. 1, p. 1, 2007.
[99] T. Itoh et al., « Development of new instrument for evaluating leg motions using acceleration sensors », *Environmental Health and Preventive Medicine*, vol. 12, n°. 3, p. 111–118, 2007.
[100] M. Trächtler, D. Hodgins, L. Kenney, M. Dienger, T. Link, et Y. Manoli, « Multi-Axis Inertial Measurement Units measuring human Posture and Motion », in *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007)*, 2007, p. 184–188.
[101] P. D. Hung, S. Bonnet, R. Guillemaud, E. Castelli, et P. T. N. Yen, « Estimation of respiratory waveform using an accelerometer », in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008. 5th IEEE International Symposium on*, 2008, p. 1493–1496.
[102] A. Jin, B. Yin, G. Morren, H. Duric, et R. M. Aarts, « Performance evaluation of a tri-axial accelerometry-based respiration monitoring for ambient assisted living », in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, 2009, p. 5677–5680.
[103] R. J. Iannuzzelli, P. N. Morgan, B. E. Kluga, et M. M. Rockwell, « Approaches to MRI gating using multiple sensors », *Johns Hopkins APL Technical Digest*, vol. 20, n°. 2, p. 143, 1999.
[104] H. Xie et G. K. Fedder, « Vertical comb-finger capacitive actuation and sensing for CMOS-MEMS », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 95, n°. 2-3, p. 212-221, janv. 2002.
[105] C.-M. Sun, C. Wang, et W. Fang, « On the sensitivity improvement of CMOS

capacitive accelerometer », *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 141, n°. 2, p. 347-352, févr. 2008.
[106] F. Odille, S. Uribe, P. G. Batchelor, C. Prieto, T. Schaeffter, et D. Atkinson, « Model-based reconstruction for cardiac cine MRI without ECG or breath holding », *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 63, n°. 5, p. 1247-1257, 2010.
[107] J. Pascal, L. Hébrard, V. Frick, et J.-P. Blondé, « 3D Hall probe integrated in 0,35µmCMOS technology for magnetic _field pulses measurements. », in *Proceedings of the 6th International IEEE Northeast Workshop on Circuits and Systems and TAISA Conference*, Montréal, Canada, 2008, p. 97-100.

Titre : *Intégration des mouvements respiratoires en imagerie adaptative*

Résumé : L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) permet en un seul examen une analyse morphologique et fonctionnelle non invasive. Cependant, les mouvements physiologiques (cardiaques et respiratoires) ou involontaires du patient provoquent des artéfacts qui dégradent la qualité des images et réduisent la précision du diagnostic. Pour s'affranchir de ses mouvements, des méthodes telles que l'apnée ou la synchronisation sont habituellement utilisées en routines cliniques. Elles présentent des limites et restent contraignantes. Les techniques adaptatives intègrent les informations liées aux mouvements dans les processus d'acquisition et/ou de reconstruction des images afin de les compenser ou de les corriger. Elles nécessitent la connaissance de ces mouvements qui peuvent être estimés à l'aide de capteurs internes ou externes. Nous avons développé des capteurs à base d'accéléromètres, souvent utilisés pour estimer les mouvements, en respectant les contraintes imposées par l'environnement hostile de l'IRM et par l'utilisation en conditions cliniques. La compatibilité IRM ainsi que le fonctionnement en IRM, sur fantômes et volontaires sains, ont été évalués à l'aide de méthodes spécifiques mises en place. Deux autres capteurs basés sur des principes optiques ont également été testés, l'un sur fantômes uniquement et l'autre sur fantômes ainsi que sur volontaires sains. Enfin, les signaux obtenus par les différents capteurs ont été intégrés dans une méthode de correction rétrospective de mouvements développée au sein du laboratoire. L'objectif est de réduire les artéfacts de mouvements en intégrant les informations, issues des capteurs, lors de la reconstruction des images.

Mots clé : Accéléromètres, Capteurs de mouvements, Imagerie par Résonance Magnétique, Mouvements respiratoires, Instrumentation.

Title: *Integration of respiratory motion to adaptive imaging*

Abstract: Magnetic Resonance Imaging (MRI) is an emerging non-invasive imaging modality, which highlights both morphological and functional aspects. However, physiological motion (mainly cardiac and respiratory) and patient motion lead to artifacts which can degrade image quality and impair subsequent diagnosis. To avoid motion induced issues, breath-holding and synchronization are often used in clinical practice. They suffer from imperfections and they are not suitable for some patients. An alternative to these methods are adaptive imaging techniques. These techniques integrate information related to motion into the process of acquisition and/or image reconstruction in order to perform motion compensation. Motion can be detected and estimated using internal (associated with the image acquisition process) or external sensors. Accelerometer-based sensors have been developed taking into account the constraints imposed by the MR environment and the needs for their use clinical conditions. Their MR compatibility has been evaluated in MRI, on phantoms and on healthy volunteers, with specific evaluation methods implemented. Two other sensors based on optical principles have also been tested: the first one only on phantoms, whereas the second one has been tested on phantoms and volunteers. Finally, the obtained motion signals from all developed and tested sensors were integrated in a retrospective motion correction method developed by our team. The main objective is not only to reduce motion artifacts and improve the quality of acquired MR images but also to prove the feasibility and effectiveness of using the accelerometer-based sensors for respiratory motion estimation.

Keywords: Accelerometers, Motion Sensors, Magnetic Resonance Imaging, Respiratory motions, Instrumentation.