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

FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES

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

Thèse

présentée pour l'obtention du titre de

Docteur en Sciences de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

par **Maélène Lohézic**

Reconstructions Adaptatives pour l'Imagerie par Résonance Magnétique des Organes en Mouvement

Soutenue le 11 octobre 2011

Membres du jury :

Rapporteurs :	
Nikos Paragios	Professeur, Ecole Centrale de Paris
Dimitris Visvikis	Directeur de Recherche, INSERM
Examinateurs :	
Jacques Felblinger	Professeur, UHP Nancy, Directeur de Thèse
Elie Mousseaux	PU/PH, UPMC, UMR S 678, **Président de Jury**
Timo Schirmer	Directeur de Laboratoire, GE Global Research, Munich
Pierre-André Vuissoz	Ingénieur, UHP Nancy, Co-directeur de Thèse

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

FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES

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

Thèse

présentée pour l'obtention du titre de

Docteur en Sciences de l'Université Henri Poincaré, Nancy 1

par **Maélène Lohézic**

Reconstructions Adaptatives pour l'Imagerie par Résonance Magnétique des Organes en Mouvement

Soutenue le 11 octobre 2011

Membres du jury :

Rapporteurs :	
Nikos Paragios	Professeur, Ecole Centrale de Paris
Dimitris Visvikis	Directeur de Recherche, INSERM
Examinateurs :	
Jacques Felblinger	Professeur, UHP Nancy, Directeur de Thèse
Elie Mousseaux	PU/PH, UPMC, UMR S 678, **Président de Jury**
Timo Schirmer	Directeur de Laboratoire, GE Global Research, Munich
Pierre-André Vuissoz	Ingénieur, UHP Nancy, Co-directeur de Thèse

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

À ceux sans qui je n'en serais pas là, mes parents...

The reasonable man adapts himself to the world : the unreasonable one persists in trying to adapt the world to himself. Therefore, all progress depends on the unreasonable man.

George Bernard Shaw
Man and Superman (1903)

Remerciements

Ce manuscrit et les travaux qu'il présente n'aurait sans aucun doute jamais vu le jour sans le concours et le soutien d'un grand nombre de personnes. Je souhaiterai les remercier par ces quelques mots.

Tout d'abord, je souhaiterai remercier mon directeur de thèse et de laboratoire, le professeur Jacques Felblinger, pour m'avoir offert l'opportunité de travailler sur ce sujet si passionnant et stimulant qu'est la correction de mouvement en IRM et ce dans d'excellentes conditions tant matérielles que humaines. Merci de m'avoir laissé mener mes recherches (plus ou moins) comme je l'entendais et d'avoir su me recadrer quand c'était nécessaire. Merci également à mon co-directeur de thèse, Pierre-André Vuissoz, pour son aide et son expertise en IRM et dans bien d'autres domaines. Sans votre encadrement éclairé, mon travail n'aurait certainement pas été aussi abouti.

Je souhaiterai ensuite remercier mes rapporteurs, le professeur Nikos Paragios et le docteur Dimitris Visvikis, qui ont relu et évalué le présent document. Merci également au professeur Elie Mousseaux, qui m'a fait l'honneur d'être le président de mon jury, ainsi qu'à Timo Schirmer, pour leur participation à mon jury de thèse. Vos remarques et questions m'ont permis d'améliorer mes travaux. J'ai également ici une pensée particulière pour Philip Batchelor, qui avait initialement accepté de relire mon manuscrit mais qui est malheureusement décédé dans l'été qui a précédé ma soutenance. Il laisse un grand vide dans notre communauté si restreinte de la correction de mouvement en IRM.

L'argent étant le nerf de la guerre (et dans le cas présent de la recherche), je ne manquerai pas de remercier également General Electric de m'avoir offert les moyens de réaliser cette thèse. Ces travaux ont en effet été financés par le biais d'une convention CIFRE avec la zone France de General Electric (GE Medical Systems SCS). Je remercie donc toute l'équipe *MR Marketing France* et en particulier Muriel Perrin, qui a mis en place la convention CIFRE et a assuré la gestion administrative et le suivi scientifique de ces travaux, et Cécile Rabrait, qui a pris la relève durant la dernière année. Merci également à Gilles Aucoin et Sébastien Savard qui ont toujours fait en sorte de me donner les moyens financiers pour que je puisse me rendre aux différentes conférences et réunions auxquelles je souhaitais participer malgré un contexte économique parfois difficile.

Je souhaiterais également remercier l'équipe ASL (*Applied Science Laboaratory*) Europe en général et Timo Schirmer en particulier. J'ai en effet eu l'opportunité d'être intégrée à son équipe en tant que *Associate Scientist* ce qui m'a permis de bénéficier du réseau scientifique de l'équipe ASL et ainsi d'adopter une approche plus industrielle lors de mes recherches. Je remercie vivement Race Yeung pour son aide lors de ma recherche d'emploi en Angleterre, ainsi que pour avoir relu et corrigé mon article. Merci également à Gavin Houston pour ses remarques et corrections sur ce même article et son aide sur les problématiques cardiaques. Je remercie aussi Patrick Le Roux pour ses éclaircissements au niveau RNM, design de séquence et de RF et Ralph Noeske, ainsi que les autres *Associate Scientists* à savoir Torben Frund, John Evans et Roberto Garcia.

Le laboratoire IADI a été un environnement particulièrement propice au déroulement de

ma these. Je tiens donc à remercier encore ici son fondateur, le professeur Jacques Felblinger, pour avoir mis en place et développé une telle structure. Ceci ne serait cependant rien sans les personnes qui l'animent chaque jour. Je tiens donc à remercier mes collègues et compagnons de labeur de ces 4 dernières années.

Tout d'abord, je remercie ceux qui ont contribué aux travaux présentés dans ces pages :

Julien Oster, pour la prédiction RR qui a permis la réalisation des images en systole présentée dans le chapitre 3 ;

Damien Mandry, pour son expertise médicale en IRM cardiaque ce qui a permis de cibler les applications cliniques exposées dans les chapitres 3 et 4 ;

Anne Menini, pour son aide précieuse dans l'étude des techniques de mesure de T_2 et le développement de la méthode *ARTEMIS* présentée dans le chapitre 4 ;

Jean-Marie Escanyé, pour l'étendue de son savoir en RMN en général et en relaxation T_2 en particulier et pour sa ténacité lors du contourage parfois fastidieux des myocardes sains dont les résultats sont présentés dans le chapitre 4 ;

Laure Rousselet, pour le développement des capteurs à base d'accéléromètre dédiés à la mesure des mouvements respiratoires en IRM présentés dans le chapitre 5 ;

et enfin Brice Fernandez, pour l'ensemble de son œuvre et en particulier l'adaptation de la séquence FSE sang noir à l'imagerie en systole du chapitre 3 et l'ajout du navigateur présenté dans le chapitre 5.

Ensuite, je tiens à remercier ceux sans qui notre travail de chercheur ne serait pas aussi facile : Freddy Odille, Cédric Pasquier, Adnane Benhadid, Laure Rousselet, Zhor Ramdan-Cherif, Yannick Ponvianne, Christophe Meyer et Tristan Parisot pour la mise en place, le développement, la maintenance des constituants et surtout l'administration des SAEC et du Maglife Recherche ; Damien Husson et Emilien Micard pour le développement et l'administration d'ArchiMed ; le CIC-IT, pour la validation clinique des méthodes présentées ici, et en particulier Emmanuelle André pour la gestion et le recrutement des volontaires sains sans qui un certain nombre d'études n'aurait pas été fait dans les règles de l'art, Gabriela Hossu pour son aide en statistiques et Marine Beaumont pour l'organisation de l'essai clinique ARTEMIS ; Céline Fournier, notre assistante de direction, ainsi que ses collègues successifs, notamment Mélanie et Pauline, pour son efficacité et son dévouement de tous les instants.

Je remercie également les autres membres du laboratoire IADI et du CIC-IT qui contribuent (ou ont contribué...) tous les jours de l'ambiance du laboratoire, animant les pauses café et les couloirs : Anna, Anou, Corentin, Elodie, Freddy, Guillaume, Hélène, Jérôme, Lucas (réglé comme un coucou suisse), Marina, les deux Marion, Mitchelle, les deux Romain, Rui, Slavisa et tous ceux que j'oublie au moment où j'écris ces lignes. Je remercie également " nos " médecins : Jean-Marc, Laurent, Manuela, Marc, Marie-Agnès, Olivier, Pierre-Yves, Valérie, Wassila, pour leur aide et leurs conseils, notamment pour l'inclusion des volontaires dans nos études.

Je remercie les manipulateurs IRM du service de radiologie de Brabois-adulte sans qui les études sur volontaires sains n'auraient pu se faire dans de bonnes conditions : Suzette, Isabelle, Agnès, Charlotte, Valérie, Michel, Marlène, Christine et Véronique. Votre savoir-faire et votre expérience en IRM m'a beaucoup aidé et je ne saurais qu'admirer votre patience à l'égard de nos tubes si rébarbatifs.

Je terminerai par remercier mes amis et ma famille. Tout d'abord, notre petite " équipe " nancéenne : Brice, Julien, Gabriela et Marine, ainsi que les pièces rapportées, Emilie, Nicolas et Guillaume, pour les repas improvisés, les soirées animées, à l'Opéra, à la Source ou ailleurs, les parties de trivial pursuit, de coinche et de tarot et les jeux du mot. Je vous souhaite à tous de réussir " autant sur le plan professionnel que personnel ". On se retrouvera à l'Ours Noir... Je n'oublie pas non plus, les amis de Supélec, ceux qui sont restés à Metz, Matthieu et Olivier, mais aussi ceux qui se sont éparpillés à travers toute l'Europe : Elise, Gregory, Juice, Dooophy,

Jen, Kevin, Leto, Franky et Stiphn, ainsi que les amis d'Alsace.

Enfin, je remercie mes parents qui m'ont permis de choisir ma voie et m'ont toujours soutenu et encouragé, mes frères et sœurs, Florian, Justine et Clémence, mes grands parents et le reste de ma famille, sans oublier la belle famille. Ce qui nous amène à Julien, qui m'a supporté (et ce n'est pas tous les jours facile) dans tous les sens du terme au cours de ces années de thèse. J'espère qu'il aura l'obstination et l'énergie de me supporter pendant de nombreuses années encore. Mes dernières pensées iront vers ceux qui n'ont pu être là en ce jour important mais qui, je le sais, auraient été fiers.

Merci à tous.

Résumé

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un outil remarquable pour le diagnostic clinique, aussi bien pour l'imagerie cérébrale que pour l'imagerie cardiaque et abdominale. C'est notamment la seule modalité d'imagerie qui permet de visualiser et de caractériser l'œdème myocardique. Cependant, la gestion du mouvement reste un problème récurrent en IRM cardiaque. Tant le battement cardiaque que la respiration nécessitent une prise en compte attentive lors de l'acquisition des images et limitent la résolution temporelle et spatiale accessible en pratique clinique courante. L'approche adoptée dans ce travail propose d'intégrer ces mouvements physiologiques dans le processus de reconstruction des images et permet ainsi de réaliser des explorations cardiaques en respiration libre. Un algorithme de reconstruction itératif, corrigeant les mouvements estimés par un modèle contraint par les signaux physiologiques, est dans un premier temps appliqué à l'imagerie cardiaque morphologique. Ses performances vis-à-vis d'une méthode semi-automatique de détection de l'œdème sont évaluées. Il a également été utilisé en association avec une méthode d'acquisition adaptative, afin de permettre l'acquisition d'images en télésystole et en respiration libre. Dans un deuxième temps, cette méthode a été étendue à la quantification du temps de relaxation transversale T_2. La cartographie T_2 du cœur fournit en effet une caractérisation de l'œdème myocardique. La méthode de reconstruction présentée, ARTEMIS, permet de réaliser cette cartographie en respiration libre et sans allongement du temps d'examen. Ces méthodes exploitent des signaux physiologiques afin d'estimer le mouvement ayant eu lieu pendant l'acquisition. Différentes solutions pour obtenir ces informations physiologiques ont donc également été explorées. Parmi elles, les capteurs à base d'accéléromètres permettent de multiplier les points de mesure alors que les informations "embarquées" dans la séquence d'acquisition IRM ("navigateur") facilitent le déploiement de ces techniques puisqu'elles évitent de recourir à des équipements supplémentaires. Ainsi pendant ces travaux, des méthodes de reconstruction adaptatives ont été développées afin de corriger le mouvement et de prendre en compte les spécificités de chaque patient. Ces travaux ouvrent la voie de l'IRM cardiaque en respiration libre dans un contexte clinique.

Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is a valuable tool for the clinical diagnosis for brain imaging as well as cardiac and abdominal imaging. For instance, MRI is the only modality that enables the visualization and characterization myocardial edema. However, motion remains a challenging problem for cardiac MRI. Breathing as well as cardiac beating have to be carefully handled during patient examination. Moreover they limit the achievable temporal and spatial resolution of the images. In this work an approach that takes these physiological motions into account during image reconstruction process has been proposed. It allows performing cardiac examination while breathing freely. First, an iterative reconstruction algorithm, that compensates motion estimated from a motion model constrained by physiological signals, is applied to morphological cardiac imaging. A semi-automatic method for edema detection has been tested on reconstructed images. It has also been associated with an adaptive acquisition strategy which enables free-breathing end-systolic imaging. This reconstruction has then been extended to the assessment of transverse relaxation times (T_2), which is used for myocardial edema characterization. The proposed method, ARTEMIS, enables free-breathing T_2 mapping without additional acquisition time. The proposed free breathing approaches take advantage of physiological signals to estimate the motion that occurs during MR acquisitions. Several solutions have been tested to measure this information. Among them, accelerometer-based external sensors allow local measurements at several locations. Another approach consists in the use of k-space based measurements, which are "embedded" inside the MRI pulse sequence (navigator) and prevent from the requirement of additional recording hardware. Hence, several adaptive reconstruction algorithms were developed to obtain diagnostic information from free breathing acquisitions. These works allow performing efficient and accurate free breathing cardiac MRI.

Table des matières

Remerciements 11

Résumé 15

Abstract 17

Table des matières 19

Table des figures 23

Liste des tableaux 27

Introduction 29

I IRM : Généralités et état de l'art 33

1 Imagerie par résonance magnétique et recontruction d'image 35
1.1 Imagerie par résonance magnétique . . . 35
1.1.1 Bref historique . . . 35
1.1.2 Principe de la résonance magnétique nucléaire . . . 36
1.1.2.1 Spin . . . 36
1.1.3 Résonance . . . 36
1.1.3.1 Aimantation résultante . . . 37
1.1.3.2 Excitation . . . 38
1.1.3.3 Relaxation . . . 38
1.1.4 Formation de l'image . . . 40
1.1.4.1 L'imageur . . . 40
1.1.4.2 Création d'échos . . . 42
1.1.4.3 Localisation et encodage spatial . . . 44
1.1.5 Espace k . . . 46
1.2 Reconstruction d'image en IRM . . . 49
1.2.1 Problème inverse . . . 49
1.2.2 Reconstruction à partir de l'espace de Fourier . . . 50
1.2.2.1 Formulations du problème . . . 51
1.2.2.2 Reconstructions itératives . . . 52
1.2.3 Imagerie parallèle accélérée . . . 55
1.2.3.1 Echantillonnage multi-canaux . . . 55
1.2.3.2 Parallèle avec les antennes en réseau phasé . . . 58
1.2.3.3 Reconstructions d'image pour l'IRM parallèle accélérée . . . 59

2 Mouvements et non reproductibilités en IRM 63
2.1 Origines . . . 63
2.1.1 Mouvement cardiaque . . . 63
2.1.1.1 Description et fonctionnement du cœur . . . 63

2.1.1.2 L'électrocardiogramme (ECG) . . . 64
2.1.1.3 L'ECG en IRM . . . 66
2.1.2 Mouvement respiratoire . . . 67
2.1.2.1 Description et organes concernés . . . 67
2.1.2.2 Mesure du mouvement respiratoire . . . 68
2.1.3 Plateforme de traitement des signaux physiologiques . . . 69
2.2 Conséquences sur les images . . . 70
2.2.1 Mouvements inter-acquisitions . . . 71
2.2.1.1 Mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence . . . 72
2.2.1.2 Mouvement sinusoïdal dans la direction de phase . . . 74
2.2.1.3 Exemple sur fantômes . . . 74
2.2.2 Mouvements intra-acquisition . . . 76
2.2.3 Sortie de plan de coupe . . . 78
2.2.4 Conclusion sur les effets du mouvement en IRM . . . 78
2.3 Stratégies d'acquisition pour réduire les effets du mouvement . . . 79
2.3.1 En routine clinique . . . 79
2.3.1.1 Imagerie rapide et stratégies d'acquisition . . . 79
2.3.1.2 Apnée . . . 80
2.3.1.3 Synchronisation . . . 80
2.3.1.4 Nécessité de la prise en compte du mouvement réel . . . 82
2.3.2 Techniques d'acquisition adaptatives . . . 84
2.3.2.1 Synchronisation adaptative . . . 84
2.3.2.2 Acquisition adaptative . . . 84
2.4 Reconstruction en présence d'artefacts de mouvement . . . 85
2.5 Estimation de mouvement . . . 87
2.6 Limites de ces méthodes . . . 90

II IRM en respiration libre et œdème myocardique 93

3 Imagerie de l'œdème 95
3.1 Imagerie en pondération T_2 . . . 95
3.1.1 L'œdème myocardique . . . 95
3.1.2 Evaluation de l'œdème . . . 97
3.1.2.1 Utilisation de l'IRM cardiovasculaire . . . 98
3.1.2.2 Séquence d'échos de spin rapide . . . 102
3.1.3 Imagerie en respiration libre et détection de l'œdème . . . 104
3.1.3.1 Rappel : la méthode de reconstruction GRICS . . . 104
3.1.3.2 Etude des images reconstruites . . . 106
3.1.3.3 Données simulées . . . 108
3.2 Imagerie en systole . . . 110
3.2.1 Mise en œuvre standard de l'imagerie sang noir . . . 110
3.2.2 Méthode adaptative pour l'imagerie sang noir en systole . . . 113
3.2.3 Extension à l'imagerie en respiration libre . . . 115
3.2.3.1 Protocole IRM . . . 116
3.2.3.2 Reconstruction . . . 118
3.2.3.3 Analyse des données . . . 118
3.2.4 Résultats . . . 120
3.2.5 Discussion . . . 121
3.2.6 Conclusion . . . 125

4 Cartographie T_2 **127**
4.1 Limitations de l'imagerie pondérée en T_2 . . . 127
4.2 Mesures de T_2 . . . 128
4.2.1 Principe et mises en œuvre . . . 128
4.2.2 Evaluation de la mesure . . . 128
4.2.2.1 Choix de la séquence . . . 129
4.2.2.2 Influence des conditions de mesures . . . 130
4.2.2.3 Choix des paramètres d'acquisitions . . . 134
4.3 Mesures de T_2 des organes en mouvement . . . 138
4.3.1 Evaluation des temps de relaxations en utilisant une reconstruction dédiée compensée en mouvement . . . 139
4.3.1.1 Extension de la reconstruction GRICS aux mesures de T_2 en respiration libre . . . 140
4.3.2 Evaluation sur une population de volontaires sains . . . 142
4.3.2.1 Protocole IRM . . . 142
4.3.2.2 Traitement des données . . . 142
4.3.2.3 Analyse des données . . . 143
4.3.2.4 Résultats . . . 143
4.3.2.5 Discussion . . . 147
4.3.2.6 Conclusion . . . 150

5 Mesures de mouvement **151**
5.1 Capteurs à base d'accéléromètre . . . 151
5.1.1 Principe de mesure . . . 151
5.1.1.1 Développement du capteur . . . 151
5.1.1.2 Traitement des signaux . . . 153
5.1.2 Imagerie morphologique . . . 154
5.1.2.1 Protocole IRM . . . 154
5.1.2.2 Reconstuctions . . . 154
5.1.2.3 Résultats . . . 155
5.1.2.4 Discussion . . . 157
5.2 Navigateurs embarqués . . . 159
5.2.1 Principes de mesure . . . 160
5.2.1.1 Séquence DIR-FSE-NAV . . . 160
5.2.1.2 Traitement des navigateurs . . . 161
5.2.1.3 Validation préliminaire . . . 162
5.2.2 Imagerie morphologique . . . 163
5.2.2.1 Matériels et méthodes . . . 163
5.2.2.2 Résultats . . . 165
5.2.2.3 Discussion . . . 167
5.2.2.4 Conclusion . . . 170
5.2.3 Cartographie T_2 . . . 170
5.2.3.1 Matériels et méthodes . . . 170
5.2.3.2 Résultats . . . 171
5.2.3.3 Discussion . . . 171

Conclusions et perspectives **175**

III Annexes **179**

A Contributions et publications **181**
A.1 Journaux Internationaux . . . 181
A.2 Conférences Internationales . . . 181

A.3 Conférences Nationales 183

Bibliographie **185**

Table des figures

1.1 Spins et résonance magnétique . . . 37
1.2 Aimantation résultante, impulsion RF et angle de bascule . . . 38
1.3 Relaxation longitudinale T_1. . . . 39
1.4 Signal de précession libre . . . 40
1.5 Relaxations transversales T_2 et $T_2^\star$. . . . 41
1.6 Le système d'IRM. . . . 42
1.7 Echo de gradient. . . . 43
1.8 Echo de spin. . . . 44
1.9 Sélection de coupe. . . . 45
1.10 Encodage en phase et en fréquence . . . 46
1.11 Espace k et espace image . . . 47
1.12 Différentes trajectoires couramment utilisées pour parcourir l'espace k. . . . 48
1.13 Exemple de séquence d'imagerie : la séquence d'écho de spin. . . . 49
1.14 Antenne volumique et antenne de surface multi-éléments . . . 55
1.15 Reconstruction selon la théorie de l'échantillonage multi-canaux de Papoulis . . . 56
1.16 Reconstruction par banc de filtre . . . 57
1.17 Cartes de sensibilité d'antenne . . . 60

2.1 Description des différentes parties du coeur. . . . 64
2.2 Dépolarisation des cellules cardiaques et création du signal ECG . . . 65
2.3 Phases d'activité du cœur et leur correspondance avec l'électrocardiogramme . . . 66
2.4 Influence du champ statique (1.5 T) et des gradients sur l'ECG dans l'environnement de l'IRM. . . . 67
2.5 Mouvement des organes pendant l'inspiration . . . 68
2.6 Influence de la respiration sur un signal ECG acquis en IRM. . . . 69
2.7 Placement d'échos-navigateurs sur le l'hémidiaphragme droit et sur le coeur. . . . 70
2.8 Interface graphique du SAEC . . . 71
2.9 Vue d'ensemble du SAEC. . . . 71
2.10 Photographie du respirateur et de la plateforme mobile utilisés pour simuler des mouvements périodiques. . . . 75
2.11 Mouvement périodique réel mesuré par la ceinture respiratoire et sa fréquence fondamentale . . . 75
2.12 Application d'un mouvement sinusoïdal dans les direction de fréquence et de phase. . . . 76
2.13 Gradient de lecture bipolaire utilisé pour le calcul du déphasage des isochromates lors d'un déplacement linéaire à vitesse constante. . . . 77
2.14 Histogramme de la durée des apnées sur 141 patients . . . 80
2.15 Principe schématisé de la synchronisation prospective. . . . 81
2.16 Double synchronisation associée à un schéma de respiration optimisé . . . 82
2.17 Effet de la correction de rotations sur l'espace k. . . . 86
2.18 Différents types de navigateurs. . . . 87
2.19 Acquisition de type PROPELLER avec 4 pales chacune représentée en couleur (noir, jaune, rouge et bleu). . . . 88

3.1 Conséquences possibles d'un œdème myocardique sur la fonction et la survie myocardiques, suite à une ischémie et une reperfusion . . . 96
3.2 Vue schématique de l'évolution d'un œdème causé par une ischémie . . . 97
3.3 Œdème myocardique chez un patient atteint de myocardite . . . 99
3.4 Résultats d'un examen d'IRM cardiaque chez un patient atteint de cardiomyopathie de Takotsubo . . . 100
3.5 Evaluation de la récupération myocardique après reperfusion d'un infarctus aigu 100
3.6 Hémorragie intramyocardique détectée par imagerie pondérée T_2 . . . 101
3.7 Séquence d'échos de spin rapide. . . . 103
3.8 Exemple d'images acquises avec une séquence Fast Spin Echo. . . . 104
3.9 Exemples d'images en Single Shot Fast Spin Echo. . . . 105
3.10 Représentation schématique de la reconstruction GRICS . . . 106
3.11 Ségmentation standard du ventricule gauche . . . 107
3.12 Signal du myocarde normalisé sur le muscle squelettique. Evaluation de l'influence de GRICS. . . . 108
3.13 Œdème myocardique simulé . . . 109
3.14 Détection semi-automatique de l'œdème sur une reconstruction GRICS . . . 110
3.15 Principe de l'imagerie sang noir utilisée en clinique. . . . 111
3.16 Repousse de l'aimantation longitudinale après un inversion ($180°$) en considérant un T_R infini. . . . 111
3.17 La suppression du signal du sang limite les artefacts de flux dus au sang circulant dans les cavités . . . 112
3.18 Mise en œvre standard de l'imagerie sang noir . . . 112
3.19 Mises en œvre de l'imagerie sang noir en systole. . . . 115
3.20 Images des volontaires 8 et 9 avec des annotations sur l'épaisseur du ventricule droit. . . . 116
3.21 Illustration du signal composite cardiaque utilisé dans les reconstructions GRICS. 118
3.22 Représentation graphique de l'erreur faite sur le trigger delay évaluée pour comparer les différentes méthodes. . . . 119
3.23 Histogramme de l'erreur absolue normalisée faite sur T_D en apnée et en respiration libre. . . . 121
3.24 Erreur quadratique moyenne en en apnée (noir) et en respiration libre (gris) faite sur T_D pour chaque patient. . . . 122
3.25 Exemples d'images avec les différentes méthodes d'acquisition et de reconstruction (volontaire 4). . . . 123
3.26 Exemples d'images avec les différentes méthodes d'acquisition et de reconstruction (volontaire 7). . . . 124
3.27 Exemples d'images avec les différentes méthodes d'acquisition et de reconstruction (volontaire 8). . . . 124

4.1 Evaluation sur fantômes de l'influence de la séquence d'imagerie utilisée sur les mesures de T_2 . . . 129
4.2 Influence du champ magnétique sur les mesures de T_2 . . . 130
4.3 Evaluation de l'influence du choix du champ magnétique sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains. 131
4.4 Comparaison des cartes de T_2 obtenues sur le même volontaire à 1,5T et à 3T . . . 131
4.5 Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin . . . 132
4.6 Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin rapide . . . 132
4.7 Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin rapide et préparation sang noir . . . 133

4.8 Evaluation de l'influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains à 1,5T. . . . 133
4.9 Comparaison des cartes de T_2 obtenues sur le même volontaire en utilisant l'antenne *Body* et l'antenne*Cardiac* . . . 134
4.10 Evaluation sur fantômes de l'influence du temps de répétition sur les mesures de T_2 . . . 135
4.11 Atténuation dans l'image acquise au T_E minimum avec une séquence FSE . . . 136
4.12 Nombre de TE minimum pour obtenir une mesure de T_2 avec une précision de 95% . . . 137
4.13 Influence du choix de la longueur du train d'échos sur les mesures de T_2 . . . 137
4.14 Evaluation de l'influence de la longueur du train d'échos sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains. 138
4.15 Comparaison des cartes de T_2 obtenues sur le même volontaire avec un trains d'échos de 16 et de 24 . . . 139
4.16 Représentation schématique de la reconstruction ARTEMIS . . . 141
4.17 Analyse qualitative du post-traitement . . . 144
4.18 Apnées successives . . . 145
4.19 Comparaison entre les valeurs de T_2 myocardiques obtenues en apnée et en respiration libre . . . 145
4.20 Graphique de Bland et Altman des mesures de T_2 . . . 146
4.21 Cartes T_2 obtenues sur des volontaires sain en apnée et en respiration libre . . . 147
4.22 Evaluation de la suppression des artefacts de respiration par ARTEMIS sur deux volontaires sains . . . 147
4.23 Cartographie T_2 haute résolution du myocarde . . . 149

5.1 Principe de fonctionnement d'un accéléromètre sismique capacitif . . . 152
5.2 Schéma synoptique de la conception du capteur . . . 152
5.3 Capteur complet comprenant l'accéléromètre . . . 153
5.4 Schéma bloc des post-traitements effectués sur les signaux de l'accéléromètre . . . 153
5.5 Position des capteurs . . . 155
5.6 Images reconstruites pour le volontaire 10 suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs Ceinture, 1 capteur . . . 156
5.7 Zoom sur la zone d'intérêt cardiaque - Accéléromètre vs Ceinture, 1 capteur . . . 157
5.8 Images reconstruites pour le volontaire 10 suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs Ceinture, 2 capteurs . . . 158
5.9 Zoom sur la zone d'intérêt cardiaque - Accéléromètre vs Ceinture, 2 capteurs . . . 159
5.10 Résultats préliminaires sur fantômes de reconstruction utilisant l'accéléromètre 3 axes. De gauche à droite : reconstruction GRICS avec l'accéléromètre (Y et Z, signaux intégrés 1 et 2 fois), moyenne des 4 images en mouvement, reconstruction GRICS avec deux ceintures (signal et dérivée). . . . 159
5.11 Représentation du placement des différents échos d'une FSE dans l'espace k avec un train de 4 échos. Les 4 T_E effectifs disponibles sont représentés. . . . 160
5.12 Séquence d'écho de spin rapide avec navigateur intégré (FSE-NAV) . . . 161
5.13 Images reconstruites sur le fantôme mobile. . . . 164
5.14 Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de 16. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée. . . . 164
5.15 Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de 8. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée. . . . 165
5.16 Images reconstruites pour le volontaire 1 suivant le type de capteur exploité - Navigateur vs Ceinture, signaux bruts . . . 166
5.17 Images reconstruites pour le volontaire 1 suivant le type de capteur exploité - Navigateur vs Ceinture, apport de la dérivée temporelle . . . 168

5.18 Images reconstruites pour le volontaire 1 suivant le type de capteur exploité - Combinaison du navigateur et de la ceinture pneumatique 168
5.19 Valeurs de T_2 myocardiques obtenues en apnée et en respiration libre. Comparaison des résultats obtenus avec ARTEMIS en utilisant les navigateurs et les ceintures respiratoires. 171
5.20 Cartes T_2 obtenues sur le myocarde en apnée et en respiration libre avec la séquence DIR-FSENAV sur un volontaire sain 172

Liste des tableaux

1.1 Rapport gyromagnétique $\gamma = \gamma/\pi$ pour quelques noyaux souvent considérés. . . 36
1.2 Fréquence de Larmor ω_0 pour différentes valeurs de champ magnétique statique B_0 pour les noyaux ^1H et ^{31}P. 37
1.3 Valeurs de T_1 et T_2 en ms utiles en imagerie cardiaque. 40
1.4 Analogie entre la théorie de l'échantillonnage multi-canaux et l'IRM parallèle. . . 59

3.1 Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre. 107
3.2 Evaluation de l'erreur de détection d'un œdème localisé à l'aide d'une méthode semi-automatique, sur une image de référence et après reconstruction GRICS . . 109
3.3 Temps d'inversion optimal pour annuler le sang à 1.5T pour différents rythmes cardiaques 113
3.4 Définition des constantes A et$B$ du modèle de cycle cardiaque. 114
3.5 Paramètres des séquences FIESTA ciné. 117
3.6 Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre. 117
3.7 Mesure "objective" de la qualité des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. 123

4.1 Influence du champ magnétique - Description des deux groupes de volontaires . 130
4.2 Influence du choix de l'antenne - Description des deux groupes de volontaires . 133
4.3 Influence de la longueur du train d'échos - Description des deux groupes de volontaires 138
4.4 Durée de l'examen, Rythme cardiaque, Variabilité RR (écart type des intervales RR) et Temps de répétion moyen pendant les acquisitions en apnée et en respiration libre. 144

5.1 Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre. 154
5.2 Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs ceinture : 1 capteur. 155
5.3 Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs ceinture : 1 capteur. 156
5.4 Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs ceinture : 2 capteurs. 157
5.5 Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Accéléromètre vs ceinture : 2 capteurs. 158
5.6 Paramètres de la séquence utilisés pour la validation préliminaire de la séquence DIR-FSE-NAV. 162
5.7 Coefficients de corrélation linéaire entre les déplacements extraits des navigateurs pour les différentes acquisitions en respiration libre sur fantôme et sur volontaire. 163
5.8 Paramètres de la séquence utilisés pour l'évaluation de la séquence DIR-FSE-NAV. 165
5.9 Qualité des reconstructions évaluée sur l'image reconstruite suivant le type de capteur exploité - Navigateur vs ceinture pneumatique : signaux bruts. 166
5.10 Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : signaux bruts. 166

5.11 Qualité des reconstructions évaluée sur l'image reconstruite suivant le type de capteur exploité - Navigateur vs ceinture pneumatique : apport de la dérivée temporelle. 167
5.12 Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : apport de la dérivée temporelle. 167
5.13 Qualité des reconstructions évaluée sur l'image reconstruite suivant le type de capteur exploité - Combinaison du navigateur et de la ceinture pneumatique. . . 168
5.14 Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Combinaison du navigateur et de la ceinture pneumatique 169
5.15 Paramètres de la séquence utilisés pour l'utilisation de la séquence DIR-FSE-NAV dans ARTEMIS. 170

Introduction

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie tomographique non invasive et non ionisante. Elle est basée sur le phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) et constitue en fait une imagerie de l'atome d'hydrogène ou proton. Elle permet d'obtenir une grande variété de contrastes et est particulièrement performante pour l'imagerie des tissus mous. L'acquisition d'images en IRM consiste en une succession d'expériences élémentaires de RMN, que l'on peut décomposer en une série d'événements : excitation des protons, encodage spatial de l'information et acquisition du signal réémis par les protons au cours de leur retour à l'équilibre ou relaxation. Chacune de ces expériences permet de recueillir une partie de l'information de l'image codée en fréquence (dans l'espace de Fourier). Elles sont donc répétées jusqu'à ce que la totalité de l'information nécessaire à la formation de l'image soit recueillie, le temps entre deux expériences, ou temps de répétition, devant être suffisamment long pour permettre une relaxation complète avant l'expérience suivante. Par conséquent, ce processus d'acquisition séquentiel est par nature lent. Par ailleurs, le contraste de l'image résultante est guidé par le moment où chacun de ces événements intervient, il est donc important de gérer parfaitement le déroulement de la séquence d'acquisition.

En pratique clinique, le choix des séquences d'imagerie et de leurs paramètres doit se faire en fonction de plusieurs contraintes. Il y a dans un premier temps les contraintes d'ordre physique, puisque les tissus pathologiques se différencient souvent des tissus sains par différents temps de relaxation (T_1, T_2, $T_2^\star$) liés au phénomène de RMN. Il y a également des contraintes technologiques, car en IRM il faut être capable de générer des champs magnétiques qui varient dans l'espace et dans le temps en un laps de temps très court. Certaines limites physiologiques ne doivent pas être dépassées. Ces limites sont liées à l'échauffement des tissus par des impulsions d'ondes radiofréquences (RF) de forte puissance et aux courants induits dans le corps humain par des variations de champ magnétique qui peuvent engendrer des stimulations des nerfs périphériques. Enfin, il faut faire un compromis entre le temps d'acquisition nécessaire et/ou disponible, les résolutions spatiale et temporelle désirées et le contraste attendu.

Dans le contexte de l'imagerie *in vivo* et, plus particulièrement de l'IRM cardiaque, le facteur temps est souvent le plus limitant. Outre les contraintes économiques qui imposent de réduire le temps d'examen autant que possible, les mouvements du patient en sont la principale cause. En effet, en IRM conventionnelle, l'hypothèse implicite qui sous-tend la réalisation de l'imagerie est que le sujet est immobile pendant l'acquisition séquentielle des données. Lorsque ce n'est pas le cas, les données acquises durant les différentes expériences de RMN ne sont plus consistantes entre elles, ce qui entraîne la formation d'artefacts lors de la reconstruction de l'image. En pratique, la coopération des patients est requise tout au long de l'examen afin de limiter ces mouvements. Il leur est demandé de rester immobile pendant le temps d'acquisition des données, et dans la mesure du possible entre les acquisitions, et de bloquer leur respiration dans le cas d'examen abdominal ou thoracique. Des techniques de synchronisation sont également employées, en particulier pour l'imagerie cardiaque. Cependant, ce recours à la coopération des patients limitent l'accès à cette modalité d'imagerie. En effet, les patients non coopératifs (nourrissons, enfants en bas age, patients inconscients, en grande souffrance ou patients psychiatriques) ne peuvent pas respecter ces consignes simples. De plus, dans le cadre de l'imagerie abdominale et cardiaque, la qualité de l'apnée détermine la qualité de l'examen. En

effet, le temps d'acquisition doit être suffisamment court pour être compatible avec la capacité du patient à tenir l'apnée, ce qui peut être particulièrement difficile pour les patients atteints de difficultés respiratoires. Ceci limite donc la résolution spatiale et temporelle atteignable. D'autre part, si l'apnée est imparfaite (pas suffisamment longue ou pas complète), des artefacts apparaissent dans l'image reconstruite, rendant son interprétation difficile voire impossible.

Malgré ces difficultés, les développements en matière d'imagerie rapide et des techniques de synchronisations appropriées ont permis l'application de l'IRM pour le diagnostic de nombreuses maladies cardiaques. Cette modalité permet en effet d'avoir une perception unique du myocarde, de son anatomie, de son fonctionnement et même de sa viabilité, et ce au cours d'un examen unique. Elle est notamment la seule modalité d'imagerie qui permet de visualiser, et même de caractériser, l'œdème myocardique. L'œdème myocardique est en effet un signe clinique accompagnant un grand nombre de cardiomyopathies (infarctus du myocarde, myocardite, rejet de greffe cardiaque...) et dont la survenue peut elle même avoir des conséquences cliniques. C'est donc une cible diagnostique de choix pour le diagnostic et le pronostic de nombreuses maladies.

Axes de recherche et plan

L'une des premières idées qui est apparue pour éviter tous les problèmes précédemment cités a été de proposer des techniques d'imagerie de plus en plus rapides. Les techniques d'acquisition rapides se trouvent aujourd'hui confrontées aux limites technologiques et physiologiques. C'est dans ce contexte épineux qu'est née l'idée de l'imagerie adaptative [1], le principe étant d'adapter l'acquisition et la reconstruction en IRM aux spécificités de chaque patient et non plus de demander au patient de s'adapter aux contraintes de l'IRM.

Dans les travaux que nous présentons ici, nous nous attacherons à prendre en compte le mouvement du patient dans le processus de reconstruction des images dans le contexte de l'imagerie par résonance magnétique cardiaque et plus particulièrement dans l'examen de l'œdème myocardique. Ces travaux peuvent se décomposer en deux grands axes. Le premier concerne la visualisation et la détection de l'œdème à partir d'images morphologiques acquises en respiration libre. Le deuxième se focalise sur la caractérisation de cet œdème, toujours à partir d'acquisitions en respiration libre. Enfin, les techniques proposées requérant la mesure et l'estimation des mouvements ayant eu lieu pendant l'acquisitions des données, nous explorerons différentes voies pour réaliser cette tâche. Dans les paragraphes qui suivent nous indiquerons l'ordre dans lequel ces travaux de thèse seront présentés.

Le premier chapitre rappelle les notions élémentaires de RMN ainsi que les différentes étapes d'encodage qui constituent l'imagerie par résonance magnétique. Puis, le problème de reconstruction d'images en IRM est présenté, ainsi que les solutions classiques proposées dans la littérature.

Le second chapitre présente la problématique du mouvement en IRM, et plus particulièrement dans le cadre d'examens cardiaques. Nous commencerons par décrire succinctement le fonctionnement du cœur et le mouvement qui le caractérise puis le mouvement respiratoire qui a également un impact sur le cœur. L'impact sur les images des différents types de mouvement sera décrit d'un point de vue théorique et vérifié de façon expérimentale. Ce chapitre se terminera sur les techniques couramment utilisées en clinique pour l'IRM des organes en mouvement ainsi que les approches proposées en recherche, notamment la méthode de reconstruction adaptative GRICS développée au sein du laboratoire.

Dans le troisième chapitre, nous étudierons la méthode de reconstruction GRICS dans le cadre de l'imagerie morphologique cardiaque. D'une part, le comportement de cette recons-

1. ce terme a été emprunté à l'astronomie que l'on retrouve souvent sous le nom d'optique adaptative.

truction vis-à-vis de méthodes de détection semi-automatiques de l'œdème myocardique sera évalué. Ces méthodes sont basées sur la statistique des intensités des pixel de l'image et il est important de vérifier que ces propriétés ne sont pas dégradées lors de la reconstruction. Par ailleurs, des jeux de données pathologiques (infarctus du myocarde aigu) seront simulés à partir de données acquises sur des volontaires sains afin de tester notre algorithme dans des conditions diagnostiques. D'autre part, une méthode d'acquisition adaptative sera appliquée en respiration libre. Cette méthode, basée sur une prédiction du rythme cardiaque, permet de réaliser l'imagerie cardiaque morphologique en télésystole. Les images ainsi acquises pendant la phase contraction du myocarde offre une meilleure visualisation du muscle et notamment du ventricule droit.

Dans le quatrième chapitre, nous présenterons une extension de l'algorithme de reconstruction GRICS à la quantification du temps de relaxation T_2. La cartographie T_2 du myocarde permet en effet de détecter et surtout de caractériser l'œdème myocardique. Cet examen n'est pas souvent pratiqué en routine clinique à cause des apnées successives qu'il nécessite. Nous avons donc proposé une solution innovante permettant de le réaliser en respiration libre, sans allongement du temps d'examen. La méthode de reconstruction présentée, baptisée ARTEMIS, fournit une carte de la distribution des temps de relaxation T_2 dans le muscle cardiaque, mais aussi une image morphologique qui permet de réaliser une analyse régionale du coeur. La méthode de reconstruction présentée, intitulée ARTEMIS, permet de réaliser cette cartographie en respiration libre et sans allongement du temps d'examen.

Finalement, dans le dernier chapitre nous présenterons plusieurs stratégies de mesures du mouvement respiratoire. Les méthodes présentées dans cette thèse exploitent des signaux physiologiques afin d'estimer le mouvement ayant eu lieu pendant l'acquisition. Différentes solutions pour obtenir ces informations physiologiques ont donc également été explorées. Parmi elles, les capteurs à base d'accéléromètres permettent de multiplier les points de mesure alors que les informations "embarquées" dans la séquence d'acquisition IRM ("navigateur") facilitent le déploiement de ces techniques puisqu'elles évitent de recourir à des équipements supplémentaires. Ces mesures ont été incluses dans les techniques de reconstruction adaptatives proposées.

Cadre de la thèse

Cette thése s'est déroulée dans un contexte international au laboratoire IADI, situé au sein du centre hospitalier régional universitaire de Nancy, sur le site de Brabois. Nous avons accès aux deux IRM cliniques du département de radiologie de Brabois adulte (Signa HDx puis HDxt, GE, Waukesha), une 1.5 et une 3 T dont le temps d'utilisation est partagé entre la recherche et la clinique. Les travaux présentés ici ont été réalisés en collaboration avec les radiologues des services de radiologie de Brabois adulte et de Brabois enfant, ainsi que les cardiologues du service de médecine nucléaire qui sont responsables des vacations cardiaques à l'IRM. Ces travaux ont été intégralement financés par la zone France de GE Healthcare (General Electric Medical Systems SCS). En ce qui concerne l'entreprise, un suivi régulier était organisé avec la zone France et nous étions en contact de façon quotidienne avec l'équipe ASL ("Applied Science Laboratory") Europe, équipe de recherche européenne en IRM de GE Healthcare.

Les recherches effectuées dans ce cadre ont fait l'objet d'un certain nombre de publications dans des journaux internationaux et de communications dans des conférences nationales et internationales. Ces différentes communications sont récapitulées en annexe A. Dans ce qui suit, nous présenterons les travaux liés à la mise en œuvre de reconstruction adaptative pour l'IRM cardiaque et l'imagerie de l'œdème myocardique.

Première partie

IRM : Généralités et état de l'art

Chapitre 1

Imagerie par résonance magnétique et recontruction d'image

Dans ce premier chapitre sont exposées les notions nécessaires à la bonne compréhension de ces travaux. Nous rappellerons les principes de résonance magnétique nucléaire et de relaxation pour en arriver à la constitution d'un imageur par résonance magnétique puis à la formation d'une image. Dans un deuxième temps, nous présenterons la problématique de reconstruction d'image spécifique à cette modalité d'imagerie ainsi que les solutions classiques proposées dans la littérature. Le lecteur intéressé trouvera de plus amples informations dans les ouvrages suivants : (Liang et Lauterbur, 2000), (Haacke *et al.*, 1999) et (Bernstein *et al.*, 2004).

1.1 Imagerie par résonance magnétique

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une technique d'imagerie tomographique, basée sur le principe de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) associé à des techniques de localisation spatiale. Elle est essentiellement utilisée dans le domaine médical car elle permet d'obtenir une grande variété de contrastes et est particulièrement performante pour l'imagerie des tissus mous. Dans ce contexte, c'est principalement de l'imagerie du proton qui est réalisée.

L'intensité dans l'image obtenue est fonction de différents paramètres physiques et physiologiques, principalement les temps de relaxation T_1, T_2 et $T_2^\star$, la densité de protons ρ et la diffusion D.

$$I = f(T_1, T_2, T_2^\star, \rho, D) \tag{1.1}$$

1.1.1 Bref historique

Le phénomène de résonance magnétique nucléaire (RMN) a été mis en évidence en 1938 par Rabi *et al.* (1938) et ses collègues Millman *et al.* (1938). Les premières expériences de RMN ont été réalisées en 1946 par Bloch à l'université de Standford (Bloch *et al.*, 1946) et par Purcell du MIT (Purcell *et al.*, 1946b). Purcell réalisa ses premières expériences sur des solides (Purcell *et al.*, 1946b) puis sur de l'hydrogène (Purcell *et al.*, 1946a). La RMN est ensuite rapidement devenue un outil très répandu pour l'analyse chimique des matériaux grâce aux travaux de Proctor et Yu (1950) qui montrent que la fréquence de résonance d'un noyau atomique varie en fonction de son environnement moléculaire.

L'intérêt de l'IRM pour le diagnostic médical a été démontré plus tard par Damadian (1971) qui a mis en évidence des différences de temps de relaxation longitudinale (T_1) entre un échantillon de tissu sain et un échantillon tumoral. Les premières coupes, telles que nous les connaissons aujourd'hui, ont été réalisées par Lauterbur (1973) de l'université de New York. Les premières expériences sur l'homme ont ensuite été faites par Mansfield et Maudsley (1976). Dès le début des années 80, l'IRM est introduit dans le milieu médical pour le diagnostic sous une

forme relativement proche de ce que l'on connaît aujourd'hui.

1.1.2 Principe de la résonance magnétique nucléaire

1.1.2.1 Spin

Le spin est une propriété quantique intrinsèque de toute particule et présente des valeurs discrètes entières ou demi-entières. Il peut être positif ou négatif et est présent dans les protons, les électrons et les neutrons. Des particules ayant des spins de signe opposé peuvent s'apparier et ainsi éliminer les manifestations observables du spin. En RMN, ce sont les spins isolés qui sont importants et donc les noyaux de spin non nul, dits actifs.

Dans le cas de l'IRM, nous nous intéressons au noyau d'hydrogène ^1H, ou proton, qui est un système à spin-$1/2$. Par ailleurs, il est présent en abondance dans le corps humain (70% de la masse corporelle est composée d'eau). Il existe d'autres noyaux à spin non nul qui peuvent avoir un intérêt pour le diagnostic clinique : le phosphore 31 ^{31}P, le carbone 13 ^{13}C, le xenon 129 ^{129}Xe, l'hélium 3 ^3He et le fluor 19 ^{19}F .

Les noyaux actifs possèdent un moment angulaire ou cinétique $\vec{J}$. Ce sont donc des particules chargées animées d'un mouvement de rotation autour de leur propre axe, créant ainsi un *moment magnétique nucléaire* $\vec{\mu}$:

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J} \tag{1.2}$$

où γ est le *rapport gyromagnétique* en $rad/s/\mathrm{T}$, qui dépend du noyau atomique (table 1.1).

Noyau	γ (MHz/T)
^1H	42.58
^{31}P	11.26
^{13}C	10.71

TABLE 1.1: *Rapport gyromagnétique $\gamma = \gamma/\pi$ pour quelques noyaux souvent considérés.*

Les noyaux actifs peuvent donc être considérés comme des aimants microscopiques qui, en l'absence de champ magnétique extérieur, sont orientés dans une direction aléatoire (figure 1.1 a). Ainsi, si on considère un ensemble de spins, l'aimantation résultante est nulle.

1.1.3 Résonance

Lorsque des spins sont placés dans un champ magnétique d'amplitude B_0, ils entrent en résonance à une fréquence caractéristique, appelée fréquence de Larmor ω_0 :

$$\omega_0 = \gamma B_0. \tag{1.3}$$

De plus, ces spins sont animés d'un mouvement de *précession* de moment magnétique $\vec{\mu}$ autour de la direction de $\vec{B_0}$. Le spin nucléaire et $\vec{B_0}$ forment un angle θ appelé angle de précession. Plus précisément, la précession du spin peut se faire de façon parallèle ou antiparallèle à $\vec{B_0}$, correspondant à deux niveaux d'énergie distincts, le niveau de basse énergie et le niveau de haute énergie respectivement. On peut montrer que les spins pointant dans la direction parallèle sont plus nombreux que ceux dans la direction antiparallèle (Haacke *et al.*, 1999).

Une particule dans le niveau de basse énergie peut absorber l'énergie fournie par des photons et transiter vers le niveau de haute énergie. L'énergie absorbée correspond à la différence entre les deux niveaux d'énergie. Par ailleurs, l'énergie E d'un proton dépend de sa fréquence ω :

$$E = h\omega_0 = h\gamma B_0 \tag{1.4}$$

où h est la constante de Planck.

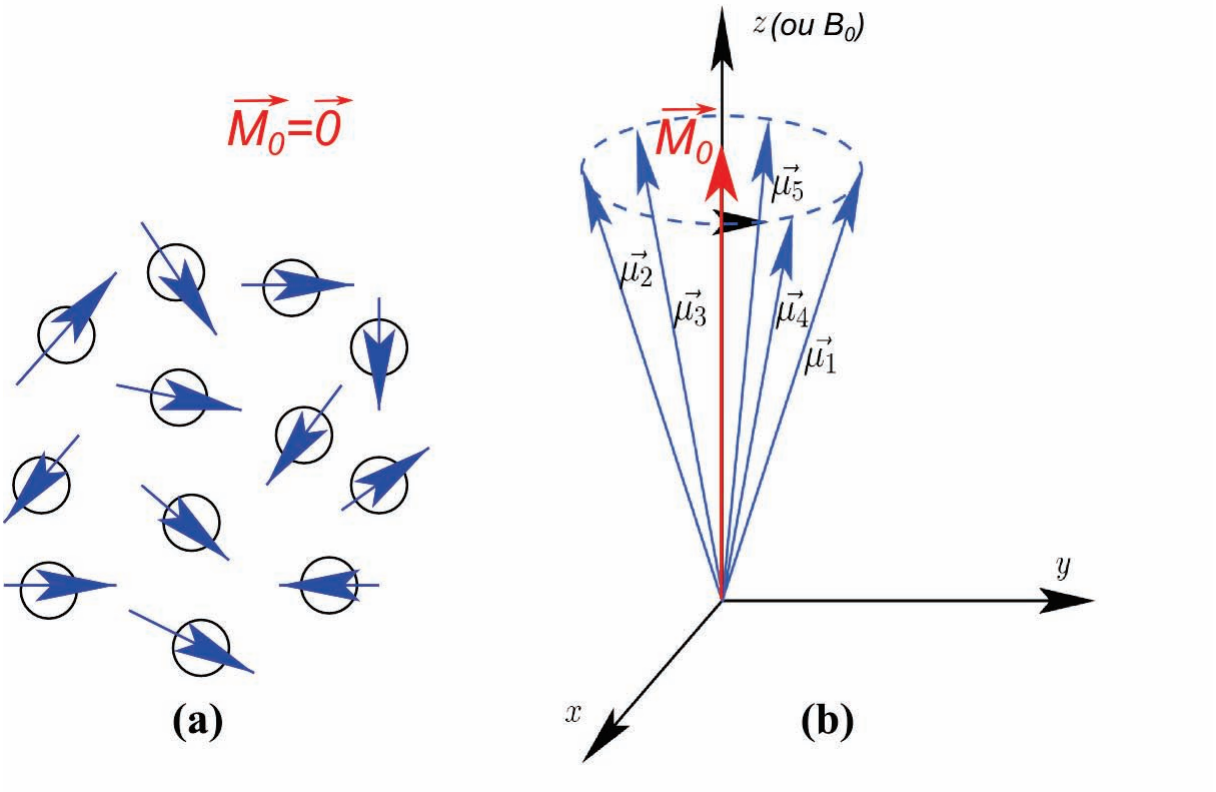


FIGURE 1.1: *Spins et résonance magnétique.* ***(a)*** *A l'état naturel, les spins sont orientés dans une direction aléatoire, l'aimantation résultante est par conséquent nulle.* ***(b)*** *En présence d'un champ magnétique $\vec{B_0}$, les spins entrent en résonance et s'alignent avec le champ, tout en étant animés d'un mouvement de précession. Seuls les spins alignés dans la direction parallèle sont représentés ici. Comme ils sont en excès, l'aimantation résultante est elle aussi alignée avec le champ $\vec{B_0}$ dans le sens parallèle.*

En clinique, on utilise des champs magnétiques statiques de 1.5 et 3 T, et en recherche certains sont déjà à 7 T. La table 1.2 donne la fréquence de Larmor pour différentes valeurs de champ et différents noyaux.

B_0 (T)	ω_0 ^1H (MHz)	ω_0 ^{31}P (MHz)
1.5	63.87	16.89
3	127.74	33.78
7	298.06	78.82

TABLE 1.2: *Fréquence de Larmor ω_0 pour différentes valeurs de champ magnétique statique B_0 pour les noyaux ^1H et ^{31}P.*

1.1.3.1 Aimantation résultante

Lors d'une expérience de RMN ou d'IRM, l'ensemble des spins d'un volume est soumis à un champ magnétique externe $\vec{B_0}$ puissant. Tous les spins sont alors alignés suivant la direction de $\vec{B_0}$, par convention la direction z. Ainsi, l'aimantation résultante $\vec{M_0}$ est la somme de l'aimantation des N_s spins dans le volume considéré :

$$\vec{M_0} = \sum_{n=0}^{N_s-1} \vec{\mu_n}. \tag{1.5}$$

Puisque les spins dans l'orientation parallèle sont en excès, la magnétisation résultante est alignée parallèlement à $\vec{B_0}$, dans la même direction (Figure 1.1-b). Lorsque l'échantillon est

uniquement soumis au champ statique $\vec{B_0}$, l'aimantation est dite à l'état d'*équilibre thermodynamique*. Elle ne présente alors qu'une composante selon l'axe z d'amplitude M_0, appelée *magnétisation longitudinale* M_z, la composante dans le plan transversal M_{xy} étant nulle (Figure 1.2-a).

1.1.3.2 Excitation

La direction de l'aimantion résultante $\vec{M}$ peut être modifiée en exposant l'échantillon à une énergie égale à la différence d'énergie entre les deux états des spins d'intérêt. On peut ainsi perturber l'état d'équilibre décrit précédemment en appliquant un champ radio-fréquence (RF) tournant $\vec{B_1}$ perpendiculairement à $\vec{B_0}$. $\vec{B_1}$ tournant à la fréquence de Larmor est vu par le système de spins comme un champ magnétique externe. Les spins s'alignent alors également avec $\vec{B_1}$ et entrent en rotation autour de $\vec{B_0}$. L'aimantation $\vec{M_0}$ s'éloigne alors de son alignement avec le champ statique et se met en rotation autour de ce dernier, à la fréquence de Larmor suivant un angle α appelé *angle de bascule* (figure 1.2 b).

La composante longitudinale de l'aimantation diminue alors, tandis que la composante transversale M_{xy} apparaît et suit un mouvement de rotation à la fréquence de Larmor. Cette oscillation dans le plan $x-y$ génère alors son propre champ magnétique qui, quoique faible, peut être mesuré.

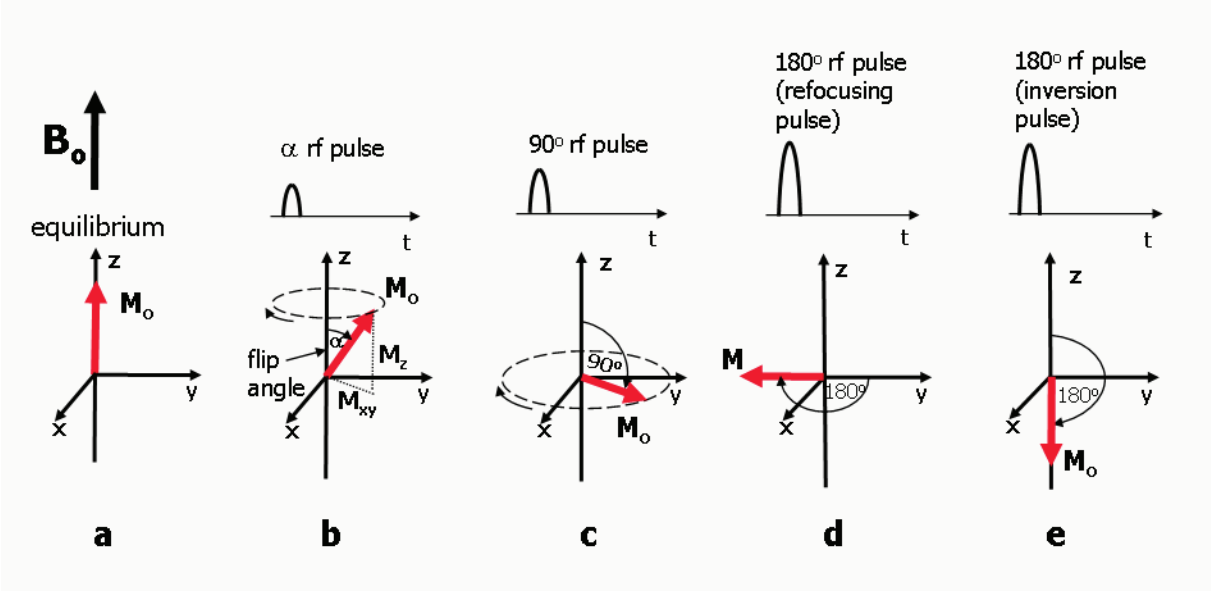


FIGURE 1.2: *Aimantation résultante, impulsion RF et angle de bascule.* ***(a)*** *A l'équilibre, l'aimantation résultante $\vec{M_0}$ est alignée avec $\vec{B_0}$, selon l'axe z.* ***(b)*** *Quand une impulsion RF est appliquée, $\vec{M_0}$ bascule dans le plan transversal en faisant un angle α avec l'axe z, l'angle de bascule, et entre en rotation atuour de B_0. L'aimantation résultante possède maintenant une composante transversale M_{xy} qui génère le signal mesuré par l'imageur.* ***(c)*** *L'amplitude du signal mesurable est maximum quand $\vec{M_0}$ est dans le plan xy, après l'application d'une impulsion RF à 90° ou impulsion de saturation.* ***(d)*** *L'impulsion de refocalisation est une impulsion RF à 180° appliquée alors que la composante transversale de l'aimantation est en rotation dans le plan xy. Elle permet alors de basculer complètement l'aimantation.* ***(e)*** *L'impulsion d'inversion est une impulsion RF à 180° qui est appliquée alors que l'aimantation est à l'équilibre. Elle permet d'inverser l'aimantation. Elle sert souvent à préparer l'aimantation, par exemple pour les images cardiaques de type "sang noir". Extrait de (Ridgway, 2010).*

1.1.3.3 Relaxation

Si suffisamment d'énergie est apportée au système, $\vec{M_0}$ peut être basculée dans le plan $x-y$ créant ainsi une composante transversale M_{xy} non nulle tandis que la composante longitudinale M_z est annulée (figure 1.2 c). Lorsque l'application du champ B_1 cesse, l'échantillon re-

tourne à son état d'équilibre en restituant l'énergie emmagasinée au réseau. C'est la *relaxation spin-réseau* (figure 1.3), qui est caractérisée par la constante de temps T_1, aussi appelée *temps de relaxation longitudinale*. Ce retour à l'équilibre se fait suivant l'équation suivante :

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{\left(-\frac{t}{T_1}\right)}\right) \tag{1.6}$$

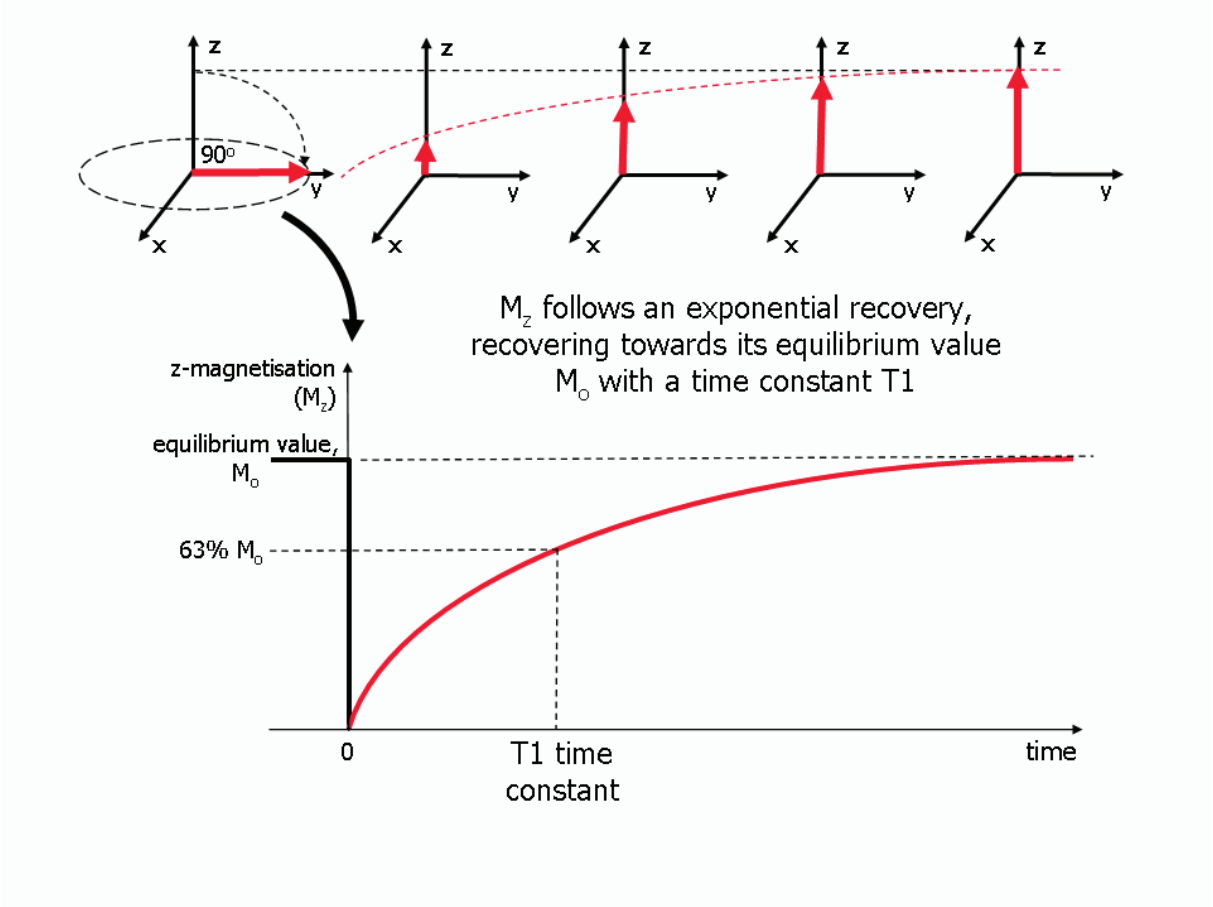


FIGURE 1.3: *Relaxation longitudinale T_1. Après l'application d'une impulsion RF d'excitation à 90°, la composante M_z de l'aimantation est nulle. Si aucune autre impulsion RF n'est appliquée, M_z retourne à sa position d'équilibre suivant un processus exponentiel de constante de temps T_1. T_1 correspond au délai après lequel l'aimantation longitudinale a retrouvé 63% de sa valeur d'équilibre. Extrait de (Ridgway, 2010).*

Après l'application de l'impulsion RF, l'aimantation résultante est dans le plan $x - y$, en rotation autour de l'axe z à la fréquence de Larmor. Au cours du temps, les différents spins commencent à se déphaser les uns par rapport aux autres (figure 1.5). Cette perte de cohérence entraîne alors une diminution de la composante M_{xy} et le signal mesuré au cours du temps est une sinusoïde d'intensité décroissante, aussi appelé *signal de précession libre* ou *FID* (*Free Induction Decay*) (figure 1.4). Cette perte de cohérence a deux causes.

D'une part, les spins voisins interagissent entre eux. En effet, même si le champ $\vec{B_0}$ est constant, chaque spin peut localement modifier le champ magnétique et donc l'environnement magnétique des spins voisins. Les interactions spin-spin créent ainsi des hétérogénéités de champ, et donc de fréquence de précession. Ces effets sont aléatoires dans le temps et l'espace. Les spins n'ayant pas exactement la même fréquence, ils se déphasent rapidement. Cette disparition de l'aimantation transversale, ou *relaxation transversale*, suit une courbe exponentielle décroissante caractérisée par le temps T_2 :

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{\left(-\frac{t}{T_2}\right)} \tag{1.7}$$

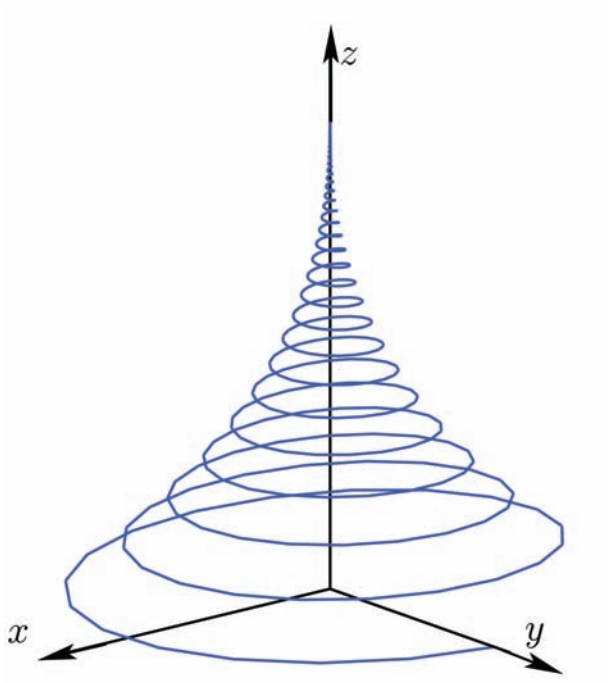


FIGURE 1.4: *Signal de précession libre. Ce signal résulte de la survenue simultannée de la repousse de l'aimantation longitudinale (relaxation T_1) et de la destruction de l'aimantation transversale (relaxation T_2)*

D'autre part, des variations locales du champ statique, constantes au cours du temps, modifient les fréquences de Larmor en chaque point. Les spins situés à différentes positions précessent donc à des fréquences de Larmor différentes, ce qui accélère encore le déphasage entre eux. La combinaison de la relaxation T_2 et des effets des inhomogénéités de $\vec{B_0}$ est appelée *relaxation transversale apparente* car c'est elle qui détermine la décroissance effectivement observée lors d'une précession libre. Cette décroissance est également exponentielle, avec un temps caractéristique $T_2^\star$. Ce temps de relaxation transversale apparent est lié à T_2 par :

$$\frac{1}{T_2^\star} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \tag{1.8}$$

Le terme T_2' est inversement proportionnel aux inhomogénéités de champ $\vec{B_0}$ dans chaque voxel, ces inhomogénéités pouvant aussi être générées par des variations de susceptibilité magnétique à travers l'échantillon.

Dans les tissus biologiques, le temps de relaxation T_1 est plus long que T_2, T_1 variant de $300ms$ à $2000ms$ et T_2 de $30ms$ à $200ms$. Le tableau 1.3 regroupe quelques valeurs de T_1 et de T_2 utiles en imagerie cardiaque.

B_0	$1.5T$		$3T$	
	T_1	T_2	T_1	T_2
Myocarde	867	57	1115	41
Sang oxygéné	1200	200	1512	141

TABLE 1.3: *Valeurs de T_1 et T_2 utiles en imagerie cardiaque (Schar et al., 2004).*

1.1.4 Formation de l'image

1.1.4.1 L'imageur

Un système d'IRM est composé de trois éléments fondamentaux : un aimant permanent, un système de gradient de champ magnétique et un système d'émission de RF (figure 1.6-a)).

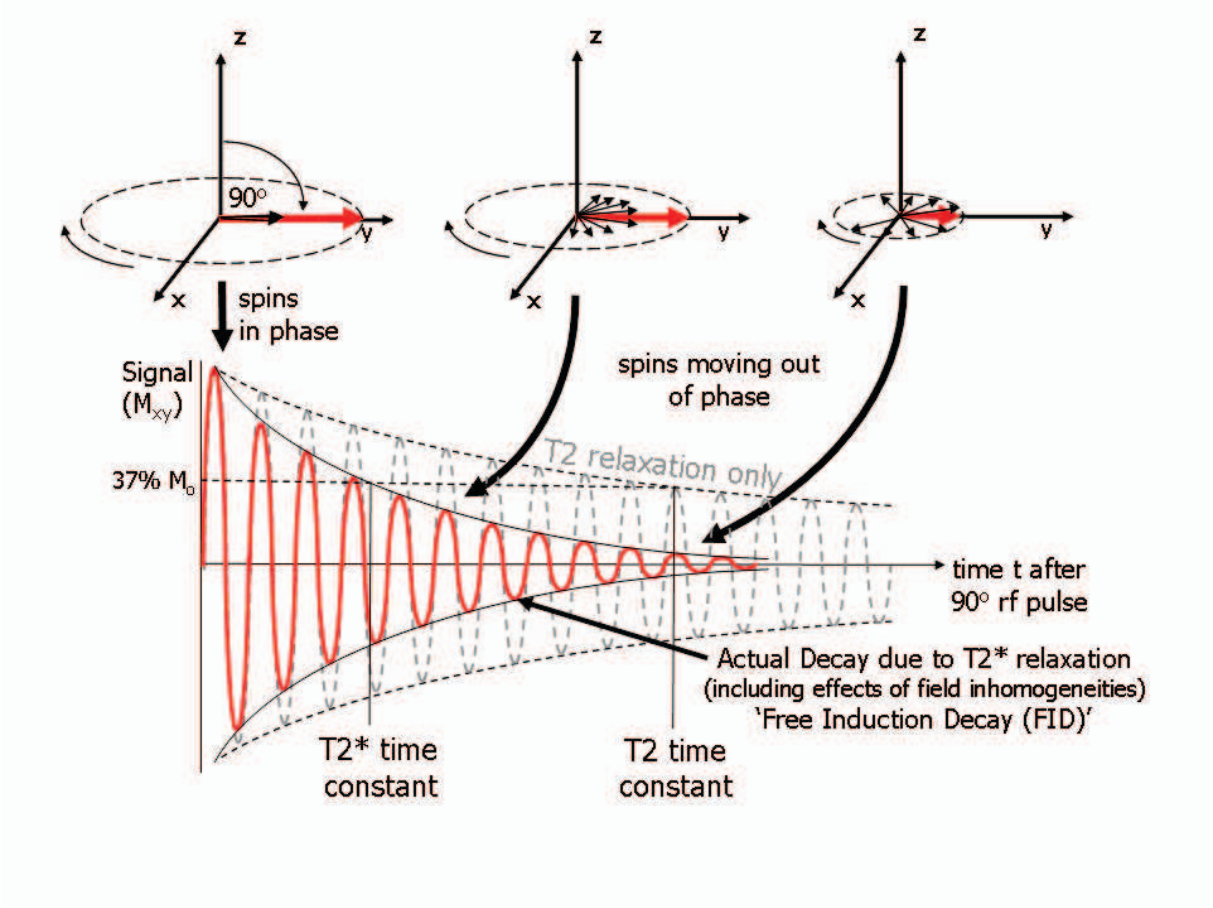


FIGURE 1.5: *Relaxations transversales T_2 et $T_2^\star$. Après l'application d'une impulsion RF d'excitation à 90°, l'aimantation résultante est dans le plan $x-y$, en rotation autour de l'axe z à la fréquence de Larmor. Initialement, l'aimantation transversale M_{xy} (représentée par la flèche rouge) est à son maximum d'amplitude puisque les spins sont tous en phase. Cette amplitude (et par conséquent le signal détecté) commence à diminuer au fur et à mesure que les spins (représentés par les petites flèches noires) se déphasent les uns par rapport aux autres. Ce phénomène de destruction de cohérence de phase est appelée relaxation transversale. La relaxation T_2 est le résultat de l'interaction spin-spin, chaque spin perturbant localement le champ statique de ses voisins. La relaxation transversale apparente $T_2^\star$ est la combinaison de l'effet T_2 et des déphasages supplémentaires causés par les inhomogénéités de champ statique. Elle entraîne donc une décroissance plus rapide du signal mesuré. La destruction de l'aimantation transversale, aussi bien la relaxation T_2 que $T_2^\star$, se fait suivant un processus exponentiel de constante de temps respective T_2 et $T_2^\star$. Ceci correspond au délai après lequel l'aimantation transversale a diminué à 37% de sa valeur initiale, immédiatement après l'excitation à 90°. Extrait de (Ridgway, 2010).*

Chacun de ces composants produit un type de champ magnétique différent qui, lorsqu'ils sont appliqués conjointement à un objet, permettent de générer les signaux RMN encodés spatialement qui sont nécessaires à la formation d'une image.

Aimant permanent L'aimant principal génère le fort champ statique $\vec{B_0}$ nécessaire à l'alignement des spins de l'objet. Le système de coordonnées de l'imageur est défini par l'orientation de ce champ (figure 1.6-b)).

Le système de gradient Un gradient de champ magnétique est généré par les trois bobines de gradient placées à l'intérieur de l'aimant. Chacune de ces bobines crée idéalement un champ magnétique dans la direction de $\vec{B_0}$, mais dont l'amplitude varie suivant la direction x, y ou z. Ces variations de champ magnétique sont nécessaires à la localisation du signal.

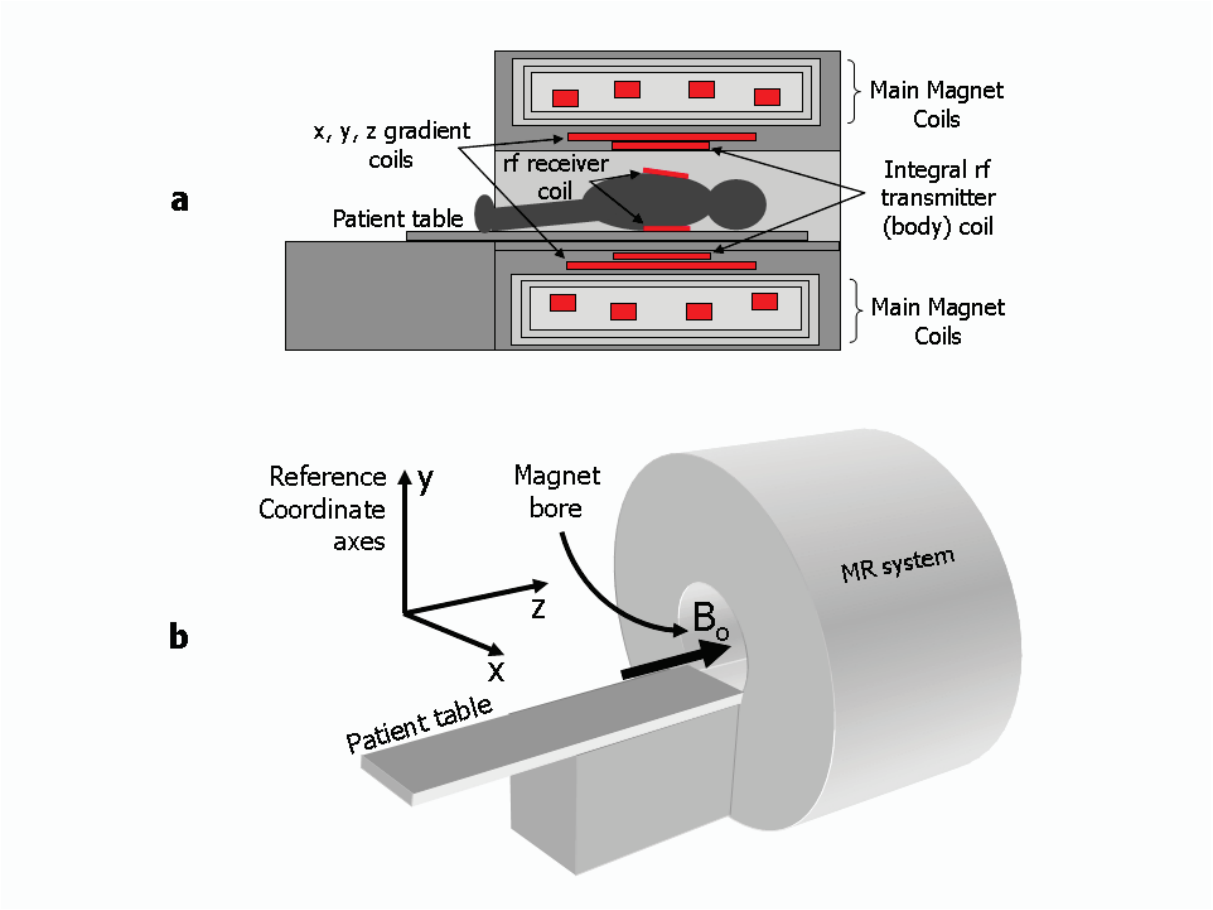


FIGURE 1.6: *Les composants du système d'IRM.* ***(a)*** *Représentation schématique des positions relatives de l'aimant principal, des bobines de gradients en x, y et z, de l'antenne d'émission RF volumique et de l'antenne multi-éléments de réception (cardiaque).* ***(b)*** *Orientation du champ statique $\vec{B}_0$ à l'intérieur de l'aimant suivant l'axe horizontal z et système de coordonnées usuel relatif à $\vec{B}_0$. Extrait de (Ridgway, 2010).*

Le système RF Un champ magnétique RF est généré par la bobine d'émission RF, située à l'intérieur des bobines de gradient afin d'être la plus proche possible du sujet. Son amplitude est beaucoup plus faible mais oscille à la fréquence caractéristique des spins imagés et de l'amplitude du champ permanent. La réception du signal RMN peut être réalisée par une antenne de réception volumique, également située dans le tube de l'aimant. Cependant, dans de nombreuses applications, des antennes de surface dédiées sont préférées (sur la figure 1.6-a), l'antenne cardiaque est représentée).

1.1.4.2 Création d'échos

Plutôt que le signal de précession libre, ce sont généralement des échos qui sont générés et mesurés lors de l'IRM. Dans la majorité des applications, il s'agit d'échos de spin ou d'échos de gradient.

Echo de gradient Les échos de gradient sont générés en appliquant des gradients de champ magnétique après avoir excité les spins (en appliquant une impulsion RF à 90°) (figure 1.7). Ces gradients sont utilisés pour produire un changement dans le champ magnétique et donc dans la fréquence de Larmor suivant une direction particulière. Ainsi, les spins précessent à différentes fréquences et se déphasent rapidement suivant cette direction. Ce déphasage annule alors très rapidement l'amplitude du signal de précession libre. Cependant, le déphasage créé par l'application d'un gradient de champ magnétique peut être inversé en appliquant un

second gradient suivant la même orientation et avec la même amplitude, mais dans la direction opposée. Lorsque la durée d'application de ce deuxième gradient est la même que celle du premier gradient, le déphasage dû au premier gradient est annulé et le signal de précession libre réapparaît. Il atteint un maximum d'amplitude lorsque les spins déphasés par le premier gradient se retrouvent à nouveau en phase. Le signal ainsi rephasé par l'inversion de la direction d'application du gradient de champ magnétique est appelé *écho de gradient*. Puis, si le second gradient est toujours actif, les spins se déphasent à nouveau et le signal de FID disparaît. Le temps entre l'application de l'impulsion RF et le maximum d'amplitude de l'écho de gradient est appelé le *temps d'écho* ou T_E.

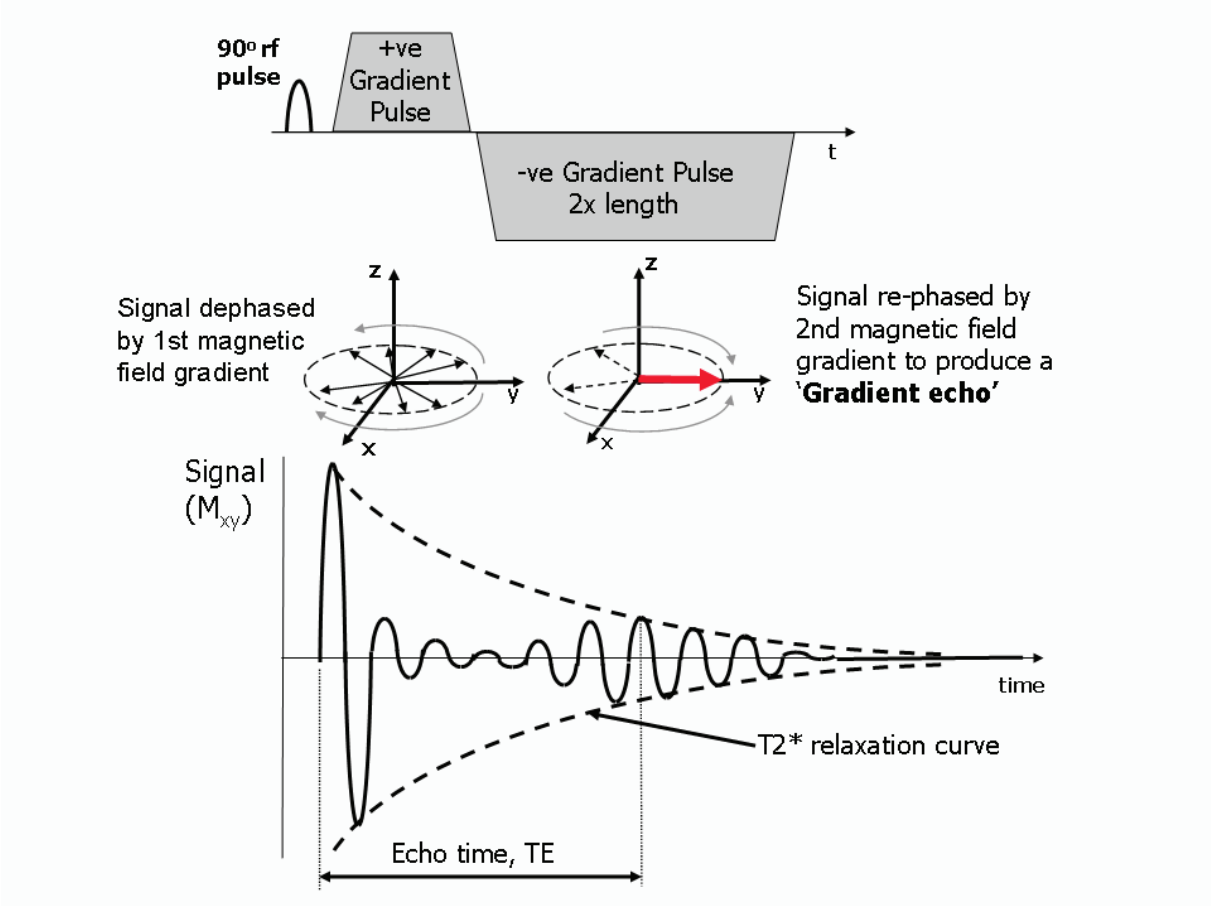


FIGURE 1.7: *Formation d'un écho de gradient. Ce schéma illustre le processus de formation d'un écho de gradient par l'inversion d'un gradient de champ magnétique. L'application du premier gradient (positif) entraîne un déphasage rapide de l'aimantation transversale M_{xy} et donc l'annulation du signal de précession libre. L'application du second gradient, négatif cette fois-ci, inverse le déphasage causé par le premier gradient, ce qui permet de restaurer le signal de précession libre. Un écho se forme alors au temps d'écho T_E. Si on continue d'appliquer le gradient négatif, le signal de précession diminue à nouveau pour s'annuler après un temps d'application du second gradient double du premier. Le maximum d'amplitude de l'écho dépend à la fois de la relaxation $T_2^\star$ et du T_E choisi. Extrait de (Ridgway, 2010).*

Echo de spin Les échos de spin sont générés en appliquant une impulsion RF de refocalisation (180°) (figure 1.1 c) après l'excitation des spins (impulsion RF à 90°) (figure 1.8). Ceci permet d'inverser le déphasage causé par les inhomogénéités de champ statique (effet $T_2^\star$). Ce déphasage supplémentaire est lié à la valeur locale du champ magnétique. Ainsi, les spins situés dans les zones où le champ est localement augmenté vont voir leur phase augmenter alors que ceux situés aux places où le champ est diminué voient leur phase diminuer. L'application d'une impulsion de refocalisation entraîne une rotation de 180° des spins, ce qui inverse le signe du changement relatif de phase : là où le déphasage était auparavant positif à cause d'un

champ localement augmenté, l'impulsion à 180° le transforme en déphasage négatif et inversement. Les variations de champ locales n'ayant pas été affectées, les spins ont toujours la même fréquence de Larmor et leur phase continue à évoluer dans le même sens : la phase des spins dans les zones de champ augmenté s'accroît et celle des spins dans les zones de champ diminué décroît. Les spins retrouvent alors progressivement leur cohérence en phase ce qui augmente le signal de FID, le maximum étant atteint à T_E. C'est l'*écho de spin*. Après T_E, les spins se déphasent à nouveau à cause de l'effet $T_2^\star$ et le signal diminue à nouveau. Afin de complètement inverser les déphasages dus aux inhomogénéités de champ, l'impulsion de refocalisation doit être appliquée à $T_E/2$ après l'impulsion d'excitation.

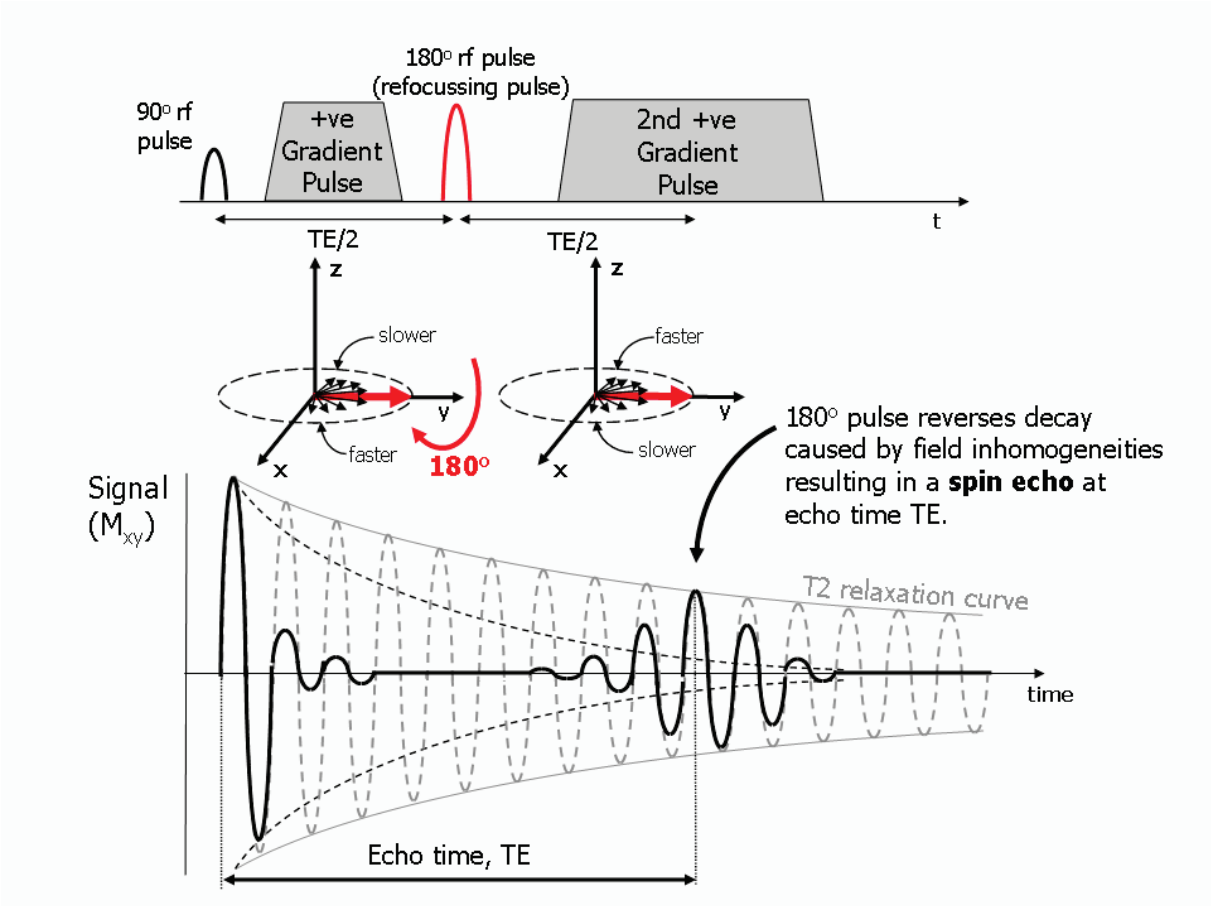


FIGURE 1.8: *Formation d'un écho de spin. La présence d'inhomogénéités de champ statique entraîne un déphasage supplémentaire des spins. La fréquence de Larmor est alors plus faible là où le champ est diminué et plus importante là où il est augmenté, causant respectivement une diminution ou une augmentation de la phase des spins. Après un délai de $T_E/2$, une impulsion RF de refocalisation (180°) est appliquée, inversant instantanément le signe des déphasages des spins en faisant pivoter les spins (autour de l'axe y dans cet exemple). Comme les inhomogénéités de fréquences de Larmor n'ont pas été modifiées, les spins retrouvent peu à peu leur cohérence en phase et un écho se forme après le même délai $T_E/2$. Notons que des gradients sont également appliqués au cours de cette séquence afin de permettre la localisation du signal et donc la formation de l'image. Extrait de Ridgway (2010).*

1.1.4.3 Localisation et encodage spatial

Le signal des échos produits doit être localisé et encodé spatialement afin d'obtenir une image. Ceci est réalisé en appliquant des gradients de champ magnétique, ce qui rend l'amplitude du champ magnétique, et donc la fréquence de Larmor, dépendant de la position suivant la direction d'application du gradient. Une image de coupe (2D) est alors générée grâce à une combinaison d'impulsions RF et de gradients de champ magnétique.

Etape 1 : Sélection de coupe Dans un premier temp, seuls les protons situés dans la coupe d'intérêt sont excités. Pour ce faire, un gradient de champ magnétique est appliqué en même temps que l'impulsion d'excitation (figure 1.9). La fréquence de l'impulsion RF est alors choisie pour correspondre à la fréquence de Larmor d'un point précis le long de la direction d'application du gradient. La résonance n'a donc lieu que pour les protons situés dans le plan perpendiculaire à la direction du gradient en ce point, ce qui définit la coupe de tissus qui sera imagée. C'est la *sélection de coupe* et le gradient utilisé est appelé *gradient de sélection de coupe* G_s. L'orientation de la coupe est alors déterminée par la direction de G_s et peut être quelconque. La bande passante de l'impulsion RF ainsi que la force du gradient appliqué définissent l'épaisseur de coupe.

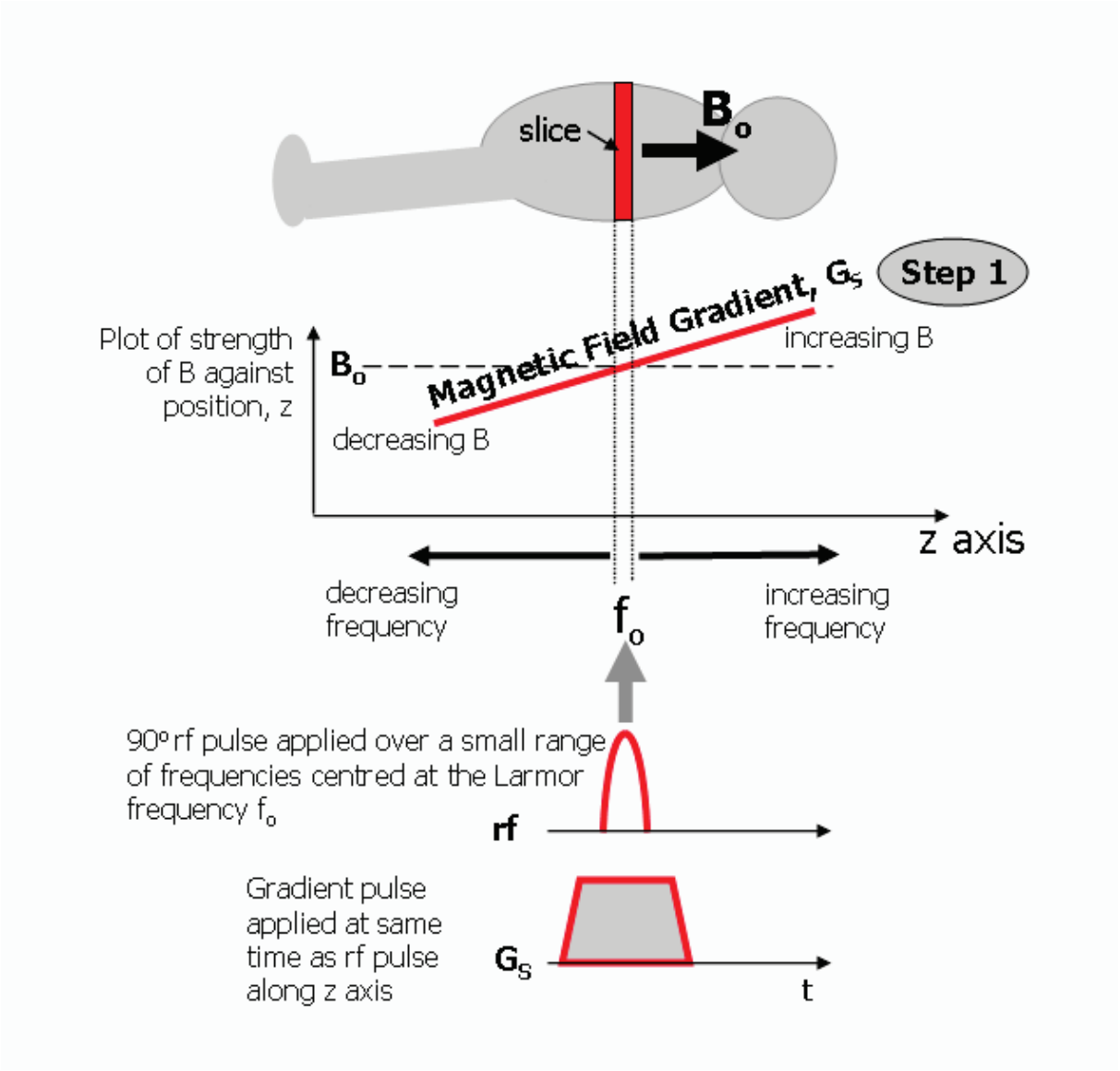


FIGURE 1.9: *Formation de l'image - étape 1 : Sélection de coupe. Au cours de cette première étape de formation de l'image, une coupe de tissus est sélectionnée en appliquant un gradient de champ magnétique G_s en même temps que l'impulsion d'excitation RF. La fréquence de Larmor des spins dépend alors de leur position le long de ce gradient (ici, dans la direction z) et la résonance n'a lieu que pour les positions où cette fréquence correspond à la fréquence de l'impulsion d'excitation f_0. On définit ainsi une coupe perpendiculaire à l'axe z. En pratique, l'impulsion RF présente une faible gamme de fréquences, ce qui définit l'épaisseur de coupe. Extrait de (Ridgway, 2010).*

Etape 2 : Encodage en phase Ensuite, un gradient d'encodage de phase G_p est appliqué (figure 1.10). Les spins tournent alors à différentes fréquences en fonction de leur position le long de la direction de ce gradient. Aux positions où le gradient est positif, la fréquence de précession est augmentée et inversement. Quand on arrête d'appliquer G_p, le déphasage des différents spins dépend de leur position. C'est l'*encodage en phase*.

Etape 3 : Encodage en fréquence Enfin, un gradient d'encodage en fréquence G_f est appliqué perpendiculairement à G_p (figure 1.10). Cette fois-ci, c'est la fréquence de précession des spins qui varie en fonction de leur position le long de la direction de G_f. Pendant l'application de ce gradient, le signal provenant de la coupe est mesuré.

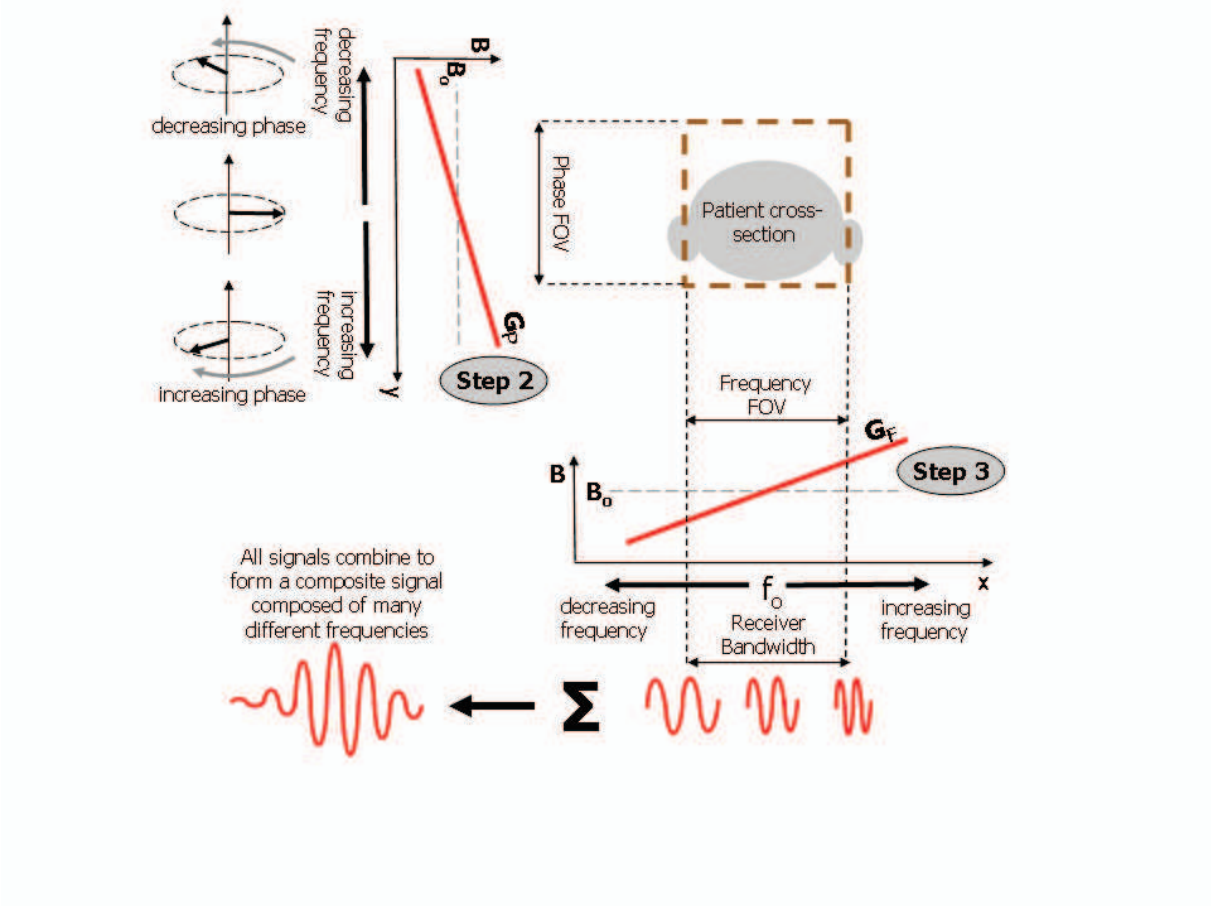


FIGURE 1.10: *Formation de l'image - étapes 2 et 3 : Encodage en phase et en fréquence. Lors de la deuxième étape, le gradient d'encodage en phase G_p est appliqué dans une des directions du plan de coupe choisi (ici, le gradient d'encodage en phase est selon la direction y). Cela entraîne des déphasages des spins en fonction de leur position le long de la direction de phase. Pendant la troisième étape, le gradient de fréquence G_f est appliqué perpendiculaire à G_p. La fréquence de Larmor est alors modifiée en fonction de la position des spins dans la direction de G_f (ici dans la direction x). Le signal RMN est finalement recueilli pendant cette étape. Extrait de (Ridgway, 2010).*

1.1.5 Espace k

L'espace décrit, après l'application de la sélection de coupe, par l'encodage de phase et de fréquence est appellé l'*espace k* (ou *espace de Fourier*). Après démodulation, dans le cas de l'IRM conventionelle (une seule antenne de réception), le signal temporel créé par l'aimantation

transversale dans l'antenne de réception s'écrit de la façon suivante :

$$S(t) = \int_{\Omega} M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r}) e^{(-\jmath\phi(\vec{r},t))} d\vec{r} \tag{1.9}$$

en négligeant la relaxation pendant la lecture du signal et avec $M_{\perp}(\vec{r})$ l'aimantation transversale en notation complexe (c'est-à-dire $M_{\perp} = M_x + \jmath M_y$) et en fonction de l'espace $\vec{r} = (x, y, z)^t$. $B_{\perp}(\vec{r})$ est la composante du champ reçue par l'antenne de réception qui se trouve dans le plan transversal, et la phase accumulée ϕ est :

$$\phi(\vec{r}, t) = \gamma \int_0^t \vec{r} \cdot \vec{G}(u) du. \tag{1.10}$$

De plus dans l'équation (1.9), Ω représente l'ensemble de l'échantillon qui a été excité. En posant :

$$\vec{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(u) du, \tag{1.11}$$

et en considérant que $M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r})$ est la densité de protons $\rho(\vec{r})$ pondérée suivant les paramètres de séquence choisis, on peut réécrire l'équation (1.9) sous la forme d'une transformée de Fourier :

$$S(t) = \int_{\Omega} \rho(\vec{r}) e^{\left(-2\pi\jmath \vec{k}(t)\cdot\vec{r}\right)} d\vec{r}. \tag{1.12}$$

Cette dernière équation fait apparaître le fait que l'espace k, décrit par $\vec{k}$, est le dual de l'espace image, décrit par $\vec{r}$, et ces deux espaces sont reliés par la transformation de Fourier 2D (figure 1.11). L'espace k peut être vu comme l'espace des fréquences spatiales, autrement dit, comme les changements de phase accumulés par les spins stationnaires dus à l'application des gradients. Dans l'espace k, les basses fréquences contiennent essentiellement le contraste de l'image et les hautes fréquences représentent plutôt les contours et détails fins de l'image.

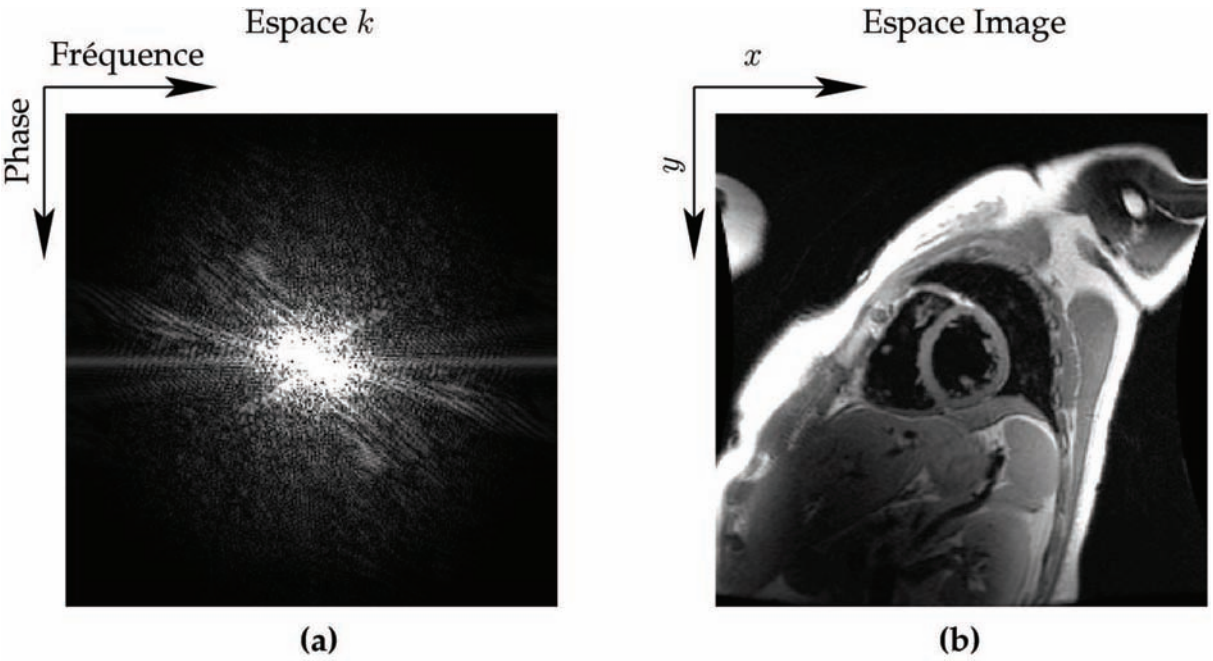


FIGURE *1.11*: *Exemple d'imagerie cardiaque par IRM réalisée avec un échantillonage cartésien.* ***(a)*** *Module de l'espace de Fourier et* ***(b)*** *module de l'image reconstruite par transformée de Fourier inverse.*

Par ailleurs, $\vec{k}(t)$ définit la trajectoire dans l'espace k en fonction du temps. L'équation (1.11) montre que la trajectoire dans l'espace k ainsi que la vitesse de déplacement sont contrôlées par les gradients $\vec{G}$ ainsi que par le rapport gyromagnétique γ. Ceci permet une grande flexibilité dans les méthodes d'échantillonnage de l'espace k. La figure 1.12 présente quelques trajectoires typiques. Pour les trajectoires cartésienne et radiale (figures 1.12 a et d), chaque "ligne" de données est généralement acquise après l'application d'une excitation en présence de gradients constants, ce qui rend l'acquisition longue. Un temps T_R (*Temps de Répétition*) doit en effet être laisé libre avant la prochaine excitation afin de laisser le système de spins revenir à son état d'équilibre ou à un état de pseudo-équilibre (séquences de type *Steady State*). Une séquence d'imagerie est donc constituée d'une succession d'impulsions RF, espacées de T_R ms, permettant chacune de générée un écho receuilli après T_E (figure 1.13). De nombreux développements ont permis d'accélérer les séquences IRM. Par exemple, les trajectoires non cartésiennes (figures 1.12 b et c) sont acquises avec des gradients variant dans le temps ce qui permet de parcourir l'espace k plus efficacement. Cependant, dans le cadre de l'IRM conventionnelle, quelque soit la trajectoire choisie, l'échantilonnage de l'espace k doit satisfaire le théorème de Shannon et le nombre de mesures nécessaires, et donc le temps d'acquisition, augmente avec la résolution de l'image.

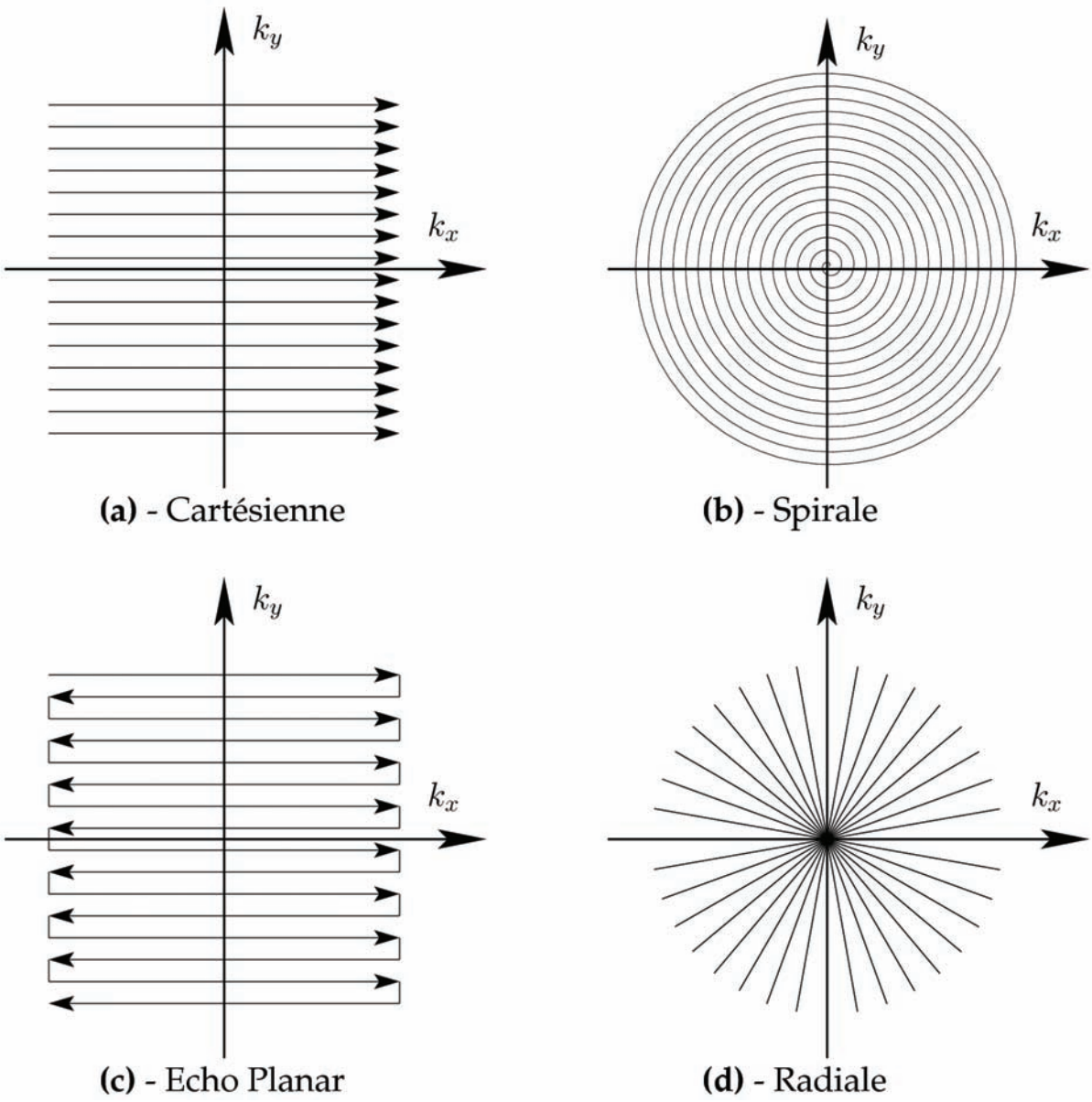


FIGURE 1.12: *Différentes trajectoires couramment utilisées pour parcourir l'espace k.*

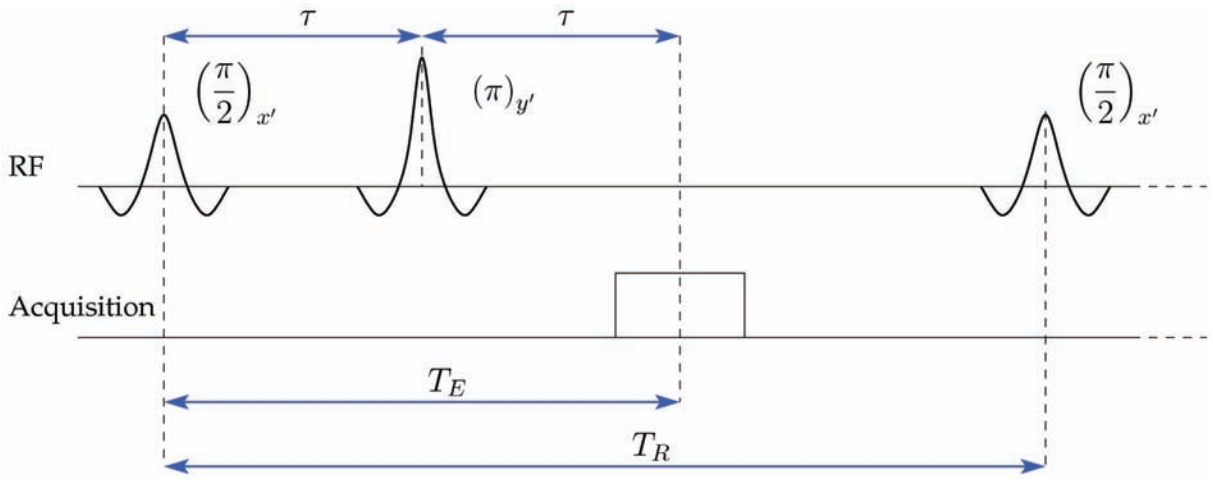


FIGURE *1.13*: *Exemple de séquence d'imagerie : la séquence d'écho de spin.*

1.2 Reconstruction d'image en IRM

La reconstruction d'image est le processus qui permet de transformer les données acquises dans l'espace de Fourier en une image interprétable par le radiologue. De cette étape dépendent donc la qualité de l'image et celle du diagnostic. Elle repose sur une modélisation précise du phénomène de mesure des données. Ainsi, les méthodes de reconstruction d'image en IRM vont principalement dépendre du schéma d'acquisition employé et surtout de la stratégie d'échantillonnage choisie. Dans la suite de cet exposé, nous nous limiterons à l'échantillonnage cartésien. En effet, si des méthodes de reconstruction alternatives dédiées ont été développées pour les autres stratégies de parcours de l'espace k, une méthode simple pour reconstruire ces données peut également consister à interpoler les données sur une grille cartésienne afin de se ramener au cas exposé ici (Bydder *et al.*, 2007).

1.2.1 Problème inverse

Un grand nombre d'applications du traitement d'image se formule comme des problèmes inverses. En effet, les quantités qui nous intéressent ne peuvent en général être observées directement. Le lien entre observations et quantités recherchées est direct s'il s'agit de restauration d'images par exemple mais de très nombreuses applications se sont développées ces dernières années où des systèmes plus ou moins complexes permettent l'accès à des données inobservables. L'imagerie médicale, bien sûr, mais aussi le contrôle non destructif, la sismologie, l'astrophysique, l'imagerie satellitaire sont générateurs de tels problèmes. Les variables recherchées, que l'on note $\mathcal{I}$, sont alors calculées à partir d'observations S. La modélisation mathématique du phénomène physique fournit une ou plusieurs équations reliant les observations à la variable cherchée du type :

$$S = \mathcal{T}\{\mathcal{I}\} \tag{1.13}$$

Cette équation peut être linéaire ou non, explicite ou implicite. Il s'agit donc d'inverser $\mathcal{T}$. Cette équation est la contrainte de fidélité aux données et toute image qui la satisfait est une *reconstruction admissible*. En théorie, si $\mathcal{T}$ est inversible, une solution admissible peut être obtenue en utilisant la transformée inverse :

$$\mathcal{I} = \mathcal{T}^{-1}\{S\} \tag{1.14}$$

Cependant, en pratique, $\mathcal{T}^{-1}\{S\}$ ne peut être calculée car les données ne sont que partiellement échantillonnées. Au lieu d'implémenter la transformée inverse, la reconstruction d'image consiste alors à trouver une solution qui satisfasse la condition de fidélité aux données, soit en approchant la transformée inverse, soit par d'autres méthodes.

Avant de montrer que la reconstruction d'image IRM est un problème mal posé, rappelons ce qu'est un problème bien posé. Un problème inverse est bien posé s'il satisfait aux trois conditions suivantes :

– *existence* d'une solution,
– *unicité* de la solution,
– *stabilité* de la solution par rapport aux données.

Dans le cas de l'IRM, la condition d'existence est toujours vérifiée puisque les observations sont obtenues à partir d'un objet physique. L'unicité de la solution dépend de l'échantillonnage des mesures. Ainsi, si un échantillonnage fini est employé, comme c'est le cas en pratique, il existe un grand nombre de solutions pour un jeu de mesures donné. Cependant, on peut se ramener à une pseudo unicité en rajoutant des informations sur le modèle pour réduire l'ensemble des solutions ou en introduisant des contraintes sur la solution. La stabilité est une condition liée à la physique de l'acquisition : elle signifie qu'une petite perturbation ΔS sur les données observées n'entraîne qu'une petite erreur ΔI sur la solution.

$$S + \Delta S = \mathcal{T}\{\mathcal{I} + \Delta\mathcal{I}\} \tag{1.15}$$

Or dans les cas de l'IRM, comme dans de nombreuses autres applications de traitement d'image, cette dernière condition n'est pas satisfaite. En effet, si on considère le cas simple où $\mathcal{T}$ est la transformée de Fourier (comme décrit dans l'équation 1.12), on peut alors ajouter n'importe quelle composante en fréquence sans perturber significativement les données mesurées. Par exemple :

$$\Delta\mathcal{I} = Asin(2\pi k_0 x) \tag{1.16}$$

alors :

$$\Delta S = A\int_{L_x/2}^{-L_x/2} sin(2\pi k_0 x)e^{(-2\pi\jmath kx)}dx \tag{1.17}$$

où L_x est la taille de l'objet. D'après le théorème de Riemann-Lebesgue, on obtient :

$$lim_{k_0\to\infty}\Delta S = 0 \tag{1.18}$$

ΔS peut donc être négligeable tandis que $\Delta\mathcal{I}$ a une amplitude quelconque. Un tel opérateur qui ne satisfait pas la condition de stabilité est qualifié de *mal conditionné*. On peut d'ailleurs démontrer que tous les opérateurs intégraux, et donc la majorité des opérateurs d'imagerie, sont mal conditionnés. Ainsi le problème de reconstruction d'image en IRM est un problème mal posé. Par conséquent, il est théoriquement impossible d'obtenir l'image solution exacte.

1.2.2 Reconstruction à partir de l'espace de Fourier

Comme vu précédemment, l'acquisition en IRM est en fait réalisée dans l'espace de Fourier. La reconstruction d'image peut alors être reformulée de la façon suivante :

Trouver $I(\vec{r})$, connaissant :

$$S(\vec{k_n}) = \int_\Omega I(\vec{r})e^{\left(-2\pi\jmath\vec{k_n}\cdot\vec{r}\right)}d\vec{r}, \vec{k_n} \in \mathcal{D}. \tag{1.19}$$

où $\mathcal{D}$ est l'ensemble des points de l'espace k auxquels les données ont été mesurées. Notons que dans le cas réel, les mesures y_n sont entachées de bruit :

$$y_n = S(\vec{k_n}) + \epsilon. \tag{1.20}$$

Dans le cas d'une acquisition avec une seule antenne de réception, ce bruit est gaussien (Macovski, 1996). Différentes approches peuvent être adoptées pour résoudre ce problème.

1.2.2.1 Formulations du problème

Formulation continue-continue Supposons qu'un *continuum* de mesures $S(\vec{k})$ soit disponible. La solution du problème inverse est alors obtenue en utilisant la transformée de Fourier inverse de l'espace k :

$$\mathcal{I} = \int_{\Omega} S(\vec{k}) e^{(2\pi j \vec{k}\cdot\vec{r})} d\vec{k}. \tag{1.21}$$

D'où, en discrétisant la solution ainsi obtenue :

$$\begin{aligned} \hat{I}(\vec{r}) &= \sum_{i=1}^{M} S(\vec{k_i}) e^{(2\pi j \vec{k_i}\cdot\vec{r})} w_i \\ &\approx \sum_{i=1}^{M} y_i e^{(2\pi j \vec{k_i}\cdot\vec{r})} w_i \end{aligned} \tag{1.22}$$

où w_i sont des facteurs de compensation d'échantillonnage. Dans le cas d'un échantillonnage cartésien régulier, $w_i = 1/N$ et la reconstruction d'image revient à appliquer la transformée de Fourier inverse discrète.

Formulation continue-discrète Dans ce cas, un modèle linéaire est utilisé pour lier l'objet imagé (continu) aux données mesurées (discrètes). Ce modèle inclut donc l'échantillonnage des données :

$$\vec{y} = \mathcal{A}I + \epsilon. \tag{1.23}$$

La reconstruction d'image revient alors à trouver une solution à ce problème sous certaines contraintes. Par exemple, la solution de norme minimale :

$$min_{\hat{I}} \left\| \hat{I} \right\|_2 \text{ telle que } y = \mathcal{A}\hat{I}. \tag{1.24}$$

Ce problème se résout en utilisant la pseudo inverse de $\mathcal{A}$:

$$\hat{I} = \mathcal{A}^*(\mathcal{A}\mathcal{A}^*)^{-1} y. \tag{1.25}$$

En considérant le modèle d'acquisition de Fourier précédent :

$$\hat{I} = \sum_{i=1}^{M} c_i e^{-2\pi j \vec{k_i}\cdot\vec{r}}, \text{ avec } \mathcal{A}\mathcal{A}^* c = y. \tag{1.26}$$

Formulation discrète-discrète On peut également introduire un modèle paramétrique pour décrire l'objet :

$$I(\vec{r}) = \sum_{j=1}^{N} f_j p_j(\vec{r}) \tag{1.27}$$

Reconstruire l'image revient donc à trouver le vecteur de paramètres $f = (f_1, \ldots, f_N)$ étant données les mesures y. Une solution couramment utilisée pour la paramétrisation est de choisir des fonctions de pondération p_j centrées sur les positions $\vec{r_j}$ des pixels de l'image :

$$I(\vec{r}) = \sum_{j=1}^{N} f_j p(\vec{r} - \vec{r_j}) \tag{1.28}$$

avec p une fonction rectangulaire à deux dimensions par exemple.

En utilisant le modèle d'acquisition du signal précédent (Eq. 1.19) :

$$\begin{aligned} y_n &= \int \left[\sum_{i=1}^{N} f_i p(\vec{r} - \vec{r_i}) \right] e^{(-2\pi j \vec{k_n}\cdot\vec{r})} d\vec{r} + \epsilon \\ &= \sum_{i=1}^{N} f_i \left[\int p(\vec{r} - \vec{r_i}) e^{(-2\pi j \vec{k_n}\cdot\vec{r})} d\vec{r} \right] + \epsilon \\ &= \sum_{i=1}^{N} a_{ni} f_i + \epsilon, \text{ avec } a_{ni} = P(\vec{k_n}) e^{(-2\pi j \vec{k_n}\cdot\vec{r_i})} \end{aligned} \tag{1.29}$$

où P est la transformée de Fourier de p.

La modélisation discrète-discrète du système d'acquisition s'écrit alors :

$$y = Af + \epsilon, \text{ où : } A = \{a_{ni}\}\,. \tag{1.30}$$

1.2.2.2 Reconstructions itératives

La formulation matricielle du problème 1.30 permet de mettre en œuvre des techniques d'optimisation algébrique standard. Puisque le bruit de mesure par IRM est gaussien, une approche naturelle est de minimiser une fonction coût au sens des moindres carrés. Reconstruire l'image revient alors à minimiser une fonctionnelle simple :

$$\hat{I} = argmin_f \Psi(f) \text{ avec } \Psi(f) = \|y - Af\|^2\,. \tag{1.31}$$

Pour une acquisition utilisant une antenne de réception unique, la norme euclidienne est utilisée.

Si ce problème possède une solution numérique exacte, une résolution itérative est parfois préférée, telle que la méthode du gradient conjugué (Sutton *et al.*, 2003). Il est intéressant de noter que le terme de fidélité aux données $\|y - Af\|^2$ correspond à la log-vraisemblance négative en considérant une distribution gaussienne du bruit dans les données. Des techniques de résolution statistiques peuvent par conséquent également être utilisées, comme l'estimateur du maximum de vraisemblance (Miller *et al.*, 1995). Les techniques itératives permettent également de considérer des modèles plus complexes de l'acquisition IRM, par exemple en incluant des effets "non Fourier" tels que les inhomogénéités de champ, et d'introduire facilement des *a priori* sur l'image (support, régularité, contraintes sur la phase...). Le système à résoudre peut alors devenir non linéaire et des méthodes de résolution plus sophistiquées doivent être utilisées. Par ailleurs, les méthodes itératives présentent généralement des comportements plus favorables vis-à-vis du bruit présent dans les données, notamment en prenant en compte la statistique du bruit. Des techniques de régularisation peuvent également être mises en œuvre pour "orienter" la reconstruction vers une solution répondant à certains critères souhaitables et ainsi résoudre un système mal conditionné.

Régularisation Si l'espace k est échantillonné suivant une grille régulière (échantillonnage cartésien) avec un taux d'échantillonnage approprié (par rapport au champ de vue utilisé), si on ignore les inhomogénéités de champ et les phénomènes de relaxation $T_2^\star$ pendant la mesure, si on considère une antenne de réception unique de sensibilité uniforme, alors la matrice A est orthogonale. Dans ce cas simple, $A^{-1} = 1/N \times A^*$ et la solution de 1.31 est :

$$\hat{I} = \frac{1}{N} \times A^* \cdot y \tag{1.32}$$

qui peut être calculée en utilisant un transformée de Fourier inverse. Cependant, si une des hypothèses précédentes n'est pas vérifiée, le système est alors mal conditionné et la résolution au sens des moindres carrés risque d'amplifier le bruit présent dans les données lors de la reconstruction. Pour éviter cette amplification, on a recours à la régularisation :

$$\hat{I} = argmin_f \Psi(f) \text{ avec } \Psi(f) = \|y - Af\|^2 + \beta R(f). \tag{1.33}$$

où $R(f)$ est le terme de régularisation qui permet de contrôler le bruit en pénalisant les transitions brutales. Le paramètre de régularisation β permet de gérer le compromis entre le terme de fidélité aux données et la régularisation. Notons que cette résolution est équivalente à une résolution bayésienne du type Maximum *A Posteriori* où l'*a priori* est $e^{-R(f)}$. Le choix de la fonction de régularisation est bien sûr critique pour la reconstruction.

Le choix le plus courant est la régularisation de Tikhonov : $R(f) = \|f\|^2$ ou $R(f) = \left\|f - \bar{f}\right\|^2$ où $\bar{f}$ est un *a priori* sur l'image ou une image référence. L'inconvénient de cette régularisation

est que la reconstruction est fortement biaisée vers $\bar{f}$, et dans le cas où l'*a priori* est nul, le contraste peut être réduit.

La régularisation quadratique s'écrit dans le cas 1D :

$$R(f) = \sum_{2}^{N} |f_j - f_{j-1}|^2 . \tag{1.34}$$

Cette régularisation produit des reconstructions lissées, où les pixels voisins ont des valeurs similaires. Ce choix présente l'avantage de conduire à une minimisation simple (Sutton *et al.*, 2003), mais a tendance à lisser excessivement les contours de l'image.

Plus récemment, des techniques utilisant la variation totale ont été utilisées pour la reconstruction d'image IRM (Block *et al.*, 2007). En 1D, ces méthodes remplacent les différences au carré sur les pixels voisins (1.34) par des différences absolues :

$$R(f) = \sum_{2}^{N} |f_j - f_{j-1}| . \tag{1.35}$$

Dans le cas 2D continu, cette fonctionnelle devient :

$$\int \|\nabla f\| \, d\vec{r} = \int\int \sqrt{\left|\frac{\partial}{\partial x} f(\vec{r})\right|^2 + \left|\frac{\partial}{\partial y} f(\vec{r})\right|^2} \, dxdy. \tag{1.36}$$

Cette régularisation présente l'avantage de produire des reconstructions "lisses par morceaux" au lieu de produire un lissage global, les contours étant par conséquent mieux préservés. Cependant, la minimisation de 1.33 devient alors plus délicate (puisque non différentiable autour de 0) et peut donner une impression de "blocs" dans l'image reconstruite.

D'autres types de régularisation non quadratiques ont été proposées dans la littérature, sous la forme :

$$R(f) = \sum_{2}^{N} \phi(f_j - f_{j-1}), \tag{1.37}$$

avec différents choix de fonction potentiel ϕ. Ces fonctions potentiel ont, dans la majorité des cas, un comportement intermédiaire entre le cas quadratique (1.34) et le cas des différences absolues (1.35). Ainsi, l'hyperbole :

$$\phi(t) = \sqrt{1 + \left|\frac{t}{\delta}\right|^2} - 1 \tag{1.38}$$

est approximativement quadratique autour de 0, ce qui réduit le bruit, et tend vers un comportement linéaire pour des grandes valeurs, ce qui préserve les contours. La fonction potentiel linéaire tronquée a également été utilisée pour la reconstruction en imagerie parallèle (Raj *et al.*, 2007).

Une autre stratégie de régularisation non quadratique est celle employée par la méthode *Compressed Sensing* (CS) (Donoho, 2006). Dans ce cas, l'*a priori* sur l'image s'exprime en terme de sparsité de l'objet. Si l'objet n'est pas sparse lui même, comme c'est le cas des images naturelles, il faut alors trouver une transformation Γ telle que Γf soit sparse. Le terme de régularisation s'écrit alors :

$$R(f) = \|\Gamma f\|_0 = \sum_{k=1}^{N} 1_{\{[\Gamma f]_k \neq 0\}}, \tag{1.39}$$

ou :

$$R(f) = \|\Gamma f\|_1 = \sum_{k=1}^{N} |[\Gamma f]_k| . \tag{1.40}$$

Cette méthode a suscité un très fort engouement dans le domaine du traitement du signal et de l'image car elle présente l'avantage de pouvoir résoudre des problèmes très sous-échantillonnés.

Elle a été assez tôt appliquée à la reconstruction d'images IRM (Lustig *et al.*, 2007) car elle permet de réduire drastiquement les temps d'acquisition, notamment pour l'angiographie par IRM (Lustig *et al.*, 2007), dont les images sont sparses, ou les applications d'imagerie dynamique (Jung *et al.*, 2007), dont les différences temporelles sont sparses.

Introduction d'un modèle de signal plus complexe Afin de mieux modéliser le processus d'acquisition et de prendre en compte les imperfections du système, nous allons introduire un modèle de signal plus complexe :

$$S(t) = \int_{\Omega} \sigma_{ant}(\vec{r}) I(\vec{r}) e^{-\jmath\omega(\vec{r})t} e^{-R_2^*(\vec{r})t} e^{\left(-2\jmath\pi\vec{k}(t)\cdot\vec{r}\right)} d\vec{r} \tag{1.41}$$

avec :

- $\sigma_{ant}(\vec{r})$ le profil de sensibilité de l'antenne,
- $\omega(\vec{r})$ les effets dus aux fréquences hors résonance (inhomogénéités de champ, susceptibilités magnétiques...),
- $R_2^\star(\vec{r})$ les effets dus à la relaxation $T_2^\star$.

D'autres effets peuvent également être modélisés, tels que les courants de Foucault (dans le terme $\vec{k}(t)$), les gradients concomittants (gradients non linéaires aux extrémités de l'aimant), le déplacement chimique (dû à des fréquences de résonance différentes pour des protons liés à différentes molécules, par exemple la graisse et l'eau) ou encore le mouvement au cours de l'acquisition qui sera développé dans le chapitre suivant. Cette modélisation plus réaliste permet donc de corriger certaines imperfections des imageurs cliniques pour autant que l'on dispose de la cartographie des imperfections correspondante. Ainsi, entre autres, Sutton *et al.* (2003) proposent une reconstruction corrigeant les inhomogénéités de champ et Pruessmann *et al.* (1999) une reconstruction prenant en compte les sensibilités d'antenne.

Par ailleurs, la reconstruction itérative permet également d'estimer la cartographie des imperfections conjointement à la reconstruction d'image. Des stratégies de résolution alternée de deux problèmes couplés peuvent alors être adoptées. En prenant l'exemple de l'estimation conjointe des inhomogénéités de champ proposée par Sutton *et al.* (2004), l'équation de mesure se simplifie en :

$$y(t_n) = S(t_n) + \epsilon_n, S(t) = \int I(\vec{r}) e^{-\jmath\omega(\vec{r})t} e^{\left(-2\pi\jmath\vec{k}(t)\cdot\vec{r}\right)} d\vec{r} \tag{1.42}$$

d'où, après discrétisation :

$$y = A(\omega)f + \epsilon, \text{avec } a_{nj}(\omega) = P(\vec{k_n}) e^{-\omega_j t_n} e^{\left(-2\pi\jmath\vec{k_n}\cdot\vec{r_j}\right)} \tag{1.43}$$

L'estimation conjointe de f et ω, au sens des moindres carrés régularisés, revient donc à la minimisation de la fonctionnelle :

$$(\hat{I}, \hat{\omega}) = argmin_{f,\omega} \left(\|y - A(\omega)f\|^2 + \beta_1 R_1(f) + \beta_2 R_2(\omega) \right). \tag{1.44}$$

Sutton *et al.* (2004) proposent alors une minimisation alternée :

- en considérant l'estimation courante des inhomogénéités de champ $\hat{\omega}$, mettre à jour $\hat{I}$ selon un gradient conjugué,
- en considérant l'estimation courante de l'image $\hat{I}$, mettre à jour $\hat{\omega}$ selon une descente de gradient.

Des stratégies similaires ont été utilisées pour estimer conjointement les cartes de sensibilité et l'image (Ying et Sheng, 2007), le champ d'inhomogénéités et la relaxation $T_2^\star$, une image de référence étant connue (Olafsson *et al.*, 2008) ou encore l'image, le champ ω et la relaxation $T_2^\star$, en utilisant des trajectoires de parcours de l'espace k optimisées (Twieg, 2003).

1.2.3 Imagerie parallèle accélérée

Comme évoqué précédemment, dans la majorité des applications, des antennes de surface multi-élements dédiés sont utilisées pour mesurer le signal RMN provenant de l'échantillon. Ces antennes permettent en effet d'obtenir un meilleur rapport signal sur bruit que l'antenne volumique intégrée dans le tunnel de l'IRM. En revanche, la sensibilité de chacun des éléments d'antenne est relativement faible (figure 1.14). Pour obtenir une bonne "couverture" de l'objet, il faut donc multiplier les éléments d'antenne et les disposer de façon adéquate autour de l'objet. Il faut également combiner l'information provenant de toutes les antennes lors de la reconstruction d'image (figure 1.14 c).

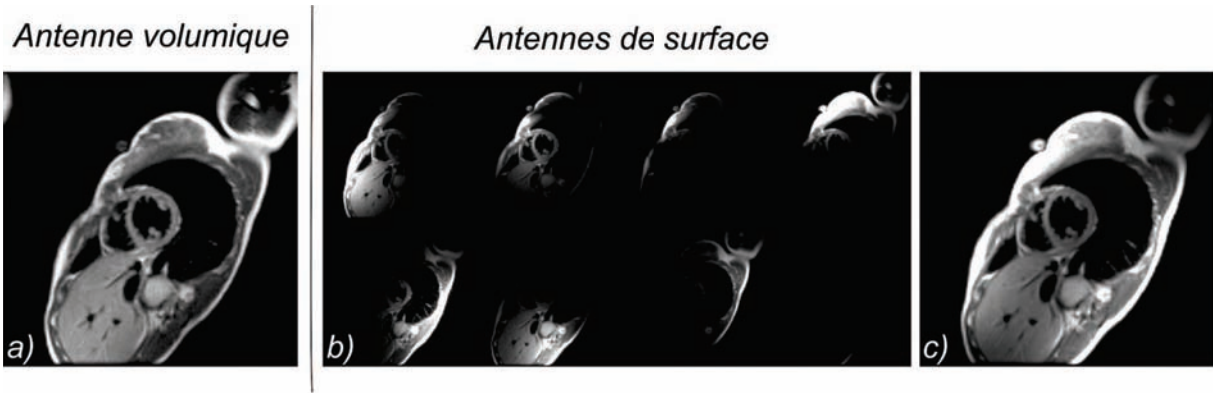


FIGURE 1.14: *Antenne volumique et antenne de surface multi-éléments. Image cardiaque obtenue sur un volontaire sain avec* ***a)*** *l'antenne volumique et* ***b)*** *les différents éléments de l'antenne de surface cardiaque.* ***c)*** *L'information de tous les éléments d'antenne est ensuite combinée lors de la reconstruction d'image.*

L'idée d'utiliser des antennes en réseau phasé pour l'IRM remonte aux débuts des années 80, bien que les applications pratiques de l'imagerie parallèle soient bien plus récentes. Les premiers travaux ont principalement porté sur la conception de réseau d'antennes avec un couplage réduit entre les éléments (Hyde *et al.*, 1987, Schenck *et al.*, 1985). Ces antennes ont rapidement été utilisées pour l'imagerie à champ de vue étendu (Hayes *et al.*, 1991, Roemer *et al.*, 1990) et pour l'imagerie rapide (Carlson et Minemura, 1993, Hutchinson et Raft, 1988, Kwiat *et al.*, 1991, Ra et Rim, 1993). Cependant, ce n'est qu'à la fin des années 90 que les travaux de Sodickson et Manning (1997) et Pruessmann *et al.* (1999) ont démontré le plein potentiel de l'imagerie parallèle accélérée.

1.2.3.1 Echantillonnage multi-canaux

En considérant un signal d'énergie finie $s(t)$ qui est limité en bande passante par $|f| \leq B/2$, le théorème de Nyquist-Shannon garantit qu'il est possible de reconstituer le signal $s(t)$ à partir de ses échantillons si la période d'échantillonnage est inférieure à $\Delta t = 1/B$ (Shannon, 1949). Δt est alors la période d'échantillonnage de Nyquist et B la fréquence de Nyquist. Papoulis (1977) a par la suite étendu ce théorème au problème d'échantillonnage multi-canaux . Le théorème de Papoulis assure une reconstruction exacte du signal $s(t)$ à partir des échantillons obtenus en sortie de L filtres linéaires invariants en temps (LIT), échantillonnées à $1/L^{me}$ de la fréquence de Nyquist (figure 1.15).

Plus formellement, soit $s(t)$ un signal à bande limitée mis à l'entrée de L filtres LIT avec des réponses en fréquence $H_1(f), H_2(f), \ldots, H_L(f)$. Les sorties de ces filtres peuvent alors s'écrire :

$$s_l(t) = \int_{-B/2}^{B/2} S(f) H_l(f) e^{2\jmath\pi f t} df, \tag{1.45}$$

avec $S(f)$ la transformée de Fourier de $s(t)$. Papoulis a démontré que $s(t)$ peut être reconstruit

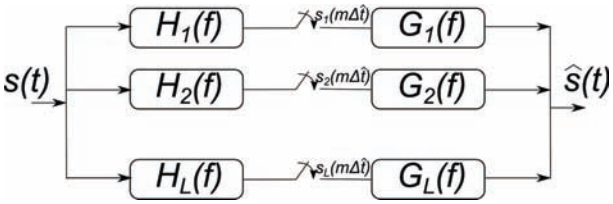


FIGURE 1.15: *Reconstruction selon la théorie de l'échantillonage multi-canaux de Papoulis*

à partir d'échantillons pris à $1/L^{me}$ de la fréquence de Nyquist :

$$s(t) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=-\infty}^{\infty} s_l(m\Delta\hat{t}) g_l(t - m\Delta\hat{t}), \tag{1.46}$$

avec $\Delta\hat{t} = L/B$ et $g_l(t)$ une fonction d'interpolation définie, pour $f \in [-B/2; B/2]$, par :

$$\sum_{l=1}^{L} H_l(f) \sum_{m=-\infty}^{\infty} g_l(t - \Delta\hat{t}) e^{2\jmath\pi f m\Delta\hat{t}} = e^{2\jmath\pi f t}. \tag{1.47}$$

On peut montrer que (Brown Jr. et Cabrera, 1991) :

$$g_l(t) = \int_{-B/2}^{B/2} G_l(f) e^{2\jmath\pi f t} df, \tag{1.48}$$

où $G_l(f)$ sont les solutions de l'équation suivante :

$$H(f)\vec{G}(f) = \Delta\hat{t}\vec{e} \tag{1.49}$$

avec :

$$H^T(f) = \begin{pmatrix} H_1(f) & H_1(f-\hat{B}) & \cdots & H_1(f-(L-1)\hat{B}) \\ H_2(f) & H_2(f-\hat{B}) & \cdots & H_2(f-(L-1)\hat{B}) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ H_L(f) & H_L(f-\hat{B}) & \cdots & H_L(f-(L-1)\hat{B}) \end{pmatrix}, \tag{1.50}$$

$\vec{G}(f) = [G_1(f)G_2(f)\cdots G_L(f)]^T$ et : $\vec{e} = [10\cdots0]^T$, $\hat{B} = B/L$. Ou, de manière équivalente :

$$H(f)G(f) = \Delta\hat{t}I, \tag{1.51}$$

où I est la matrice identité et $G(f) = [\vec{G}(f), \vec{G}(f-\hat{B}), \cdots, \vec{G}(f-(L-1)\hat{B}]$.

Le signal $s(t)$ peut également être reconstruit dans le domaine fréquentiel en reconstituant son spectre $S(f)$. Ainsi, en posant, $\vec{S}^T(f) = [S(f)S(f-\hat{B})\cdots S(f-(L-1)\hat{B})]$ et $\vec{S^a}^T(f) = [S_1^a(f)S_2^a(f)\cdots S_L^a(f)]$, avec :

$$\begin{aligned} S_l^a(f) &= \sum_{m=-\infty}^{\infty} s_l(m\Delta\hat{t}) e^{-2\jmath\pi f m\Delta\hat{t}} \\ &= \hat{B} \sum_{r=0}^{L-1} S(f - r\hat{B}) H_l(f - r\hat{B}) \end{aligned}, \tag{1.52}$$

on obtient :

$$\vec{S^a}(f) = \hat{B}H^T(f)\vec{S}(f). \tag{1.53}$$

Le signal peut alors être reconstruit par :

$$\vec{S}(f) = \Delta\hat{t}H^{-T}(f)\vec{S^a}(f). \tag{1.54}$$

Les deux formules de reconstruction, dans le domaine temporel (1.46) et fréquentiel (1.54), permettent une reconstruction exacte unique du signal $s(t)$ quand $H(f)$ est de rang plein pour $f \in \left[B/2 - \hat{B}, B/2\right]$, c'est-à-dire que les L vecteurs $\left\{\left[H_l(f), H_l(f-\hat{B}), \ldots, H_l(f-(L-1)\hat{B})\right]\right\}$ sont linéairement indépendants pour $f \in \left[B/2 - \hat{B}, B/2\right]$.

Banc de filtres Si on veut seulement reconstruire le signal échantillonné à la fréquence de Nyquist (et non le signal continu) comme c'est le cas en imagerie, le problème de l'échantillonnage multi-canaux peut également être vu comme un banc de filtres (Vaidyanathan et Liu, 1988). A la fréquence de Nyquist ($\Delta t = 1/B$), le spectre $S(f)$ pour $|f| \leq B/2$ peut être obtenu à partir des échantillons $s(n\Delta t)$:

$$S(f) = \Delta t \sum_n s(n\Delta t) e^{-2\jmath\pi f n\Delta t}. \tag{1.55}$$

En utilisant cette expression dans l'équation 1.45 :

$$\begin{array}{rcl} s_l(m\Delta\hat{t}) & = & \Delta t \sum_n s(n\Delta t) \int_{-B/2}^{B/2} H_l(f) e^{-2\jmath\pi f(m\Delta\hat{t} - n\Delta t)} \\ & = & \Delta t \sum_n s(n\Delta t) h_l(m\Delta\hat{t} - n\Delta t) \\ & = & \Delta t (s * h_l)(m\Delta\hat{t}) \\ & = & \Delta t \downarrow_L (s * h_l)(n\Delta t) \end{array} , \tag{1.56}$$

où $*$ est la convolution et $\downarrow_L$ un sous échantillonnage d'un facteur L. Echantillonner le signal $s(t)$ filtré par le filtre analogique $h_l(t)$ aux instants $m\Delta\hat{t}$ revient donc à filtrer le signal $s(\Delta t)$ par un filtre numérique $\Delta t h_l(\Delta t)$ et à le sous-échantillonner ensuite d'un facteur L. Les échantillons $s(\Delta t)$ peuvent donc être reconstruits d'après la théorie des bancs de filtres, comme schématisé sur la figure 1.16, où $\bar{H}_l(z)$ et $\bar{G}_l(z)$ sont les fonctions de transfert des filtres d'analyse et de synthèse.

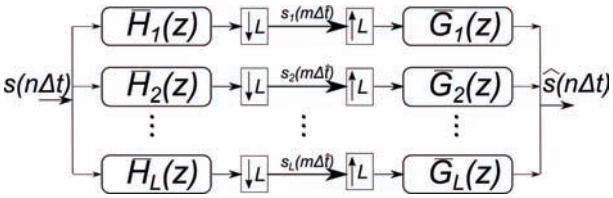


FIGURE 1.16: *Reconstruction par banc de filtre*

La reconstruction s'écrit alors :

$$s(n\Delta t) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=-\infty}^{\infty} s_l(mL\Delta t) g_l((n - mL)\Delta t), \tag{1.57}$$

où $g_l(n\Delta t)$ sont les coefficients du filtre de synthèse. La fonction de transfert des filtres de synthèse pour une reconstruction exacte vérifie :

$$\bar{H}(z)\vec{\bar{G}}(z) = L\vec{e}, \tag{1.58}$$

avec :

$$\bar{H}^T(z) = \begin{pmatrix} \bar{H}_1(z) & \bar{H}_1(zW^{-1}) & \cdots & \bar{H}_1(zW^{-(L-1)}) \\ \bar{H}_2(z) & \bar{H}_2(zW^{-1}) & \cdots & \bar{H}_2(zW^{-(L-1)}) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \bar{H}_L(z) & \bar{H}_L(zW^{-1}) & \cdots & \bar{H}_L(zW^{-(L-1)}) \end{pmatrix} \tag{1.59}$$

et $\vec{\bar{G}}(z) = \left[\bar{G}_1(z), \bar{G}_2(z), \ldots, \bar{G}_L(z)\right]^T$, $W = e^{2\jmath\pi/L}$. Par ailleurs, les filtres analogiques et numériques sont reliés par :

$$\begin{array}{rcl} \bar{H}(e^{2\jmath\pi f\Delta t}) & = & H(f) \\ \vec{\bar{G}}(e^{2\jmath\pi f\Delta t}) & = & \vec{G}(f)/\Delta t. \end{array} , \tag{1.60}$$

Cas multi-dimensionnel Le théorème de Papoulis peut également être étendu au cas multi-dimensionnel (Cheung, 1993). En considérant un signal $s(\vec{t})$ de dimension d ($\vec{t} = [t_1, t_2, \ldots, t_d]^T$), à "bande limitée" dans un "intervalle" de dimension d $\mathcal{C}$, qui est mis en entrée de L filtres de dimension d $H_1(\vec{f})$, $H_2(\vec{f})$, ... et $H_L(\vec{f})$ ($\vec{f} = [f_1, f_2, \ldots, f_d]^T$), on obtient :

$$s_l(\vec{t}) = \int_{\mathcal{C}} S(\vec{f}) H_l(\vec{f}) e^{-2\jmath\pi \vec{f}\vec{t}} d\vec{f}. \tag{1.61}$$

De la même façon que dans le cas 1D, la reconstruction se fait selon la formule :

$$s(t) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{\vec{m}} s_l(V\vec{m}) g_l(t - V\vec{m}), \tag{1.62}$$

pour une grille d'échantillonnage $\{\vec{v_j}\}$ de l'espace $\vec{t}$, où $V\vec{m}$ décrit un échantillonnage de l'espace $\vec{t}$ ($V = (\vec{v_1}, \vec{v_2}, \ldots, \vec{v_d})$ et $\vec{m}$ est un vecteur d'entiers de dimension d). Les fonctions d'interpolation $g_l(\vec{t})$ sont définies dans l'espace de Fourier par la relation :

$$H(\vec{f})\vec{G}(\vec{f}) = |det(V)|\,\vec{e} \tag{1.63}$$

avec : $\vec{G}(\vec{f}) = \left[G_1(\vec{f})G_2(\vec{f}) \cdots G_L(\vec{f})\right]^T$ et :

$$H^T(\vec{f}) = \begin{pmatrix} H_1(\vec{f}) & H_1(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_1}) & \cdots & H_1(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_{L-1}}) \\ H_2(\vec{f}) & H_2(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_1}) & \cdots & H_2(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_{L-1}}) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ H_L(\vec{f}) & H_L(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_1}) & \cdots & H_L(\vec{f} - V^{-1}\vec{u_{L-1}}) \end{pmatrix} \tag{1.64}$$

1.2.3.2 Parallèle avec les antennes en réseau phasé

Reprenons le modèle de signal 1.41 introduit précédemment. En négligeant les inhomogénéités de champs et les phénomènes de relaxation $T_2^\star$ au cours de l'acquisition du signal, le signal reçu par le l^{ime} élément d'antenne est :

$$S_l(\vec{k}) = \int_{\Omega} \sigma_l(\vec{r}) I(\vec{r}) e^{\left(-2\pi\jmath \vec{k}(t)\cdot\vec{r}\right)} d\vec{r} \tag{1.65}$$

avec $\sigma_l(\vec{r})$ la sensibilité d'antenne de l'élément l. En comparant cette expression avec l'équation 1.61, l'IRM parallèle peut être vue comme une application d'échantillonnage multi-canaux (Ying et Liang, 2010). En faisant cette analogie, le signal RMN mesuré en IRM parallèle $S_l(\vec{k})$ correspond au signal de sortie d'un filtre $s_l(\vec{t})$ de l'échantillonnage multi-canaux, l'objet imagé $I(\vec{r})$ correspond à $S(\vec{f})$ et les sensibilités d'antenne $\sigma_l(\vec{r})$ aux réponses en fréquence des différents filtres $H_l(\vec{f})$ (Tableau 1.4).

Comme mentionné précédemment, l'espace k peut être échantillonné de différentes façons. Si le critère de Nyquist doit être satisfait dans le cas de l'IRM conventionnelle (une seule antenne de réception), la théorie de l'échantillonnage multi-canaux autorise un sous-échantillonnage plus important de l'espace k sans apparition d'artefact de repliement. Dans le cas de l'échantillonnage cartésien, le sous-echantillonnage est le plus souvent effectué dans une direction, la direction de phase, et le facteur de sous-echantillonnage maximum est L, le nombre d'éléments d'antenne. Dans ce cas, les formules de Papoulis 1D peuvent être utilisées directement pour la reconstruction d'image, grâce à la séparabilité de l'échantillonnage cartésien. Cependant, dans le cas où le sous-échantillonnage est effectué dans plusieurs directions, les formules de reconstruction précédentes ne s'appliquent pas directement. Si l'échantillonnage est effectué sur une grille cartésienne, le cas multi-dimensionnel de l'échantillonnage multi-canaux peut être utilisé (Cheung, 1993). Par contre, pour les autres trajectoires non cartésiennes (radiales, spirales), d'autres stratégies doivent être employées.

Echantillonnage multi-canaux	IRM parallèle
Domaine temporel $\vec{t}$	Espace k $\vec{k}$
Domaine fréquentiel $\vec{f}$	Domaine image $\vec{r}$
Bande passante limitée	Champ de vue limité
Signal à reconstruire $s(\vec{t})$	Image à reconstruire dans l'espace k $S(\vec{k})$
Sortie du filtre $S_l(\vec{f})$	Espace k acquis par l'antenne $S_l(\vec{k})$
Spectre du signal à reconstruire $S(\vec{f})$	Image à reconstruire $I(\vec{r})$
Réponses du système linéaire $H_l(\vec{f})$	Sensibilités d'antenne $\sigma_l(\vec{r})$
Fonctions d'interpolation $g_l(\vec{f})$	Filtres de reconstruction $g_l(\vec{k})$
Période d'échantillonnage $\Delta\hat{t}$	Résolution de l'espace k $\Delta\hat{k}$

TABLE 1.4: *Analogie entre la théorie de l'échantillonnage multi-canaux et l'IRM parallèle.*

Il est important de remarquer que si les différents éléments du système de filtres LIT peuvent facilement être conçus pour satisfaire les conditions de reconstruction parfaite, il n'en est pas de même pour les éléments d'antenne en IRM parallèle. En effet, les sensibilités d'antenne sont déterminées par le système de réception et ne sont pas connues *a priori* puisqu'elles peuvent être affectées par le sujet à cause des effets de charge de l'antenne. Il y a plusieurs approches pour estimer ces sensibilités d'antenne. La première est d'effectuer une séquence de calibration préalable (Pruessmann *et al.*, 1999). La seconde consiste à avoir un échantillonnage "dense" (qui satisfait le critère de Nyquist) du centre de l'espace k et d'estimer les cartes de sensibilité à partir de ces données basse résolution (McKenzie *et al.*, 2002). Une troisième approche, et c'est celle que nous adopterons ici, consiste à à acquérir une image basse résolution à l'aide des antennes de suface (Murakami *et al.*, 1996). Une image combinée est ensuite formée en réalisant une moyenne quadratique des modules des images reconstruites de chaque antenne. La sensibilité de l'antenne i est alos définie comme étant le rapport, pixel par pixel, de l'image obtenue par l'antenne i sur l'image homogène (figure 1.17). Dans la plupart des cas, l'image basse résolution sera extraite de l'image d'intérêt en ne considérant que le centre de l'espace k (une résolution de 32x32 sera considérée), et dans le cas où plusieurs répétitions sont acquises, en moyennant les acquisitions successives. Ceci permet donc d'obtenir des cartes de sensibilité autocalibrées, qui correspondent effectivement à la charge de l'antenne au cours de l'acquisition d'intérêt.

1.2.3.3 Reconstructions d'image pour l'IRM parallèle accélérée

La théorie de l'échantillonnage multi-canaux propose deux approches pour la reconstruction d'image en IRM parallèle cartésien 1D (sous-échantillonnage dans la direction de phase).

Reconstruction dans l'espace k D'après 1.46, l'espace k peut être reconstruit de manière exacte par :

$$s(k) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=-\infty}^{\infty} s_l(m\Delta k) g_l(k - m\Delta k), \tag{1.66}$$

si les vecteurs de sensibilité d'antenne $\{[H_l(f), H_l(f_B/L), \ldots, H_l(f - (L-1)B/L)]\}$ sont linéairement indépendants pour $x \in [B/2 - B/L, B.2]$. De façon équivalente, en utilisant la formule des bancs de filtres 1.57, le signal de l'espace k échantillonné selon Nyquist peut être obtenu par :

$$s(n\Delta k) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=-\infty}^{\infty} s_l(mL\Delta k) g_l((n - mL)\Delta k). \tag{1.67}$$

Cependant, la reconstruction 1.67 ne peut en pratique être mise en œuvre à cause des filtres de longueur infinie. A la place, les algorithmes de reconstruction utilisent des filtres de longueur

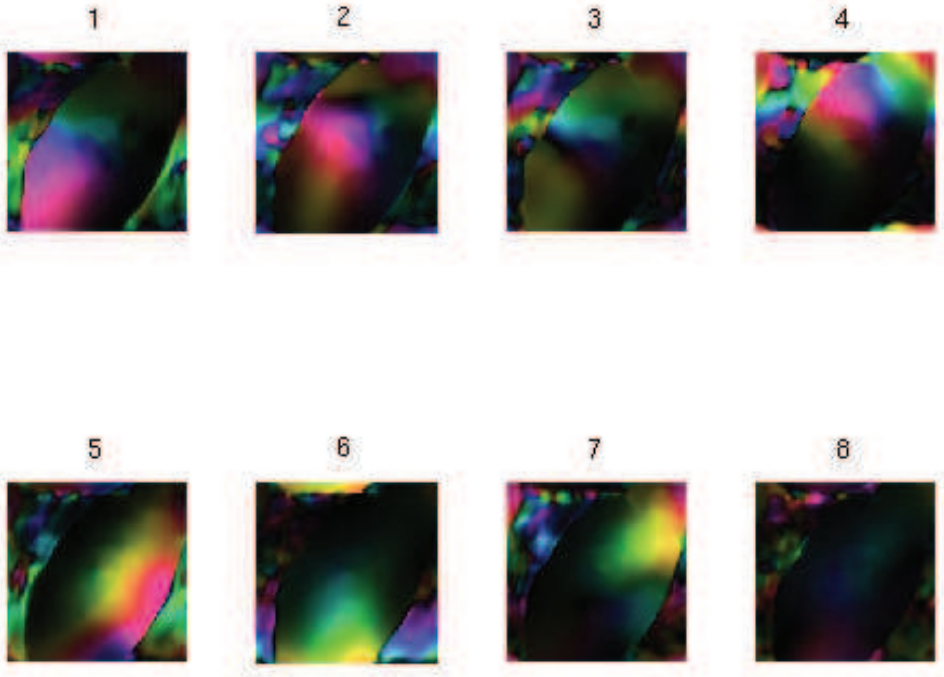


FIGURE 1.17: *Cartes de sensibilité d'antenne déterminées à partir d'une image basse résolution acquise avec une antenne de surface multi-éléments. Les cartes de sensibilité ont des valeurs complexes qui sont représentées ici par le code coleur : l'intensité de l'image représente le module et la couleur la phase.*

finie $\tilde{g}_l(n\Delta k)$ et la formule de reconstruction devient :

$$s(n\Delta k) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=\lfloor n/L \rfloor - N_1}^{\lfloor n/l \rfloor + N_2} s_l(mL\Delta k)\tilde{g}_l((n-mL)\Delta k). \tag{1.68}$$

De nombreuses méthodes ont été proposées pour estimer $\tilde{g}_l(n\Delta k)$ et implémenter 1.68. Ces méthodes peuvent être vues comme des variantes des algorithmes *SMASH* (*Simultaneous Acquisitions of Spatial Harmonics*) (Sodickson et Manning, 1997) et *GRAPPA* (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions*) (Griswold *et al.*, 2002).

L'algorithme *SMASH* propose une approximation de la reconstruction des bancs de filtres où la longueur du filtre de synthèse $\tilde{g}_l(r\Delta k)$ est le facteur de sous échantillonnage. Les échantillons de l'espace k sont alors reconstruits à la fréquence de Nyquist par :

$$s\left[(mL+r)\Delta k\right] = \sum_{l=1}^{L} s_l(mL\Delta k)\tilde{g}_l(r\Delta k), \tag{1.69}$$

pour $r = [0, L-1]$. Les coefficients du filtre sont obtenus en échantillonnant le filtre analogique $\tilde{g}_l(k)$ à $r\Delta k$, où $\tilde{g}_l(k)$ sont les approximations à l'ordre 0 des filtres de reconstruction parfaits 1.47 :

$$\sum_{l=1}^{L} H_l(x)\tilde{g}_l(k) = e^{2\jmath\pi kx}. \tag{1.70}$$

Plusieurs extensions de cet algorithme ont été proposées. Par exemple, *AUTO-SMASH* (Jakob *et al.*, 1998) et *VD-SMASH* (Clark *et al.*, 2001) utilisent des données d'auto-calibration (échantillonnage dense du centre de l'espace k), *tailored SMASH* (Sodickson, 2000) prend en compte

des ordres plus élevés lors de l'estimation du filtre de reconstruction et *genralized SMASH* (Bydder *et al.*, 2002) utilise des filtres de longueur finie pour approcher les fonctions de sensibilité.

L'algorithme *GRAPPA* utilise également des filtres d'interpolation de longueur finie pour implémenter 1.68, mais ne requiert plus une estimation des sensibilités d'antenne. En effet, dans cette méthode, le signal de chaque élément d'antenne est :

$$s_i(n\Delta k) = \sum_{l=1}^{L} \sum_{m=\lfloor n/L \rfloor - N_1}^{\lfloor n/l \rfloor + N_2} s_l(mL\Delta k)\tilde{g}_l((n-mL)\Delta k). \tag{1.71}$$

Les coefficients $\tilde{g}_l(n\Delta k)$ sont d'abord estimés à partir de données de calibration (centre de l'espace k densément échantillonné) pour chaque élément. Puis, chaque espace k $s_i(n\Delta k)$ est estimé séparément d'après 1.71. Enfin, l'image finale est obtenue en combinant les données interpolées avec une reconstruction de type "somme de carrés" (Roemer *et al.*, 1990). Plusieurs extensions de l'algorithme *GRAPPA* ont été proposées. Par exemple, Griswold *et al.* (2005) utilisent le formalisme de l'opérateur *GRAPPA* mais sans données d'auto-calibration, *cross-validated GRAPPA* (Nana *et al.*, 2008) optimise la longueur du filtre utilisé et *IIR GRAPPA* (Chen *et al.*, 2010) utilise des filtres à réponse infinie (*Infinite Impulse Response*) au lieu des filtres à réponse finie.

Reconstruction dans le domaine image L'équation 1.54 permet d'effectuer la reconstruction directement dans le domaine image :

$$\vec{I}(x) = \Delta k H^{-T}(f)\vec{I^a}(x). \tag{1.72}$$

En pratique, l'échantillonnage est fini et les éléments de $\vec{I^a}(x)$ sont calculés par :

$$I_l^a = \sum_{m=0}^{N_k-1} s_l(m\Delta k)e^{-2\jmath\pi m\Delta k x}, \tag{1.73}$$

où N_k est le nombre de données acquises dans l'espace k.

L'algorithme *SENSE* (*Sensitivity Encoding*) (Pruessmann *et al.*, 1999) est l'algorithme de reconstruction dans le domaine image le plus utilisé. De nombreuses extensions de cette méthode ont été proposées pour résoudre certaines limitations pratiques. Par exemple, le recours à la régularisation (Liang *et al.*, 2002) permet de limiter l'amplification du bruit et l'estimation conjointe des cartes de sensibilités permet de réduire les erreurs de modélisation (Ying et Sheng, 2007), tandis que *generalized SENSE* (Pruessmann *et al.*, 2001) s'applique à toutes les stratégies de parcours de l'espace k.

Chapitre 2

Mouvements et non reproductibilités en IRM

Nous commencerons ce chapitre par quelques rappels sur la physiologie des organes qui nous intéressent ainsi que sur les principales caractéristiques du mouvement de ces organes. Puis, nous verrons quel est l'effet de ces mouvements sur les images acquises en IRM avant de présenter les solutions utilisées en pratique clinique afin de limiter ces effets. Finalement, nous détaillerons les solutions qui ont été proposées dans la littérature pour éviter, diminuer ou corriger les problèmes liés aux mouvements.

2.1 Origines

Dans cette partie, nous nous intéressons aux organes impliqués dans les mouvements cardio-respiratoires. Les organes à l'origine de ces mouvements sont les poumons et le cœur, mais d'autres organes, tels que le foie ou les reins, sont également impactés par leus mouvements intrinsèques [1].

2.1.1 Mouvement cardiaque

2.1.1.1 Description et fonctionnement du cœur

Le cœur se trouve dans le médiastin moyen et est délimité par le péricarde. Il fonctionnne comme une pompe qui recueille le sang provenant de l'organisme pour l'envoyer vers les poumons où il est réoxygéné, avant de le redistribuer dans l'organisme. Il a une forme de pyramide triangulaire couchée sur l'une de ses faces, avec un axe orienté vers l'avant, le bas et la gauche. Le cœur est constitué de deux systèmes en série. Le cœur droit (constitué de l'oreillette [2] droite et du ventricule droit) reçoit par l'oreillette correspondante le sang veineux pauvre en oxygène par les veines caves inférieure et supérieure. La sang passe alors par le ventricule puis les artères pulmonaires ; il s'agit d'un régime à basse pression. Le sang est oxygéné lors de son passage dans les poumons, puis revient dans le cœur gauche (constitué de l'oreillette gauche et du ventricule gauche) par les veines pulmonaires. Il arrive par l'oreillette gauche puis passe dans le ventricule gauche. Ce dernier envoie le sang oxygéné par l'aorte dans la circulation systémique pour être distribué à l'ensemble de l'organisme. Le cœur gauche est un régime à haute pression (voir figure 2.1). Pour permettre au sang de passer des oreillettes aux ventricules, une valve s'ouvre lorsque la pression dans les oreillettes devient supérieure à celle dans les ventricules. Ce cycle se répète au cours du temps de façon plus ou moins régulière, la durée de chaque cycle étant influencée par le système nerveux autonome. La cause première de ces variations est l'adaptation à une demande accrue de l'organisme, lors d'un effort par exemple. Cependant, même au repos, les cycles cardiaques varient de façon significative et spontanée.

1. D'autres organes, présentent également des mouvements dus à leur fonctionnement, comme les intestins (le péristaltisme), mais nous ne les évoquerons pas dans ce manuscrit.

2. Les oreillettes sont également appelées atrium.

Ceci a été montré en respiration libre (Clynes, 1960) (c'est l'arythmie sinusale respiratoire) mais aussi en apnée (Raper *et al.*, 1967).

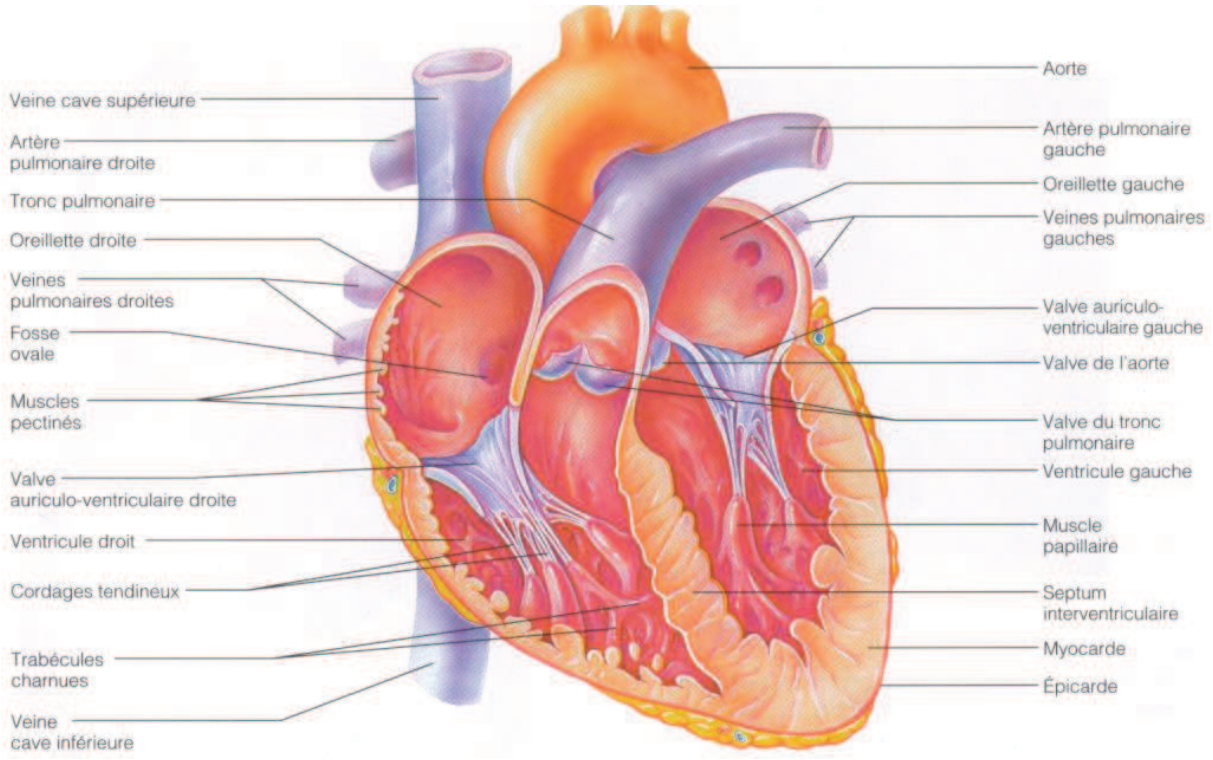


FIGURE 2.1: *Description des différentes parties du coeur. Extrait de (Cummings, 2004).*

L'éjection du sang des ventricules se fait par un mouvement de contraction. Ce mouvement est "orchestré" par le nœud sinusal qui se trouve au sommet de l'oreillette droite. La dépolarisation de ce nœud entraîne le début d'un cycle cardiaque. Puis, les autres cellules du myocarde se dépolarisent de proche en proche ce qui entraîne les contractions du cœur afin d'éjecter le sang dans les poumons et dans le reste de l'organisme. C'est ce signal éléctrique qui est mesuré lors d'un électrocardiogramme.

L'activité contractile du cœur débute par la base (le plan qui passe par les valves) avec une diminution du diamètre transversal (Hoffman et Ritman, 1985). Puis se produit un raccourcissement du ventricule gauche selon son grand axe ; ce raccourcissement se produit essentiellement par le déplacement de la base, alors que l'apex (la pointe) reste à peu près stable, comme cela a été démontré entre autres par l'IRM grâce aux méthodes de *tagging* et de mesures de vitesse (Buckberg *et al.*, 2006, Delfino *et al.*, 2006, Jung *et al.*, 2006). Ce mouvement s'accompagne d'une rotation horaire de l'apex et anti-horaire de la base (quand on regarde le cœur depuis l'apex) (Lorenz *et al.*, 2000). C'est ce double mouvement de rotation qui explique l'efficacité de l'éjection ventriculaire. Par la suite, au cours de la relaxation, le grand axe se rallonge, avec en même temps des rotations inverses à celles décrites pendant la contraction.

2.1.1.2 L'électrocardiogramme (ECG)

L'électrocardiogramme (ECG) consiste en l'enregistrement de l'activité électrique du cœur. C'est un enregistrement non invasif, effectué par un appareil électrocardiographique via des électrodes positionnées sur la peau du patient. C'est un outil primordial pour le diagnostic des maladies cardio-vasculaires.

Le signal ECG est la résultante de la dépolarisation successive de différentes cellules, dont

la source est le nœud sinusal. Cette excitation se produit spontanément dans le nœud sinusal, qui est le métronome du cœur. C'est la fréquence des impulsions issues du noeud sinusal qui détermine la fréquence des battements ou rythme cardiaque. En effet, bien que toutes les parties des systèmes excitateur et conducteur du cœur aient la capacité de se dépolariser spontanément, leur fréquence propre est plus basse et la fréquence du nœud sinusal prédomine.

L'excitation se propage à partir de ce point aux deux oreillettes, avant d'être retardée dans le nœud atrioventriculaire. Cette phase correspond à la contraction des oreillettes. La propagation de l'excitation se poursuit alors le long du faisceau de His (*Common Bundle*), à travers le réseau de Purkinje (*Purkinje Fibers*) pour conduire à l'excitation du myocarde ventriculaire. Ceci entraîne alors la contraction des ventricules. La figure 2.2 illustre la propagation de l'activité électrique cardiaque.

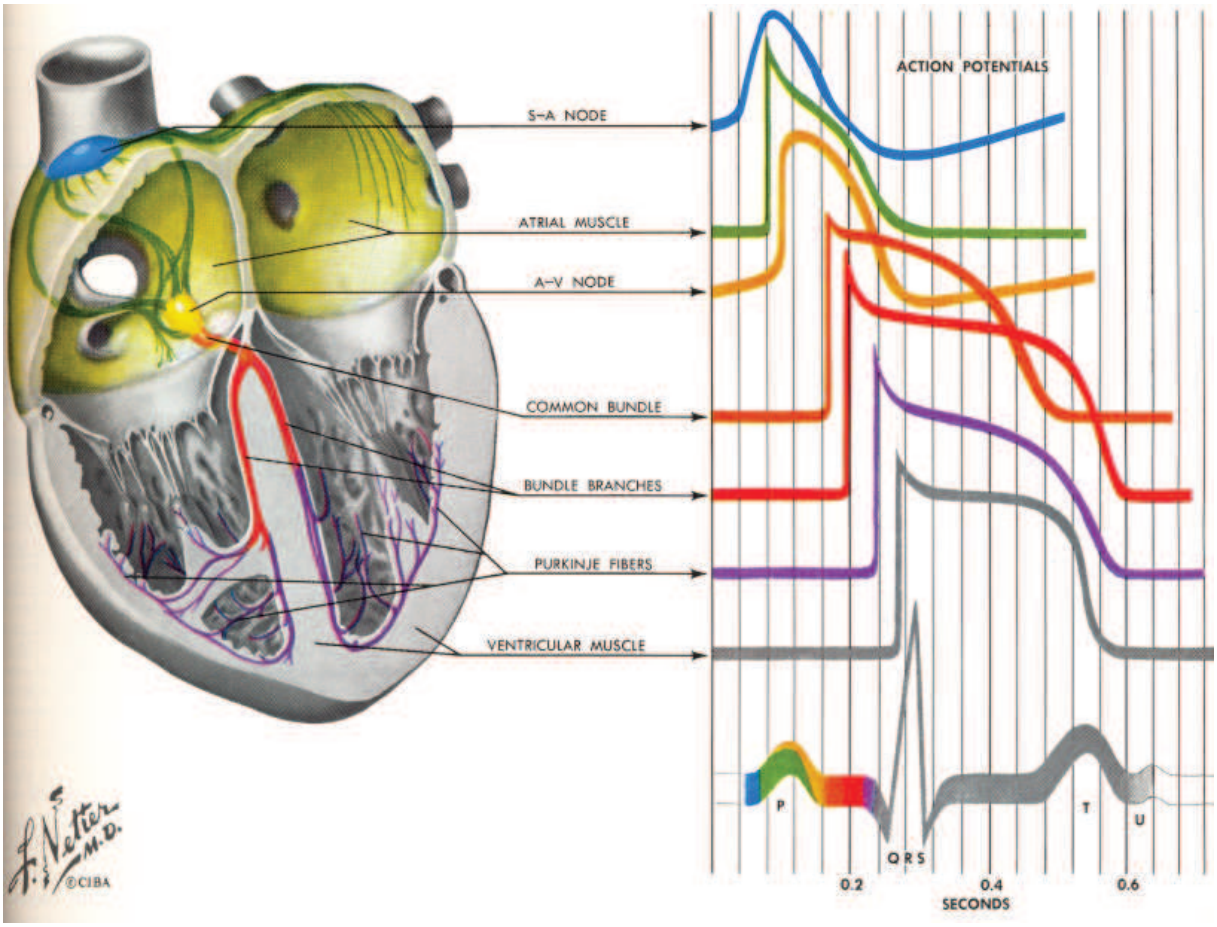


FIGURE 2.2: *Dépolarisation des cellules cardiaques et création du signal ECG (Netter, 1992).*

En première approximation, l'ECG peut être considéré comme un dipôle équivalent unique résultant de la somme des dipôles locaux. Ce dipôle équivalent peut être représenté par un vecteur dont l'origine est appliquée à la partie supérieure du septum et construit en sommant les vecteurs locaux. L'amplitude et la direction de ce vecteur résultant varient au cours du cycle cardiaque et sont caractéristiques des différentes phases du mouvemement cardiaque. Le signal ECG, mesuré en mV, est la projection de ce vecteur sur un axe appelé dérivation, déterminé par le placement des électrodes.

Un signal ECG se caractérise par les cinq déflexions principales. L'onde P résulte de la dépolarisation des oreillettes. Le complexe QRS est constitué des trois ondes Q, R et S, qui sont le fruit de la dépolarisation des ventricules. L'onde R est la déflexion la plus facilement détectable sur le signal, avec une amplitude de l'ordre du mV, selon la dérivation. Enfin, la phase de

repolarisation des ventricules est à l'origine de l'onde T (figure 2.3).

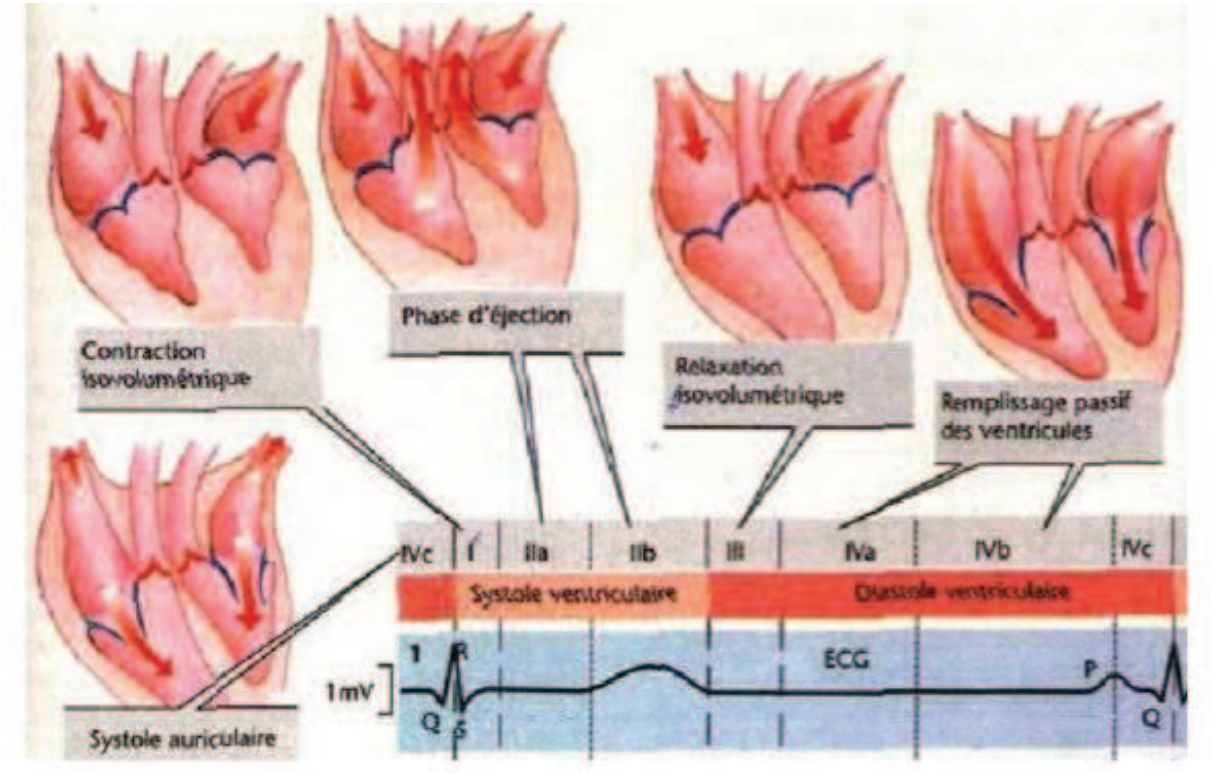


FIGURE 2.3: *Phases d'activité du cœur et leur correspondance avec l'électrocardiogramme (Sibernagl et Despopoulos, 2004).*

2.1.1.3 L'ECG en IRM

L'ECG est généralement acquis en IRM pour deux raisons, d'une part pour synchroniser la séquence d'acquisitions avec l'activité cardiaque, d'autre part pour le monitorage du patient pendant l'examen d'IRM. La synchronisation cardiaque est absolument nécessaire pour les examens cardiaques afin de s'affranchir du mouvement de contraction. Le monitorage des patients est l'un des axes d'étude de la sécurité en IRM. Le monitorage consiste en le suivi de certains signaux physiologiques, afin de pouvoir prévenir toutes sortes de risques ou de dégradations de l'état du patient. Le monitorage des patients est recommandé dès lors qu'un patient requiert l'observation des paramètres physiologiques suite à un problème de santé (douleur, anesthésie, problème respiratoire ou cardiaque etc...), ou lorsque le patient est incapable de communiquer avec le manipulateur ou radiologue durant l'examen (Felblinger et Boesch, 1998, Shellock, 2001, Shellock et Crues, 2004). Le monitorage est également recommandé lors de l'injection de produit de contraste afin d'être prévenu de tout effet secondaire. Le lecteur intéressé trouvera plus de détails sur l'ECG en IRM dans les travaux de Oster (2009).

Du fait de la présence d'un champ magnétique statique intense, l'environnement IRM déforme l'ECG. La présence de ce champ affecte la qualité du signal ECG principalement du fait de l'effet MagnetoHydroDynamique (MHD), également appelé effet Hall. Ce phénomène se caractérise principalement par une déformation de l'onde T (figure 2.4, milieu), coïncidant avec l'ouverture de la valve aortique, en présence d'un champ supérieur de $0.1T$ (Tenforde, 1992), mais des déformations du signal ECG ont également été caractérisées lors des ouvertures des valves pulmonaire, tricuspide et mitrale (Tenforde, 1992). Il a été démontré que cet effet est la conséquence de l'interaction entre le champ magnétique statique et un fluide conducteur en mouvement, en l'occurrence principalement le sang circulant dans la crosse aortique, qui

donne lieu à la création d'une tension (Kolin, 1959). L'ECG est également perturbé par les gradients de champ magnétique. En effet, les gradients sont des champs magnétiques qui varient très rapidement dans l'espace et dans le temps. Ils induisent alors des variations de champ électrique dans le corps des patients qui sont ensuite mesurées par les capteurs ECG [3] (figure 2.4 droite).

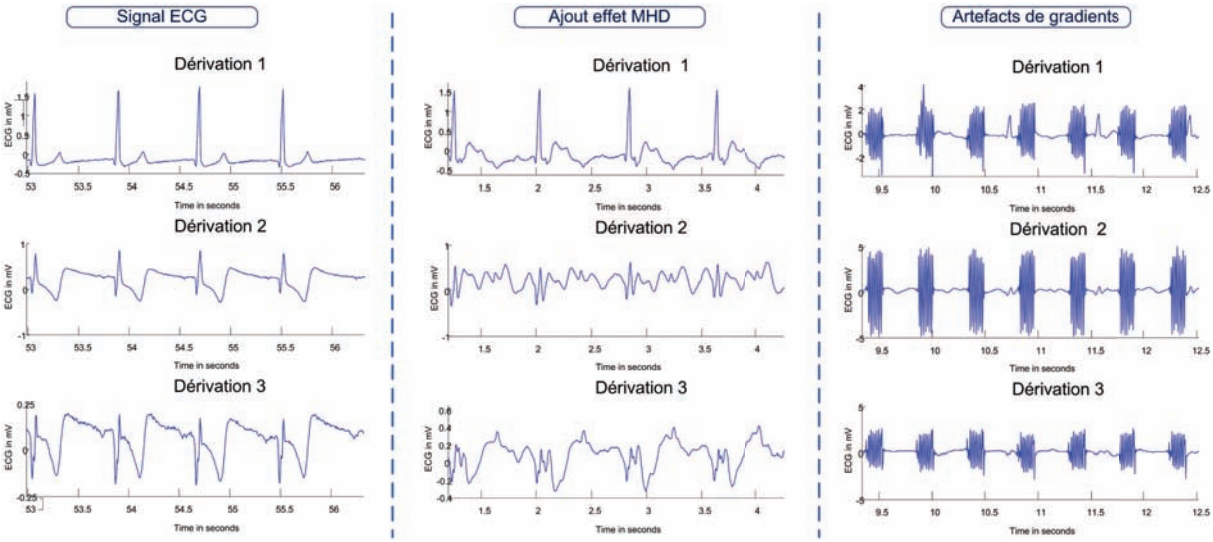


FIGURE 2.4: *Influence du champ statique* (1.5 *T*) *et des gradients sur l'ECG dans l'environnement de l'IRM. L'ECG est représenté hors du champ magnétique (première colonne), puis dans le champ magnétique statique (deuxième colonne) et finalement en présence des gradients lors de l'acquisition d'images (troisième colonne). Attention, ces acquisitions ont été faites avec des capteurs ECG ayant une bande passante de* 60 *Hz ce qui permet de mettre en évidence l'influence des gradients.*

A cause de l'effet Hall et des artefacts de gradients présents sur l'ECG, la détection des différentes déflexions de l'ECG est assez délicate. La seule onde détectable en IRM est l'onde R. La technique de détection des ondes R la plus couramment utilisée en pratique est basée sur la vecto-cardiographie proposée par Fischer *et al.* (1999). D'autres méthodes basées sur le débruitage des ECG ont également été proposées. Felblinger *et al.* (1999) proposent de modéliser les artefacts de gradients comme la réponse d'un système LIT, Odille *et al.* (2007a) utilisent une décomposition en valeurs singulières, Abächerli *et al.* (2005) utilisent une technique de filtrage adaptative, Oster *et al.* (2010) utilisent un filtre de Kalman ou encore Oster *et al.* (2009a) proposent d'utiliser des techniques de séparation de sources aveugle.

2.1.2 Mouvement respiratoire

2.1.2.1 Description et organes concernés

La respiration ne met pas en jeu les seuls poumons. En effet, elle fait également intervenir tout l'appareil mécanique associé comme la cage thoracique, certains muscles et centres nerveux. Le cycle respiratoire comprend deux phases distinctes : l'inspiration et l'expiration.

L'inspiration est un phénomène actif, au cours duquel tous les diamètres de la cage thoracique augmentent, donc le volume de la cage augmente. La contraction du diaphragme, muscle inspiratoire principal, abaisse les coupoles avec une augmentation du diamètre vertical de la cavité thoracique, et entraîne également une élévation des côtes inférieures. Les autres muscles inspiratoires sont les intercostaux externes et la partie interne des intercostaux internes

3. Il y'a d'autres phénomènes physiques qui influencent ces champs électriques et les signaux mesurés par les capteurs ECG. Pour plus de détails voir le chapitre 1 de Oster (2009)

qui élèvent les côtes et contribuent ainsi à l'augmentation du diamètre transversal. Enfin, les muscles scalènes élèvent les côtes supérieures et le sternum. La conséquence de cette augmentation de volume est que le haut de la cage thoracique aura un mouvement vers le haut et l'avant alors que les organes comme le cœur, le foie, les reins, la rate et l'estomac vont avoir un mouvement vers le bas (figure 2.5).

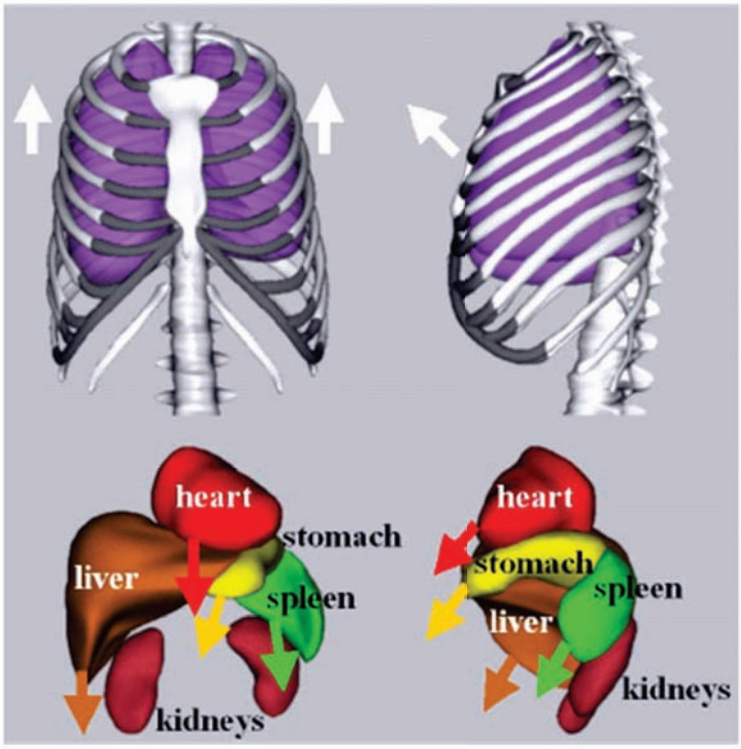


FIGURE 2.5: *Mouvement des organes pendant l'inspiration (Segars et Tsui, 2009).*

A la différence de l'inspiration, l'expiration est un phénomène passif en respiration normale. Les muscles inspiratoires se relâchent et les différents organes tendent à revenir à leur position initiale. La diminution de volume qui en résulte entraîne une augmentation de pression alvéolaire, qui devient ainsi supérieure à la pression atmosphérique et l'air est expulsé. C'est seulement en cas d'expiration rapide ou forcée que les muscles expiratoires sont mis en jeu.

2.1.2.2 Mesure du mouvement respiratoire

Il existe deux grands types de "capteurs" respiratoires utilisés en IRM : les capteurs externes et les échos-navigateurs . Les capteurs externes mesurent les mouvements du thorax ou de l'abdomen induits par la respiration. Il permettent ainsi de déterminer la phase respiratoire et de surveiller la bonne tenue des apnées. Ils peuvent aussi être utilisées pour synchroniser les acquisitions sur le cycle respiratoire (Groch *et al.*, 1991), pour réordonner les lignes de l'espace k dès l'acquisition (Bailes *et al.*, 1985) ou encore pour la correction des mouvements à la reconstruction (Odille *et al.*, 2008a,b).

Les capteurs externes les plus répandus sont les ceintures pneumatiques (Rauvala *et al.*, 1996) placées autour du thorax ou de l'abdomen du patient. On mesure alors les variations de pression induites par l'allongement de la tubulure en accordéon lors de l'expiration du sujet. D'autres types de capteurs respiratoires ont été développées mais restent pour le moment dans le domaine de la recherche : ceintures optiques (Pasquier, 2007), accéléromètres (Rousselet *et al.*, 2010b) ou encore spiromètres (Rousselet *et al.*, 2010a). Les ceintures pneumatiques ont plusieurs avantages : elles sont amagnétiques, non invasives et faciles à installer. Cependant, leur signal

peut présenter une dérive au de l'examen et elles ne donnent pas de mesure directe (en millimètres) de l'expansion de la cage thoracique (pour cela il faudrait une étape de calibration).

Il faut également noter que l'amplitude de l'onde R des ECG acquis en IRM est fortement liée à la respiration (Felblinger et Boesch, 1997). Un exemple d'ECG où l'amplitude des ondes R est modulée par la respiration est donné à la figure 2.6 avec un exemple de signal respiratoire acquis au moyen d'une ceinture pneumatique.

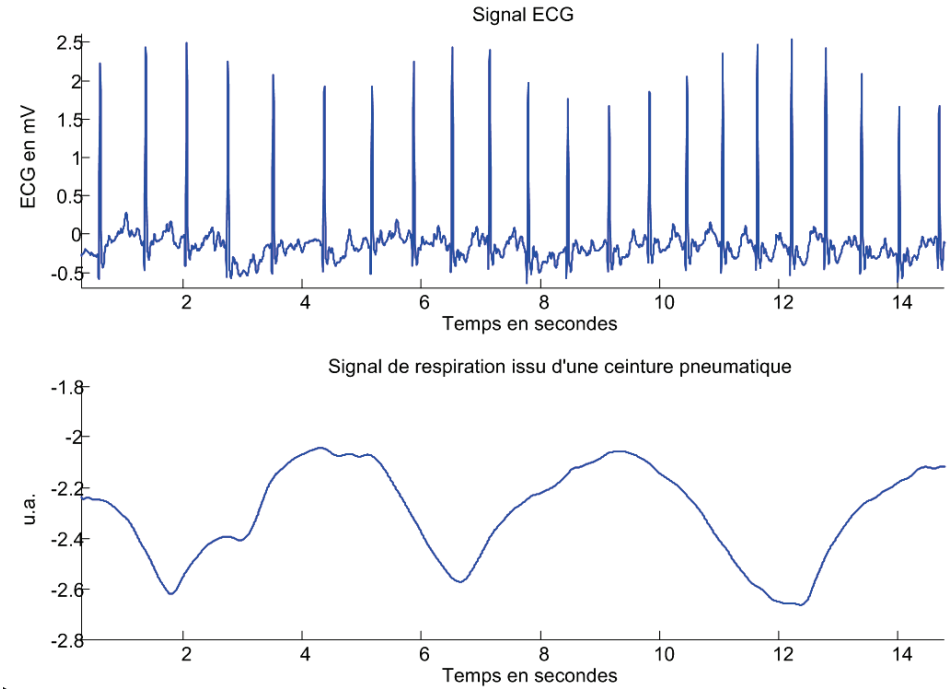


FIGURE 2.6: *Influence de la respiration sur un signal ECG acquis en IRM (haut). En bas, le signal respiratoire issu d'une ceinture pneumatique.*

L'autre type de "capteur" respiratoire sont les échos-navigateurs. Ce sont des signaux RMN entrelacés avec l'acquisition des données image. Les navigateurs les plus courants consistent à exciter une "colonne" de spins sur le diaphragme au niveau de l'interface foie-poumon (figure 2.7).

L'avantage des navigateurs est que l'on peut en extraire une mesure directe en millimètres du déplacement de l'hémidiaphragme ou de l'objet sur lequel il est placé. L'inconvénient est qu'il n'est pas possible de l'utiliser avec tous les types de séquences et pour tous types d'applications. En effet, comme un navigateur est une acquisition RMN, il peut potentiellement perturber les signaux que l'on veut mesurer pour faire l'image.

2.1.3 Plateforme de traitement des signaux physiologiques

Une plateforme de traitement des signaux physiologiques a été développée au sein du laboratoire. Dans la suite du manuscrit, elle sera nommée SAEC qui signifie *Signal Analyzer and Event Controler* (Odille *et al.*, 2007a). Cette plateforme permet d'enregistrer les signaux physiologiques ainsi que le déroulement de la séquence de façon synchrone. Elle permet également de traiter les différents signaux en temps réel et de piloter l'IRM.

Pour ce faire, les signaux physiologiques de base comme les ECG, les ceintures respiratoires et l'oxymétrie sont branchés à un système de monitorage modifié au laboratoire. Ce système de

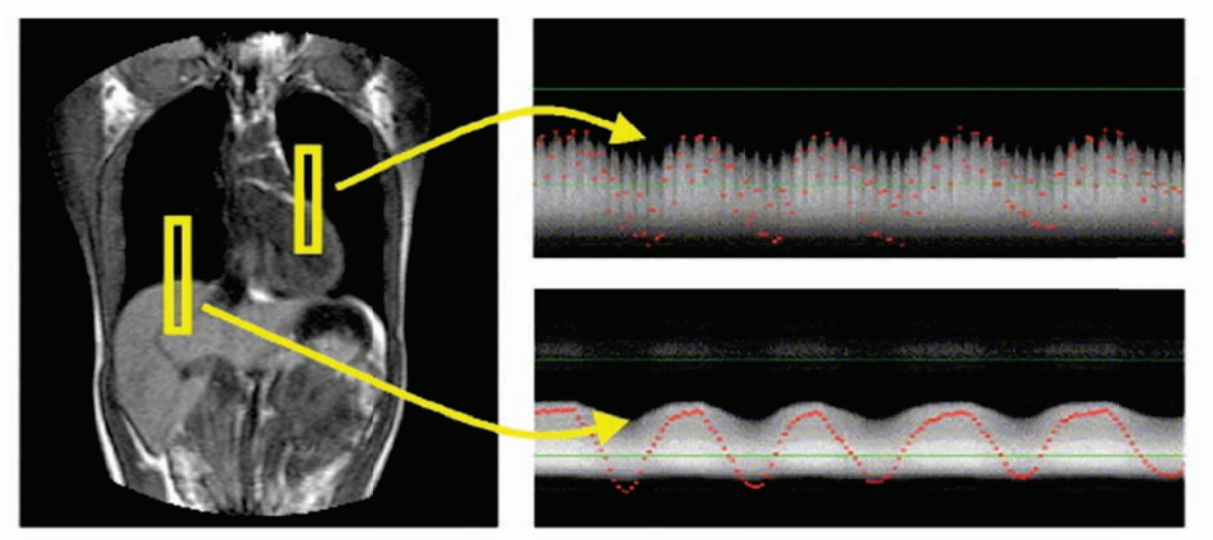


FIGURE 2.7: *Placement d'échos navigateurs sur le l'hémidiaphragme droit (en jaune et à gauche) et sur le coeur (en jaune et à droite) pour le mesure de la respiration (à droite et en bas) et de la respiration superposée avec les mouvements du coeur (à droite et en haut) (Nehrke* et al., *2001). A droite sont représentés les profils des navigateurs en fonction du temps.*

monitorage est un Maglife de la société Schiller. Les capteurs ECG proviennent également de la société Schiller et les ceintures respiratoires sont des produits disponibles chez GE. Nous avons la possibilité de brancher jusqu'à trois capteurs ECG et deux ceintures respiratoires. Dans le Maglife modifié, les signaux sont modulés puis transmis par fibres optiques à l'unité de traitement temps réel. Ensuite, les signaux optiques sont démodulés, convertis en analogique et numérisés pour pourvoir être traités, enregistrés et affichés. Il est également possible d'enregistrer et/ou traiter les signaux provenant de l'IRM tels que les fenêtres d'acquisition, les formes d'onde des gradients et de la RF. L'unité temps réel est constituée d'un PXI commercialisé par la société National Instrument.

Une fois les signaux acquis, l'enregistrement se fait directement sur le disque dur du PXI. Les signaux sont également envoyés grâce à une connexion Ethernet standard à une interface utilisateur qui permet d'afficher les signaux. Cette interface permet aussi de choisir les traitements appliqués sur les signaux (voir figure 2.8).

Parmi les traitements numériques implémentés sur le SAEC, on trouve un détecteur QRS et une méthode adaptative de débruitage des ECG (Abächerli *et al.*, 2005) basée sur une technique de filtrage adaptative avec une minimisation de type moindres carrés. Le détecteur QRS nous a été fourni par le société Schiller et est celui qui est implémenté dans un de leurs appareils (Argus PB-100).

Par ailleurs, une sortie de type TTL est branchée dans une entrée de *trigger* directement dans l'électronique de l'IRM. Ceci nous permettra de "piloter" l'IRM en lui transmettant un signal de synchronisation (cf chapitre 3). La figure 2.9 donne une vue d'ensemble de ce système.

2.2 Conséquences sur les images

Dans cette section, nous allons nous intéresser à l'effet du mouvement pendant l'acquisition des images d'un point de vue théorique en 2D dans le cas d'une séquence d'écho de spin. Dans le cas du mouvement inter-acquisition (entre deux T_R), nous simplifierons le mouvement en un modèle purement sinusoïdal ce qui est un modèle simple qui se rapproche du mouvement pseudo-périodique cardiaque et respiratoire. Dans le cas du mouvement intra-

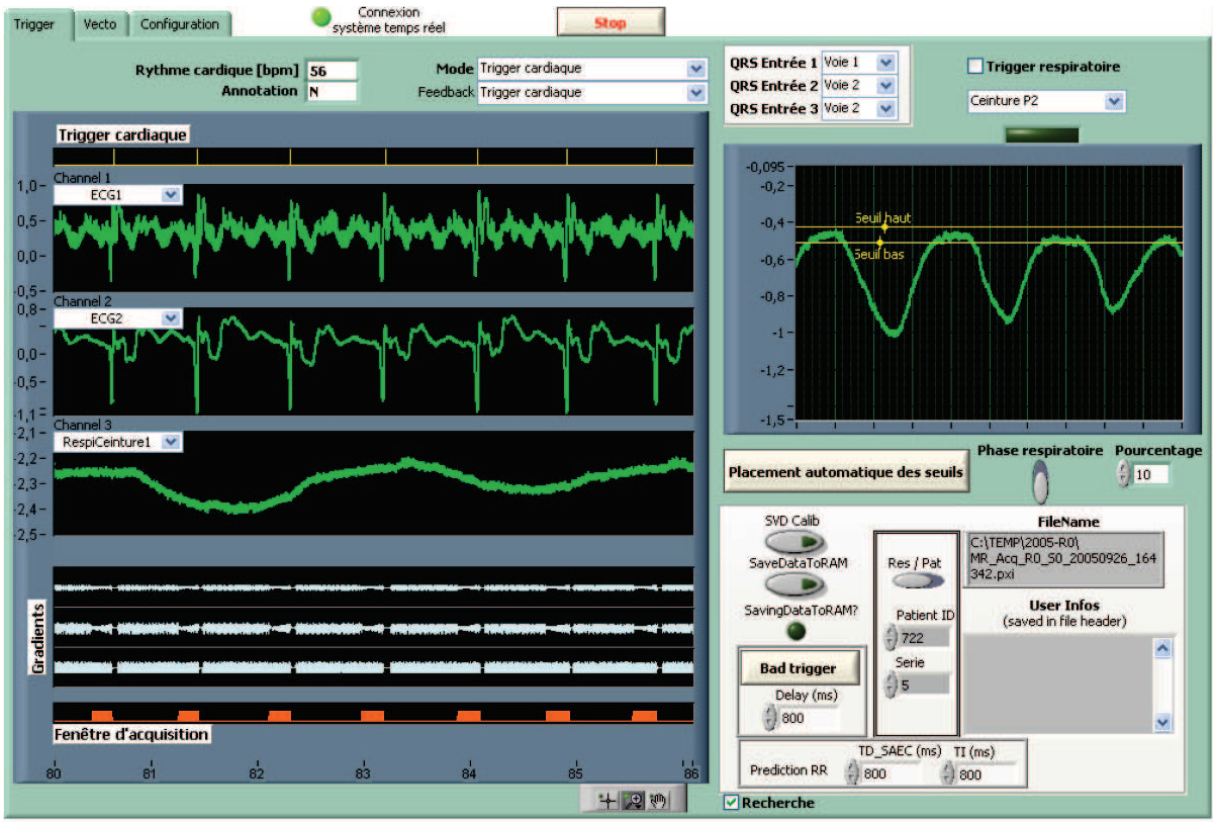


FIGURE 2.8: *Interface graphique du SAEC*

acquisitions (pendant le gradient de lecture) nous considérerons une simple translation en fonction du temps. Ces problèmes ont été traités par Haacke et Patrick (1986), Haacke *et al.* (1999), Schultz *et al.* (1984), Wood et Henkelman (1985) et ont l'avantage de clairement montrer l'effet du mouvement sur les images finales.

2.2.1 Mouvements inter-acquisitions

Dans cette partie, nous considérons uniquement des mouvements survenant entre deux excitations successives, en négligeant les mouvements ayant lieu pendant l'acquisition elle-même (c'est-à-dire entre l'excitation et la fin del'application du gradient de lecture).

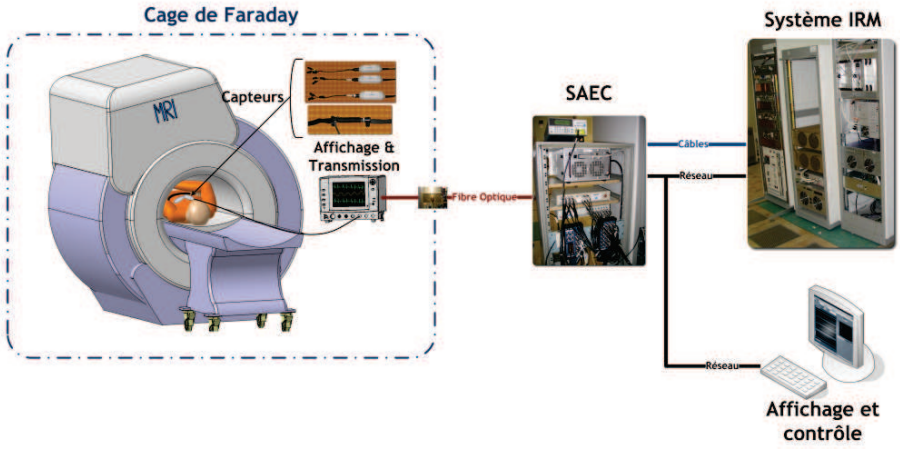


FIGURE 2.9: *Vue d'ensemble du SAEC.*

2.2.1.1 Mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence

Considérons un mouvement sinusoïdal : chaque spin de l'objet oscille autour de sa position d'origine x_0 :

$$x(t') = x_0 + A_m \sin\left(\omega_m t'\right). \tag{2.1}$$

Dans ce modèle de mouvement simple, t' représente le temps entre l'application du premier gradient d'encodage de phase jusqu'au gradient de phase "actuel". On note G_y l'amplitude du gradient d'encodage de phase et ΔG_y le pas entre deux encodages de phase consécutifs. On a donc $G_y/\Delta G_y = k_y/\Delta k_y$, à l'origine de t' on a $k_y/\Delta k_y = N_y$. Avec ces notations, on a :

$$t' = (k_y/\Delta k_y + N_y)T_R. \tag{2.2}$$

En reprennant l'équation du signal (1.12), on obtient :

$$s(k_x, k_y) = \iint_\Omega \rho(x(t'), y) e^{(-2\pi\jmath(k_x x(t') + k_y y))} dx dy. \tag{2.3}$$

Il est alors possible d'éliminer la dépendance en temps de la densité de spins ρ à l'aide du changement de variable suivant :

$$x' = x - A_m \sin\left(\omega_m t'\right). \tag{2.4}$$

L'équation du signal (2.3) devient alors :

$$s(k_x, k_y) = \iint_\Omega \rho(x', y) e^{(-2\pi\jmath[k_x(x' + A_m \sin(\omega_m t')) + k_y y])} dx' dy. \tag{2.5}$$

En utilisant l'identité :

$$e^{-\jmath\alpha\sin(\omega t)} = \sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(\alpha) e^{-\jmath p\omega t} \tag{2.6}$$

où J_p sont les fonctions de Bessel modifiées de première espèce d'ordre p. D'où en substituant à t' son expression (2.2), on peut réécrire l'équation (2.5) sous la forme :

$$\begin{aligned} s(k_x, k_y) \quad = & \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \iint_\Omega \rho(x', y) J_p(2\pi A_m k_x) \\ & e^{(-2\pi\jmath(k_x x' + k_y y) - \jmath p\omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y)T_R)} dx' dy \end{aligned} \tag{2.7}$$

ou encore :

$$\begin{aligned} s(k_x, k_y) = & \iint_\Omega \rho(x', y) e^{(-2\pi\jmath(k_x x' + k_y y))} dx' dy \\ & \sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(2\pi A_m k_x) e^{\{-\jmath p\omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y)T_R\}}. \end{aligned} \tag{2.8}$$

Dans cette dernière relation apparaît la transformation de Fourier de ρ, l'objet statique en x_0 (car le lecteur aura remarqué que $x' = x_0$), multipliée par un terme qui module l'amplitude de ce dernier ($J_p(2\pi A_m k_x)$) dans la direction de fréquence, et un autre terme de périodicité dans la direction de phase qui se traduira par du repliement[4]. En notant $\mathcal{F}$, l'opérateur de transformation de Fourier, on peut écrire :

$$s(k_x, k_y) = \mathcal{F}\left\{\rho(x_0, y)\right\}(k_x, k_y) \sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(2\pi A_m k_x) e^{\{-\jmath p\omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y)T_R\}}. \tag{2.9}$$

4. que l'on retrouve souvent sous le terme de "fantôme" de l'anglais *Ghost* ou *Ghost artifact*

A partir de cette dernière équation, on peut calculer l'image reconstruite $\hat{\rho}(x,y)$ en présence d'un mouvement dans la direction de fréquence :

$$\hat{\rho} = \rho\{s\} = \rho \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \mathcal{F}\left\{ J_p(2\pi A_m k_x) e^{(-\jmath p \omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y) T_R)} \right\} \tag{2.10}$$

où $\star_{(x,y)}$ représente le produit de convolution 2D selon x et y. On peut ensuite calculer la fonction d'étalement, ou PSF[5] qui est obtenue en considérant une impulsion de Dirac en (x_0, y_0) ($\rho(x,y) = \delta(x - x_0, y - y_0)$) :

$$PSF(x,y) = \delta(x - x_0, y - y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \mathcal{F}\left\{ J_p(2\pi A_m k_x) e^{(-\jmath p \omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y) T_R)} \right\}. \tag{2.11}$$

Dans le terme à droite du produit de convolution, on remarque qu'une partie dépend de x et l'autre de y, on peut donc les séparer et calculer la transformée de Fourier :

$$\begin{aligned} &\mathcal{F}\left\{ J_p(2\pi A_m k_x) e^{(-\jmath p \omega_m (k_y/\Delta k_y + N_y) T_R)} \right\} = \\ &\qquad \mathcal{F}\left\{ J_p(2\pi A_m k_x) \right\}(x) \delta(y - p\frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}). \end{aligned} \tag{2.12}$$

La transformée de Fourier des fonctions de Bessel peut se calculer à l'aide des polynômes de Chebyshev de première espèce et d'ordre p, notés T_p :

$$\mathcal{F}\left\{ J_p(2\pi A_m k_x) \right\}(x) = \begin{cases} \frac{2(\jmath)^p T_p(x/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - x^2}} & \text{si} \quad |x| < A_m \\ 0 & \text{si} \quad |x| \geq A_m \end{cases}. \tag{2.13}$$

Finalement, on peut calculer la PSF sous la forme :

$$PSF(x,y) = \begin{cases} \delta(x - x_0, y - y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \frac{2(-\jmath)^p T_p(x/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - x^2}} \delta(y - p\frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}) & \text{si} \quad |x| < A_m \\ 0 & \text{si} \quad |x| \geq A_m \end{cases}. \tag{2.14}$$

Ainsi, un point initialement positionné en (x_0, y_0) et oscillant dans la direction de fréquence aura son signal réparti selon la direction x (voir le terme fonction de x) mais aussi selon la direction y (voir le terme fonction de y).

Un mouvement périodique, selon la direction de fréquence, de l'objet pendant l'acquisition IRM entraînera une périodisation de l'objet dans l'image reconstruite, ou fantômes. L'espacement des fantômes est proportionnel à $p(\omega_m T_R N_y)/(2\pi)$, qui dépend du champ de vue dans la direction de phase, de la fréquence du mouvement $f_m = \omega_m / 2\pi$ ainsi que du temps de répétition. Si $f_m T_R < 1$, les fantômes se retrouveront dans l'image, mais si $f_m T_R > 1$ alors les fantômes seront en dehors du champ de vue. Le cas limite $f_m T_R = 1$ correspond au cas où le temps de répétition est égal à la période du mouvement, c'est-à-dire que l'acquisition est synchronisée sur le mouvement. En théorie, on peut donc séparer l'objet imagé et ses fantômes en augmentant le T_R, voire les faire disparaître. En pratique cependant, les mouvements rencontrés, notamment dans l'abdomen (respiration ou la dérives des organes pendant une apnée imparfaite), ne sont pas purement sinusoidaux et les composantes basse fréquence se replient dans la champ de vue, entraînant l'apparition d'artefact fantôme dans les images.

Le mouvement périodique selon la direction de fréquence génère également un flou sur une distance dépendant de l'amplitude du mouvement A_m. La forme de ce flou dépend de l'amplitude du mouvement et de l'indice p du fantôme. Ce flou est borné et l'intensité maximum se

5. PSF est l'acronyme anglais de *Point Spread Function*, fonction d'étalement du point en français.

trouve près des extrémités du mouvement, correspondant ici aux positions les plus fréquentes d'un point de vue statistique.

Enfin, notons que la PSF que nous venons de calculer est celle de la version continue du processus d'acquisition et de reconstruction. Afin de ne pas alourdir l'écriture, nous avons en effet omis les termes correspondant à la discrétisation du problème (multiplications/convolutions avec des peignes de Dirac/fonctions portes). Pour revenir au cas réel, il y a deux phénomènes à prendre en compte. Le premier est la diminution de l'intensité du signal des fantômes à mesure qu'ils s'éloignent du centre de l'espace k. Ceci peut s'expliquer par le fait que le terme de flou dans la direction x, pour les valeurs élevées de p, présente des pics à haute fréquence qui sont filtrés lors de la discrétisation. La deuxième modification est liée à la périodicité de l'image introduite par la discrétisation de l'espace de Fourier. Par conséquent, si des fantômes d'ordre élevé sortent du champ de vue mais ne voient pas leur intensité suffisamment diminuée, ils peuvent potentiellement apparaître dans le champ de vue à cause du repliement dû à la discrétisation.

Dans la section suivante, nous nous intéresserons au cas où le mouvement est dans la direction de phase.

2.2.1.2 Mouvement sinusoïdal dans la direction de phase

Nous considérons maintenant un mouvement sinusoïdal mais dans la direction de phase :

$$y(t') = y_0 + A_m \sin\left(\omega_m t'\right). \tag{2.15}$$

En faisant un raisonnement similaire à celui de la section précédente, seul le calcul de somme (équation (2.9)) est différent. En effet, dans le cas présent, il n'y a plus de dépendance en x, on obtient donc :

$$P(x,y) = \begin{cases} \delta(x-x_0, y-y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} (-1)^p \frac{2(-\jmath)^p T_p(y/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - y^2}} \star_y \delta(y - p\frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}) & \text{si } |y| < A_m \\ 0 & \text{si } |y| \geq A_m \end{cases}. \tag{2.16}$$

Comme précédemment, les fantômes sont espacés de $p(\omega_m T_R N_y)/(2\pi)$, qui dépend du champ de vue dans le direction de phase, de la fréquence du mouvement ainsi que du temps de répétition. Par contre, le terme correspondant au flou se trouve cette fois dans la direction de phase toujours sur une longueur de $\pm A_m$, l'amplitude du mouvement.

Pour résumer, un mouvement de l'objet pendant l'acquisition des données IRM génère des artefacts fantôme dans la direction de l'encodage en phase, dont l'espacement dépend de la fréquence du mouvement, du champ de vue et du T_R, et un flou dans la direction du mouvement, dont l'étendue dépend de l'amplitude du mouvement. Ces calculs peuvent s'étendre à trois dimensions avec des résultats similaires (Wood et Henkelman, 1985).

2.2.1.3 Exemple sur fantômes

Afin d'illustrer de façon expérimentale les calculs théoriques que nous venons de présenter, nous avons utilisé une plateforme mobile développée au laboratoire. Cette plateforme est commandée par un respirateur compatible IRM et permet de simuler des mouvements de translation périodiques suivant l'axe normale à la table de l'imageur. Le principe de fonctionnement est le suivant : le respirateur envoie périodiquement de l'air dans un ballon. En se gonflant, le ballon fait monter une plaque de Téflon montée avec plusieurs liaisons pivot. Ensuite, le ballon se dégonfle avec le poids de la plaque. La figure 2.10 est une photographie du respirateur et de la plateforme mobile.



FIGURE 2.10: *Photographie du respirateur et de la plateforme mobile utilisés pour simuler des mouvements périodiques.*

Afin de simuler l'acquisition de la PSF, nous avons utilisé une bille de gadolinium d'un diamètre de 8 mm (BrainLAB, Heimstetten, Allemagne). Cette bille a été placée sur la plateforme mobile. Nous avons également placé un objet statique (une bouteille) à coté de la plateforme mobile. Le respirateur a été réglé afin que le mouvement produit par la plateforme s'approche d'une sinusoïde à 0.25 Hz, soit environ 1 cycles respiratoires toutes les 4 s. Nous avons également disposé une ceinture respiratoire autour de la plateforme afin d'obtenir une mesure du mouvement réel (figure 2.11).

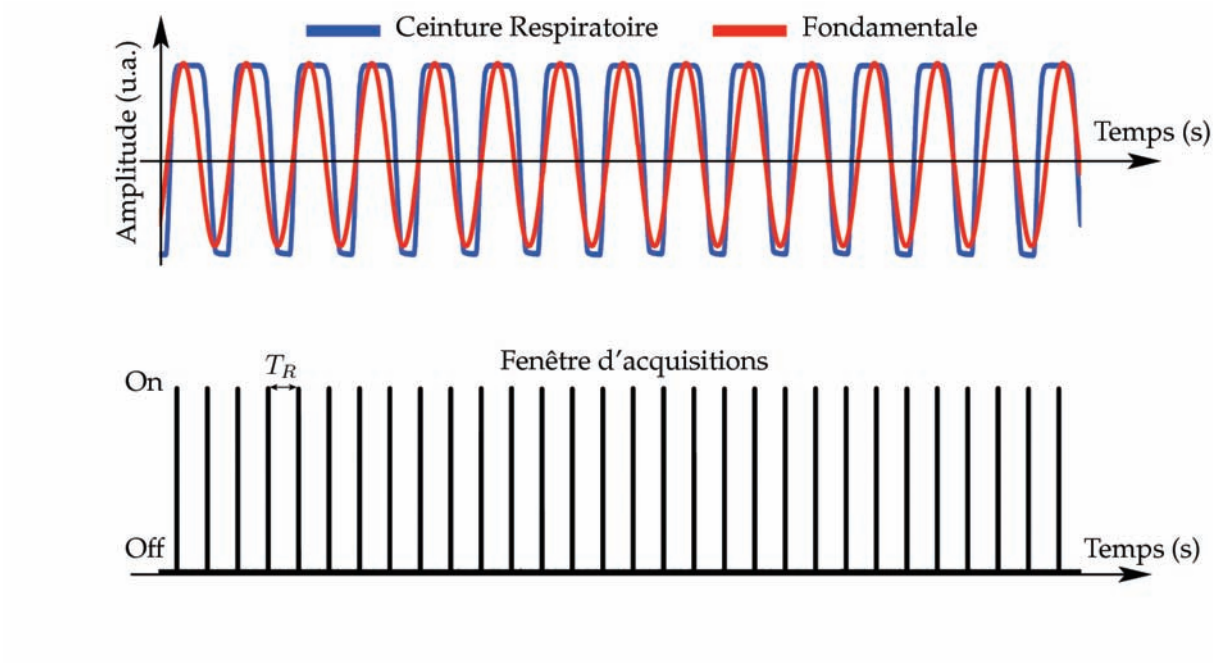


FIGURE 2.11: *En haut, mouvement périodique réel mesuré par la ceinture respiratoire (en bleu) et sa fréquence fondamentale (en rouge) de* 0.25 Hz. *En bas sont représentées les différentes fenêtres d'acquisition.*

Pour les acquisitions, nous avons utilisé une séquence d'échos de spin, avec un parcours cartésien de l'espace k comme dans le partie théorique précédente. Le nombre de lignes de

phase et le nombre de points acquis dans la direction de fréquence ont été fixés à 256. Trois expériences ont été réalisées avec des temps de répétition différents : 100 ms, 500 ms et 2000 ms. Dans un premier temps, la direction de fréquence a été choisie afin que la mouvement de la bille soit dans cette direction puis, dans un deuxième temps, dans la direction de phase.

Les résultats de ces expériences sont donnés à la figure 2.12. On remarque que la forme et l'espacement entre les fantômes sont conformes aux résultats théoriques précédents. Ainsi, dans le cas du mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence (figure 2.12-a), on retrouve la périodisation dans la direction de phase et le flou dans la direction de fréquence. De façon similaire, dans le cas du mouvement sinusoïdal dans la direction de phase (figure 2.12-b), on retrouve la périodisation et le flou dans cette même direction. Notons que dans notre expérience, la bouteille, censée être immobile, a également été mue par l'action du respirateur, ce qui explique les artefacts fantômes que l'on constate sur les.

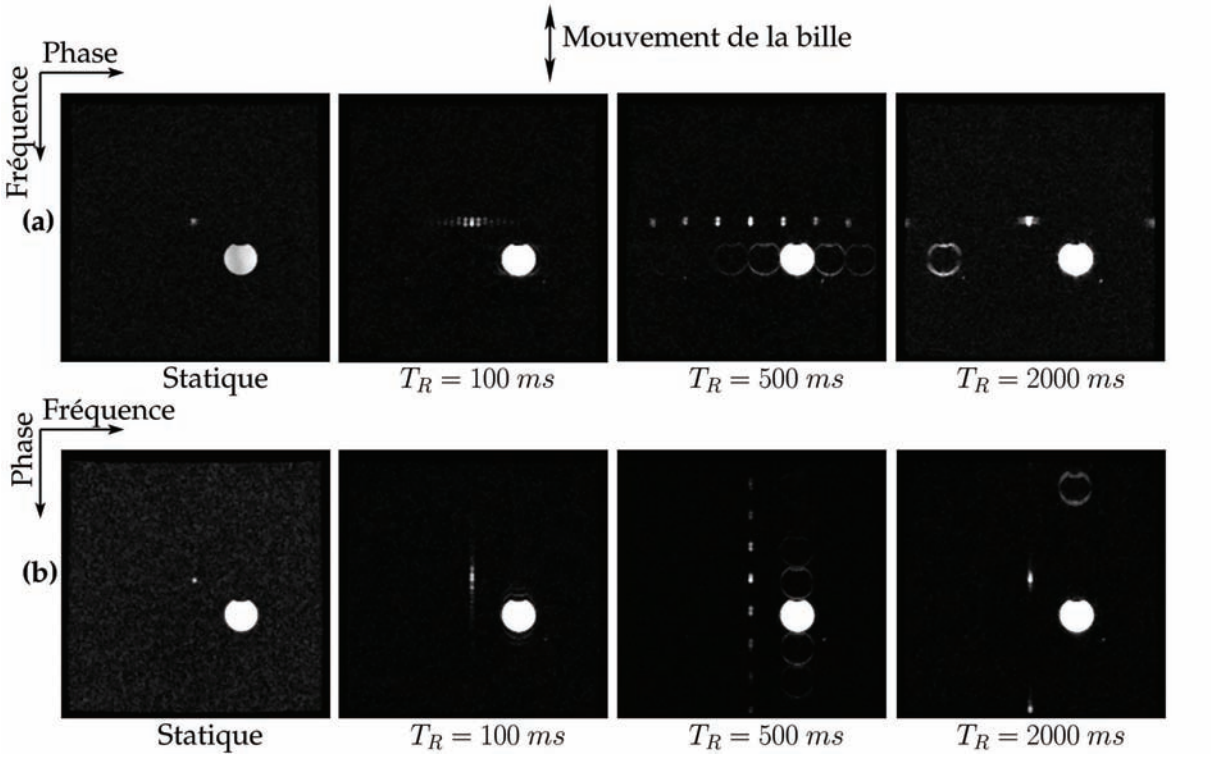


FIGURE 2.12: *Résultat de l'application d'un mouvement sinusoïdal dans les directions de fréquence* ***(a)*** *et de phase* ***(b)****. On peux remarquer que l'espacement entre les fantômes varie avec T_R lorsque la période du mouvement de l'objet est fixée et que le flou est toujours dans la direction du mouvement. La fréquence fondamentale du mouvement est de $0.25\ Hz$ ($\omega_m = 1.57\ rad/s$) et l'amplitude A_m de $24\ mm$.*

2.2.2 Mouvements intra-acquisition

Nous considérons à présent un mouvement apparaissant entre l'excitation et la fin du gradient de lecture (mouvement intra-acquisition). Dans la chapitre 1, nous avons vu que le processus d'encodage des signaux IRM est lié à la phase accumulée des isochromates. Or, la phase accumulée dépend de leurs positions. Par conséquent, le mouvement de l'objet, qui engendre également un déphasage, va "corrompre" l'encodage (Bernstein *et al.*, 2004, Haacke *et al.*, 1999).

Dans ce qui suit, nous supposons que le mouvement survient principalement lors de l'application du gradient de lecture. Considérons le cas d'un écho de gradient avec un gradient bipolaire comme représenté sur la figure 2.13.

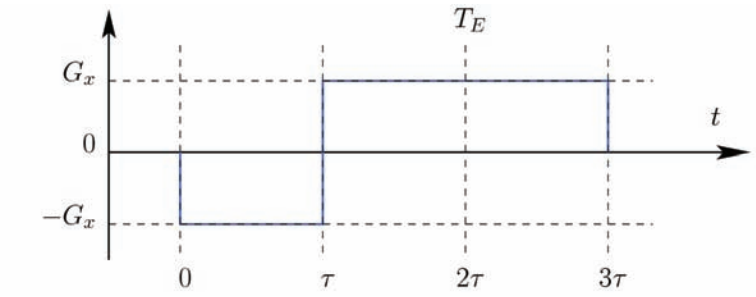


FIGURE 2.13: *Gradient de lecture bipolaire utilisé pour le calcul du déphasage des isochromates lors d'un déplacement linéaire à vitesse constante.*

Considérons également un mouvement selon la direction de fréquence à vitesse constante ν_x :

$$x(t) = x_0 + \nu_x t. \tag{2.17}$$

La phase accumulée par l'ensemble de spins initialement en x_0, s'écrit alors :

$$\phi(t) = \gamma \int_0^t G_x(t')x(t')dt'. \tag{2.18}$$

En poursuivant le calcul, on trouve facilement que la phase des spins est composée d'un terme ϕ_0, dû à l'encodage spatial de la position initiale x_0, et d'un autre terme ϕ_ν, dû aux déplacements :

$$\phi(t) = \phi_0(t) + \phi_\nu(t), \tag{2.19}$$

avec

$$\begin{cases} \phi_0(t) = -\gamma G_x x_0 t & \text{si} \quad 0 \leq t \leq \tau \\ \phi_0(t) = \gamma G_x x_0 (t - 2\tau) & \text{si} \quad \tau \leq t \leq 3\tau \end{cases} \tag{2.20}$$

et

$$\begin{cases} \phi_\nu(t) = -\frac{1}{2}\gamma G_x \nu_x t^2 & \text{si} \quad 0 \leq t \leq \tau \\ \phi_0(t) = -\frac{1}{2}\gamma G_x \nu_x (t^2 - 2\tau^2) & \text{si} \quad \tau \leq t \leq 3\tau. \end{cases} \tag{2.21}$$

Dans le cas où l'objet imagé est statique, l'aimantation est rephasée à l'écho c'est-à-dire qu'on a $\phi(2\tau) = \phi(T_E) = \phi_0(T_E) = 0$. Ici, à cause du terme dû au déplacement $\phi(T_E) = \phi_\nu(T_E) = \gamma G_x \nu_x \tau^2$ n'est plus nul.

Le terme de phase dépendant de la vélocité au temps d'écho pour un gradient bipolaire est constant. Ce déphase apparaîtra dans l'image reconstruite après transformation de Fourier, et on trouvera :

$$\rho_\nu(x, y) \approx e^{\left(-\jmath\gamma G_x \nu_x x_0 \tau^2\right)} \rho(x, y). \tag{2.22}$$

Nous avons utilisé le signe "approximativement égal à" car les termes dus à la vélocité pendant le reste de l'échantillonnage sont négligés ici.

Cette propriété est par ailleurs souvent utilisée pour estimer la vélocité de déplacement d'un flux ν_x, dans les séquences de contraste de phase (Bernstein *et al.*, 2004). Le type de mouvement discuté dans cette section correspond, par exemple, au flux sanguin dans une artère ou une veine mais pas vraiment au mouvement d'un organe. Effectivement, la durée d'un gradient de lecture est généralement très courte, voire négligeable, par rapport aux mouvements d'origine cardiaque ou respiratoire.

2.2.3 Sortie de plan de coupe

L'autre problème récurrent en IRM est la sortie de plan de coupe. Ce problème peut être particulièrement gênant en imagerie 2D, puisque lors d'une sortie de coupe, ce ne sont pas les mêmes spins qui se trouvent dnqs la coupe imagée d'une excitation à l'autre. Pour illustrer l'effet d'une sortie de plan de coupe périodique selon l'axe z (perpendiculaire à la coupe), on considère que la densité de spins mesurée varient au cours du temps. C'est le cas par exemple, des flux sanguins dans l'aorte lorsque qu'on réalise une coupe perpendiculaire à cette dernière. Comme la densité est maintenant une fonction périodique de période $T_m = 2\pi/\omega_m$, on peut la décomposer en une série de Fourier :

$$\rho(x, y, t') = \sum_{p=-\infty}^{+\infty} a_p(x, y) \exp\left\{\jmath p \omega_m \hat{t}\right\} \tag{2.23}$$

avec

$$a_p(x, y) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} \rho(x, y, \hat{t}) \exp\left\{\jmath p \omega_m \hat{t}\right\} d\hat{t} \tag{2.24}$$

et

$$\hat{t} = t + T_R(k_y/\Delta k_y) + nT_R. \tag{2.25}$$

En intégrant la série de Fourier dans l'équation du signal (1.12), il suit :

$$\hat{\rho}(x, y) = \sum_{p=-\infty}^{\infty} \rho_p(x - p\omega_m t/(2\pi k_x), y - p\omega_m T_R N_y/(2\pi \Delta k_y)) \exp\{\jmath p \omega_m n T_R\} \tag{2.26}$$

avec

$$\begin{aligned} \rho_p(x, y) &= \mathcal{F}\{s_p(k_x, k_y)\} && (2.27) \\ &= \mathcal{F}\left\{ \iint_{\Omega} a_p(x, y) \exp\left\{\jmath p \omega_m \hat{t} - 2\pi\jmath(k_x x + k_y y)\right\} dxdy \right\}. && (2.28) \end{aligned}$$

Ainsi, en analysant l'équation (2.26), on remarque qu'une fois de plus un mouvement périodique perpendiculaire au plan de coupe créera des artefacts de type "fantôme" sur l'image. Mis à part le facteur de phase, chaque ρ_p représente un fantôme décalé essentiellement dans la direction de phase. Dans le cas où $p = 0$, on retrouve la vraie image mais modifiée en phase et en module.

2.2.4 Conclusion sur les effets du mouvement en IRM

Le mouvement est un problème récurrent en IRM, particulièrement pour l'imagerie thoraco-abdominales (coeur, foie, reins). Nous n'avons pas parlé ici des mouvements "volontaires" du patient, qui sont limités par une préparation adéquate du patient (instructions de rester aussi immobile que possible). Nous ne considérerons ici que les mouvements "involontaires" des patients comme les mouvements d'origine cardiaque et respiratoire. Ces mouvements ont la particularité d'être pseudo-périodiques, c'est-à-dire que l'on peut considérer que chaque période varie peu d'un cycle à l'autre.

Nous avons montré que les mouvements périodiques inter-acquisitions engendrent des artefacts fantômes dans la direction de phase et un flou dans la direction du mouvement. Dans la suite, le mouvement intra-acquisition sera négligé car le temps d'application d'un gradient de lecture est généralement faible devant la période des mouvements considérés (quelques millisecondes contre au moins quelques centaines de millisecondes). Les sorties de plan de coupe

ne seront elles non plus pas prises en compte dans la mesure où nous réaliserons essentiellement de l'imagerie 2D. Cependant, elles constituent une des limites principales des méthodes proposées.

Dans la suite de ce chapitre, nous allons voir comment ces mouvements sont gérés dans la pratique courante, puis nous exposerons les solutions qui ont été proposées au niveau recherche.

2.3 Stratégies d'acquisition pour réduire les effets du mouvement

2.3.1 En routine clinique

2.3.1.1 Imagerie rapide et stratégies d'acquisition

L'utilisation de séquences d'imagerie rapides, telles que les séquences à base d'EPI (Mansfield, 19877) ou de spirales (Meyer *et al.*, 1992), permettent de "geler" les mouvements physiologiques en reduisant le temps d'acquisition par rapport à la période du mouvement. Ces techniques sont cependant très sensibles aux inhomogénéités de champ magnétique, qui sont très importantes à l'interface cœur-poumon par exemple, et introduisent des distortions importantes dans les images.

Par ailleurs, les acquisitions *single shot* (la totalité des données de l'espace k sont acquises à la suite d'une seule excitation RF) permettent de supprimer la problématique du mouvement inter-acquisition. Cependant, de telles techniques impliquent de compromettre la résolution spatiale de l'image.

L'utilisation des antennes multi-éléments et le développement de l'imagerie parallèle permettent d'accélérer les acquisitions en sous-échantillonnant les données de l'espace k. Cette technique est maintenant très utilisée en routine clinique, particulièrement dans les protocoles cardiaques, tous les constructeurs proposant leur méthode dans les imageurs commerciaux. Cependant, les facteurs d'accélération atteignables restent très en dessous des accélérations théoriques maximales (en général 2 et moins pour des antennes à 8 canaux). La reconstruction d'images à partir d'acquisitons partielles de l'espace de Fourier est également possible et permet de réduire le temps d'acquisition d'environ 40%, un peu plus de la moitié de l'espace k étant nécessaire.

Le choix de l'ordre d'acquisition de l'espace k permet également de réduire les artefacts de mouvement (Bailes *et al.*, 1985). Il est en effet judicieux d'acquérir les lignes importantes de l'espace k (les lignes centrales) dans les périodes de mouvement minimal. Lorsque l'acquisition est segmentée, les lignes étant acquises par blocs, il peut également être intéressant de ne pas acquérir toutes les lignes centrales dans le même bloc, de sorte que si un des blocs est affecté par le mouvement, il pourra être rejeté sans risquer de perdre toute l'information du centre de l'espace k.

Parmi les autres approches pour minimiser les effets du mouvement, on peut citer l'imagerie temps réel et les approches de sous-échantillonage spatio-temporelles. Le but de ces deux approches est d'acquérir les images en un temps très court qui peut, dans certains cas, être considéré comme négligeable devant les pseudo-périodes des mouvements cardiaques et respiratoires. Une approche intéressante proposée par Kellman *et al.* (2008) permet l'acquisition de cinés cardiaques en respiration libre en utilisant l'imagerie temps réel et une synchronisation rétrospective. Ensuite, ces mêmes images sont utilisées pour estimer et corriger les mouvements puis une moyenne des données corrigées est effectuée sur les images acquises dans les mêmes phases cardiaques pour améliorer le rapport signal sur bruit. Une autre approche très répandue pour améliorer la résolution temporelle des qpplicqtions dynamiques est l'approche $k-t$ BLAST et $k-t$ SENSE (Tsao *et al.*, 2003). Cette technique consiste à sous-échantilloner les données dans l'espace $k-t$ (k comme espace k et t comme le temps) en acquérant une ligne sur N lors du premier point temporel, puis à répéter ce schéma d'acquisition en se décalant d'une ligne à chaque point temporel, de sorte qu'au bout de N étapes d'échantillonages, toutes les

lignes de l'espace k aient été parcourues. Le sous-échantillonage dans l'espace $k-t$ entraîne alors un repliement dans l'espace réciproque $x-f$ qui peut être résolu lors de la reconstruction des images (Tsao *et al.*, 2003). Cette technique permet ainsi d'améliorer la résolution temporelle d'un facteur N. Cette méthode a été appliquée avec succès à l'imagerie ciné temps réel non synchronisée pour l'évaluation de la fonction cardiaque (Tsao *et al.*, 2005). L'approche $k-t$ SENSE a également été combinée avec une acquisition radiale pour évaluer la fonction cardiaque dans les cardiopathies congénitales (Muthurangu *et al.*, 2008).

2.3.1.2 Apnée

L'apnée est une technique très répandue pour limiter le mouvement respiratoire. Elle est essentiellement utilisée en imagerie cardiaque. En général, les apnées sont réalisées en fin d'expiration car il a été montré qu'elles sont plus reproductibles et stables qu'en fin d'inspiration (Fischer *et al.*, 2006). Le même genre d'expérience a été conduit au laboratoire et nous a mené aux mêmes conclusions (Pasquier, 2007).

Une étude menée par Jahnke *et al.* (2006) sur 141 patients a permis d'établir la capacité des patients à tenir les apnées. Elle a entre autres montré que la durée moyenne de l'apnée est de 29 ± 13 s avec une médiane à 25 s, un minimum à 10 s et un maximum à 64 s (figure 2.14). Un autre résultat intéressant de cette étude est que 60% des patients tiennent l'apnée en fin d'expiration sans aucun mouvement résiduel, 17% d'entre eux présentent une dérive au début de l'apnée suivie d'un plateau en fin d'expiration, 11% présentent une dérive du début à la fin de l'apnée et 12% n'ont pas été en mesure de maintenir une apnée stable avec beaucoup de mouvements résiduels.

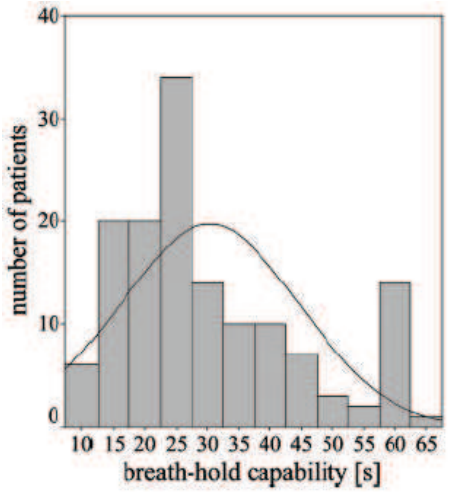


FIGURE 2.14: *Histogramme de la durée des apnées sur* 141 *patients. Extrait de (Jahnke* et al.*, 2006).*

Une limitation induite par le recours à l'apnée est qu'elle doit rester relativement courte pour que les patients puissent la tenir pendant toute la durée de l'acquisition des données. On considère généralement que 30 secondes est un maximum, sachant qu'une durée inférieure est préférable lorque de nombreuses apnées doivent être éffectuées au cours du même examen (lors des examens cardiaques par exemple). Par conséquent, le recours à l'apnée limite le temps d'acquisition et donc les résolutions spatiale et temporelle. Par ailleurs, même si cette technique a fait ses preuves, elle nécessite la coopération des patients ce qui peut être problématique dans certains cas (enfants, personnes âgées), voire impossible (problèmes respiratoires).

2.3.1.3 Synchronisation

Les techniques de synchronisation de l'IRM sont elles aussi très répandues, particulièrement pour l'IRM cardiaque. Elles visent à ne prendre en compte les données acquises que

pendant les périodes où le mouvement est minimal. Elles reposent sur la périodicité des mouvements respiratoire et/ou cardiaque et sur leur reproductibilité, l'acquisition de la totalité de l'espace k étant segmentée sur plusieurs cycles du mouvement. Il existe deux types de synchronisation : prospective et rétrospective. La synchronisation prospective consiste à n'acquérir les données que pendant les périodes visées. Ceci peut être fait en déclenchant la séquence au moment choisi par l'application de l'onde RF d'excitation (*triggerring*) ou en n'autorisant l'acquisition des données qu'à ce moment précis, les impulsions RF étant appliquée en continu (*gating*). La deuxième méthode présente l'avantage de préserver le *timing* de la séquence et donc le contraste des images, mais implique une importante déposition d'énergie du fait du nombre d'impulsions RF appliquées. Elle est généralement utilisée pour les acquistions en écho de gradients, la puissance des impulsions RF étant moindre. La première méthode, quant à elle, est sensible aux variations du signal de déclenchement, le temps de répétition de la séquence étant directement lié à ce dernier. La synchronisation rétrospective consiste à acquérir continûment plusieurs espaces k à la suite et à trier les données *a posteriori* en ne gardant que les données correspondant au mouvement minimal.

Synchronisation cardiaque Elle consiste à synchroniser l'acquisition des signaux RMN et l'activité cardiaque mesurée par l'ECG ou par l'oxymètre de pouls, qui mesure la saturation pulsée en oxygène. Etant donné la qualité de ces signaux (voir section 2.1.1.3), seule une analyse sommaire peut être réalisée et on se contente en général de détecter l'onde R pour l'ECG et le pic systolique pour l'oxymètre. Dans le cadre de la synchronisation prospective (figure 2.15), on se sert alors d'un délai, *trigger delay* T_D, afin de "cibler" le moment du cycle cardiaque que l'on souhaite voir. En règle générale, on choisit la fin de la diastole, immédiatement après l'onde R, ou le milieu de la diastole, environ 600ms après l'onde R, correspondant à une des phases de repos du cœur. On définit également le *trigger window* T_W qui représente le pourcentage du cycle cardiaque moyen dans lequel on ne désire pas faire d'acquisitions. Ceci permet de limiter dans une certaine mesure l'effet des variations de rythme cardiaque.

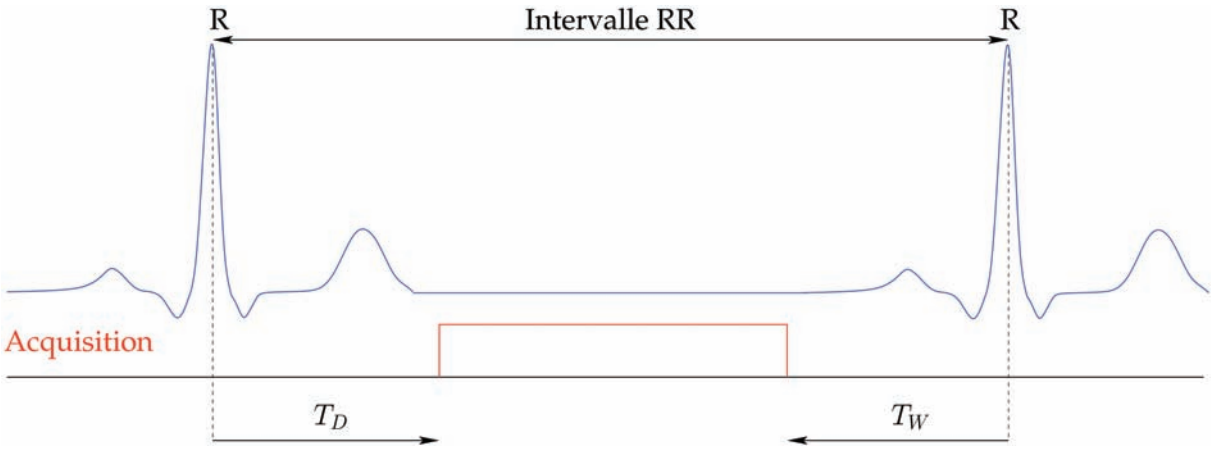


FIGURE 2.15: *Principe schématisé de la synchronisation prospective.* T_D *représente le trigger delay et* T_W *le trigger window.*

Synchronisation respiratoire Elle est couramment utilisée en imagerie abdominale. Le principe de base est de détecter le début du plateau expiratoire pour déclencher l'acquisition ou valider les acquisitions. Pour ce faire, la ceinture respiratoire est généralement utilisée, mais on peut également avoir recours aux navigateurs. Cette technique est couramment utilisée en imagerie hépatique, particulièrement pour l'acquisition de volumes 3D, où l'apnée serait beaucoup trop longue pour avoir une résolution satisfaisant les besoins cliniques (Ehman *et al.*, 1984). L'inconvénient de cette technique est qu'elle rallonge le temps d'acquisition de 30 à 50%.

Double Synchronisation Elle est utilisée en IRM cardiaque, particulièrement pour l'angiographie, pour réaliser des acquisitions trop longues (3D) pour être compatibles avec l'apnée. Il est alors nécessaire de synchroniser les aquisitions à la fois sur le rythme cardiaque et respiratoire. En angiographie des coronaires droites, on utilise couramment un navigateur diaphragmatique (figure 2.7) placé sur le dôme hépatique pour la synchronisation respiratoire, la synchronisation cardiaque étant réalisée sur l'ECG (Ehman et Felmlee, 1989). Quelques études ont également été réalisées au laboratoire en utilisant le signal de ceintures respiratoires, notamment pour l'imagerie du poumon chez des patients atteints de mucoviscidose (Mandry, 2009) ou pour la mesure du T_1 myocardique (Poinsignon *et al.*, 2011).

En complément des techniques de synchronisation, une procédure de contrôle de la qualité des données acquises peut également être mise en place. Ainsi, si malgré la synchronisation les données sont corrompues par le mouvement, elles sont rejetées et réacquises. Cette décision peut être prise en se basant sur un analyse de l'ECG (une méthode permettant de rejeter les données lorsque qu'une arythmie est suspectée est disponible sur toutes les séquences cardiaques) ou sur les données de l'espace k (Ehman et Felmlee, 1989, Sachs *et al.*, 1994). La reproductibilité du mouvement respiratoire et l'efficacité des séquences en synchronisation respiratoire peuvent également être améliorées en fournissant au sujet un retour visuel de sa courbe de respiration (Mandry, 2009) ou en l'entraînant à adopter un schéma de respiration particulier, avec des micro-apnées à la fin de chaque expiration (Poinsignon *et al.*, 2011) (figure 2.16), mais ces techniques requièrent une plus grande coopération de la part des patients.

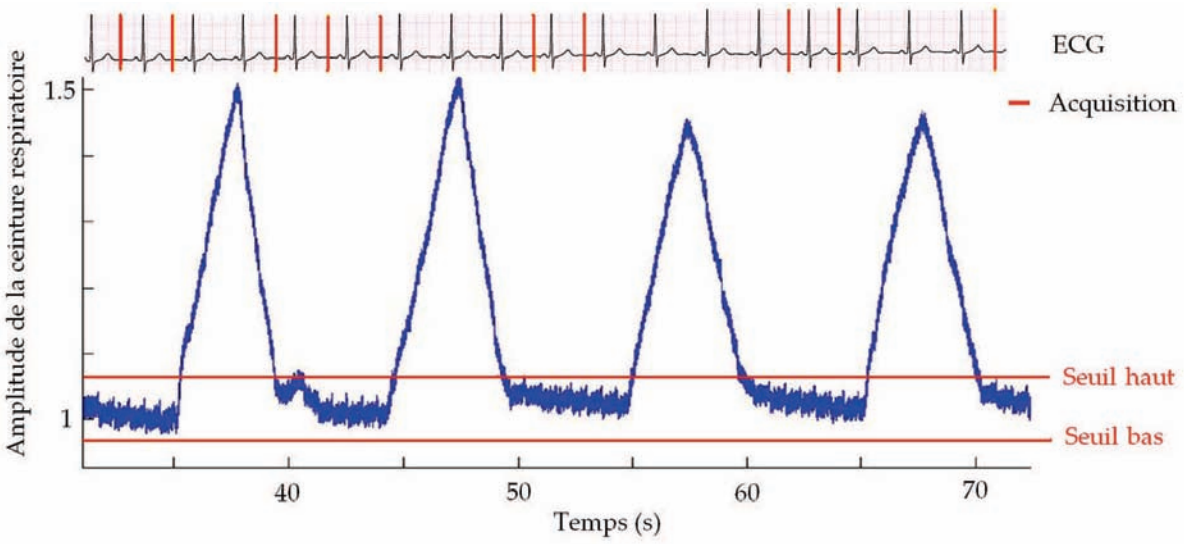


FIGURE 2.16: *Double synchronisation associée à un schéma de respiration optimisé. Le sujet effectue des micro-apnées à la fin de chaque expiration afin d'allonger le plateau expiratoire et ainsi augmenter l'efficacité de l'acquisition.*

2.3.1.4 Nécessité de la prise en compte du mouvement réel

Si les techniques de synchronisation et le recours à la coopération du patient sont largement utilisées en clinique, la proportion des examens corrompus par le mouvement reste importante (Dantendorfer *et al.*, 1997). De plus, la crainte de la survenue de ces mouvements engendre l'utilisation quasi systématique de techniques d'accélération, au prix la plupart du temps de la résolution spatiale ou du rapport signal sur bruit.

Si la coopération des patients permet dans la plupart des cas de réaliser des images de qualité satisfaisante, surtout quand un soin particulier est apporté à leur préparation (Törnqvist *et al.*, 2006), la répétition des apnées, comme par exemple lors d'examens cardiaques, peut engendrer une fatigue ou un inconfort du patient. Ceci peut alors dégrader la qualité des apnées au fur et à mesure de l'examen ou engendrer des mouvements volontaires de la part des pa-

tients. Par ailleurs, le non reproductibilité des apnées peut être délétère à la comparaison des différentes images. Dans certaines applications, on utilise plusieurs apnées afin d'obtenir toutes les informations dont on a besoin. On peut citer par exemple la mesure de la fonction cardiaque qui se fait en apnée coupe par coupe avec une séquence de type "ciné" ou la mesure de T_2 du myocarde qui se fait généralement en apnée, plusieurs acquisitions de la même coupe à différents T_E étant nécessaires. Dans tous ces cas, les apnées successives peuvent être réaliser dans des positions respiratoires différentes, ce qui peut poser problème lors du traitement des données, voire engendrer des résultats erronés. Un autre inconvénient du recours à la coopération des patients est qu'il limite l'accès à l'IRM aux patients effectivement capables de comprendre et se conformer à ces instructions simples. Ainsi, les nourrissons et les jeunes enfants sont dans la plupart des cas exclus de l'IRM. De même, les personnes en grande souffrance, pour qui il n'est généralement pas possible de rester allongés et immobiles pendant la durée de l'examen, les personnes agées ou les personnes souffrant de maladies cardio-respiratoires ne peuvent pas tenir les apnées nécessaires. Dans le cas des enfants en bas âge, on a souvent recours à la sédation voire à l'anesthésie afin de pouvoir réaliser les examens d'IRM, ce qui engendre des risques supplémentaires pour le patient (Khan *et al.*, 2007) et augmente le temps d'examen (Vanderby *et al.*, 2010).

L'utilisation de techniques de synchronisation peut par ailleurs affecter le signal RMN mesuré. Effectivement, les cycles cardiaques et respiratoires ne sont pas parfaitement périodiques. Ainsi, il a été montré que les cycles cardiaques ou intervalles RR pouvaient varier de façon significative d'un cycle à l'autre. Ceci a été montré en respiration libre (Clynes, 1960),c'est l'arythmie sinusale respiratoire, mais aussi en apnée (Raper *et al.*, 1967). Dans le cadre d'acquisition synchronisée sur l'activité cardiaque, T_R n'est plus constant et l'amplitude et la phase des signaux acquis varient à cause de ces changements de T_R (voir par exemple l'équation de signal de spin écho (4.1)). Les lignes de l'espace k acquises à la suite de différentes excitations ne sont donc plus consistants, ce qui peut engendrer des artefacts dans l'image reconstruite. Par ailleurs, si la durée des cycles cardiaques varie d'un cycle à l'autre et si un trigger delay fixe est utilisé, les données images peuvent être acquises alors que le cœur est dans différentes positions, ce qui entraîne des artefacts de mouvement. Il est donc important de bien gérer le temps en imagerie cardiaque afin que les acquisitions soient faites alors que le cœur est dans la même position d'un cycle à l'autre.

La variabilité de la respiration est un problème connu. Il a été montré qu'il existait une certaine variabilité entre les cycles respiratoires mais aussi à l'intérieur d'un même cycle (Blackall *et al.*, 2006). Il est aussi possible que pour une valeur donnée d'un signal respiratoire (issu d'une ceinture pneumatique par exemple), il y ait plusieurs positions réelles d'un organe donné. Il peut donc y avoir des mouvements résiduels malgré l'utilisation de la synchronisation respiratoire ce qui affecte la qualité des images jusqu'à, dans les cas extrêmes, empêcher leur interprétation. De plus, la respiration produit un certain nombre de mouvements et de déformations du cœur (McLeish *et al.*, 2002). Ainsi, le cœur suit une hystérésis au cours du cycle respiratoire, ce qu'il faudra prendre en compte pour l'imagerie cardiaque en respiration libre.

Enfin, il est important de noter que si ces techniques de synchronisation sont largement utilisées dans le cas des patients adultes, elles sont plus difficiles à mettre en œuvre avec les enfants. En effet, la fréquence des mouvements cardio-respiratoires est beaucoup plus élevée chez ces patients, avec des temps de repos du mouvement plus courts. Par exemple, le rythme cardiaque normal chez les nouveaux nés peut s'élever jusqu'à 140 bpm contre 60 à 100 bpm chez les adultes. De même, le rythme respiratoire moyen au repos est d'environ 12 respirations par minutes chez les adultes alors que les nouveaux nés peuvent atteindre 40 respiration par minute avec quasiment aucun "temps mort" entre les inspirations. De plus, les jeunes enfants présentent souvent des rythmes respiratoires particulièrement irréguliers avec des variations d'amplitude entre deux respirations successives qui empêchent l'utilisation des ceintures respiratoires et des echos navigateur pour la synchronisation. En pratique, afin de limiter les effets

du mouvement, on a souvent recours à la multiplication des répétitions et aux moyennages des acquisitions afin de réduire les artefacts fantômes, au prix d'un allongmeent du temps d'acquisition et d'une diminution de la finesse des détails anatomiques (Olsen, 2008).

Le mouvement en IRM est donc toujours une source d'artefacts, qui conduit à accélérer les acquisitions, souvent au prix de la résolution des images et du rapport signal sur bruit, et qui empêche l'accès de cette modalité d'imagerie à un grand nombre de patients non coopératifs. Ainsi, le mouvement cardiaque et respiratoire est un problème récurrent en IRM et il convient de trouver des solutions afin de mieux les gérer.

2.3.2 Techniques d'acquisition adaptatives

Pour corriger les mouvements du patient, une première approche consiste à modifier l'acquisition en temps réel afin d'adapter le placement de la fenêtre d'acquisition aux périodes de repos réel ou de suivre l'organe d'intérêt. Si cela impose plus de contraintes lors de la conception des séquences d'imagerie, cela permet de limiter voire de supprimer les mouvements hors coupe.

2.3.2.1 Synchronisation adaptative

Une approche pour corriger le mouvement vise à adapter la position temporelle de la fenêtre d'acquisition à la période de repos souhaité et aux variations de cycle cardiaque. Nous appellerons cela l'adaptation temporelle. Le principe de ces méthodes est d'utiliser des modèles du cycle cardiaque donnant l'intervalle QT (Ashman, 1942, Malfatto *et al.*, 2003, Roes *et al.*, 2008) ou RT (Liu et Wright, 2006) en fonction de la longueur du cycle cardiaque. Le problème est alors de choisir le modèle de cycle cardiaque et d'estimer la longueur des prochains cycles cardiaques. Ces méthodes ont été essentiellement utilisées pour l'angiographie des coronaires.

Des approches similaires existent pour la synchronisation respiratoire, afin d'adapter automatiquement la fenêtre d'acceptation des données aux changements des cycles respiratoires (Jhooti *et al.*, 2000, 2011, 2010, Kawel *et al.*, 2011). D'autres techniques basées sur l'utilisation des lignes centrales l'espace k (Larson *et al.*, 2004), ou encore le signal que l'on peut enregistrer juste après une excitation (Brau et Brittain, 2006, Spincemaille *et al.*, 2008) permettent également d'estimer le mouvement respiratoire ou cardiaque.

2.3.2.2 Acquisition adaptative

Le principe de la correction prospective est de prendre en compte le mouvement dès l'acquisition. Il est donc nécessaire de connaître le mouvement qui a lieu pendant l'acquisition, ou tout du moins une estimation de ce dernier, ou plus simplement la phase respiratoire ou cardiaque. Le plan de coupe est ensuite modifié à chaque acquisition afin de "suivre" l'organe d'intérêt. L'étape de mise à jour du plan de coupe nécessite de modifier les gradients et la RF en temps réel (Manke *et al.*, 2003, Nehrke et Börnert, 2005, Thesen *et al.*, 2000, White *et al.*, 2010).

Une méthode générale décrite par Nehrke et Börnert (2005) montre, à partir des équations de Bloch, qu'il est possible de compenser les tranformations spatiales affines quelconques. Commençons par écrire les équations de Bloch :

$$\begin{cases} \frac{dM_{xy}}{dt} = \left(-\frac{1}{T_2} - \jmath\gamma\vec{G}^t(t)\cdot\vec{r}\right) M_{xy}(t) + \jmath\gamma B_1(t) M_z(t) \\ \frac{dM_z}{dt} = \gamma \operatorname{Im}\left(B_1(t)\bar{M}_{xy}(t)\right) + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \end{cases} . \tag{2.29}$$

Ainsi, si la position $\vec{r}$ est modifiée par une tranformation affine au cours du temps, la position à l'instant t dépend de la position initale $\vec{r}_0$ selon la relation :

$$\vec{r}(t) = A(t)\cdot(\vec{r}_0 + \vec{T}(t)) \tag{2.30}$$

avec $A(t)$ une matrice 3×3 décrivant les rotations, les changements d'échelles et le cisaillement, et $\vec{T}(t)$ un vecteur 1×3 décrivant les translations. Il faut ensuite effectuer les changements

suivants :

$$\begin{aligned} \vec{G}(t) &= (A^{-1}(t))^t \cdot \vec{G}'(t) \\ B_1(t) &= B_1'(t) \cdot \exp\left(-\jmath\gamma \int_{t_0}^{t} \vec{G}'(t) \cdot T(\tau) d\tau\right) \\ M_{xy}(t) &= M_{xy}'(t) \cdot \exp\left(-\jmath\gamma \int_{t_0}^{t} \vec{G}'(t) \cdot T(\tau) d\tau\right). \end{aligned} \tag{2.31}$$

On peut montrer qu'en réécrivant les équations de Bloch (2.29) dans le nouveau système de coordonnées K' on obtient :

$$\begin{cases} \frac{dM_{xy}'}{dt} = \left(-\frac{1}{T_2} - \jmath\gamma\vec{G}^t(t) \cdot \vec{r}\right) M_{xy}'(t) + \jmath\gamma B_1'(t) M_z(t) \\ \frac{dM_z}{dt} = \gamma \operatorname{Im}\left(B_1'(t)\bar{M}_{xy}'(t)\right) + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \end{cases}. \tag{2.32}$$

Ainsi, on remarque que, en utilisant les gradients modifiés par la transformation affine $\vec{G}'(t)$ et l'enveloppe de la RF modifiée $B_1'(t)$ définie par les équations (2.31), on peut supprimer la dépendance en temps de la position $\vec{r}(t)$ et exprimer les équations de Bloch en fonction de la position initiale $\vec{r}_0$. Les équations de Bloch (2.29) et (2.32) sont alors similaires et il suffit de remplacer $M_{xy}(t)$ par $M_{xy}'(t)$ et $B_1(t)$ par $B_1'(t)$. Ceci nous indique que le formalisme de l'espace k reste valable uniquement si l'on change l'enveloppe de la RF et les gradients de façon appropriée.

2.4 Reconstruction en présence d'artefacts de mouvement

De manière générale, il est préférable de corriger les mouvements lors de l'acquisition, surtout parce qu'on limite ainsi les phénomènes de sortie de coupe. Cependant, l'implémentation des techniques de corrections prospectives n'est pas toujours possible, parce que les modifications de séquences qu'elles impliquent sont incompatibles avec le timing de la séquence, allongent le temps d'examen inconsidérément ou compromettent le contraste de l'image, que les mesures de mouvement utilisées ne sont pas suffisamment précises ou que le traitement des données et la procédure de mise à jour des paramètres d'acquisition ne sont pas assez rapides. Par ailleurs, ces techniques ne permettent de corriger que les mouvements affines.

L'avantage de la correction rétrospective est qu'il est possible de corriger les mouvements rigides mais aussi les mouvements élastiques. Effectivement, Batchelor *et al.* (2005) ont proposé une formulation matricielle générale , inspirée du formalisme de SENSE généralisé (Pruessmann *et al.*, 2001), pour reconstruire une image si les mouvements sont connus. Dans ce cas, les mouvements sont considérés comme des champs de déplacement élastiques. En effet, si l'on considère l'ensemble des signaux s acquis lors d'une expérience avec une antenne à N_γ éléments, on peut alors écrire le problème de la reconstruction sous la forme :

$$s = E\rho \tag{2.33}$$

avec E l'opérateur généralisé d'encodage et ρ l'image corrigée des artefacts de mouvement à

reconstruire. Cet opérateur E peut s'écrire :

$$E = \begin{pmatrix} \xi_{t_1} & \mathcal{F} & \sigma_1 & T_{t_1} \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_N} & \mathcal{F} & \sigma_1 & T_{t_N} \\ & & \vdots & \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_1} & \mathcal{F} & \sigma_{N_\gamma} & T_{t_1} \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_N} & \mathcal{F} & \sigma_{N_\gamma} & T_{t_N} \end{pmatrix} \tag{2.34}$$

où ξ_{t_n} représente l'opérateur d'échantillonage au temps t_n de l'acquisition, $\mathcal{F}$ est la transformée de Fourier, σ_n représente la sensibilité dans l'espace de l'élément d'antenne numéro n et T_{t_n} est le champ de déplacement libre (transformation spatiale arbitraire) au moment t_n.

Le problème consiste dans un premier temps à estimer les transformations T_{t_n} puis à inverser le système (2.33) à l'aide d'une méthode itérative comme le gradient conjugué ou GMRES (Saad et Schultz, 1986). Des formulations similaires ont également été proposées par la suite par Bammer *et al.* (2007), pour les mouvements rigides de la tête, par Odille *et al.* (2008a), en utilisant un modèle de mouvement contraint par les signaux physiologiques, et par Atkinson *et al.* (2006), pour corriger les changements de phase induits par les pulsations cardiaques en IRM de diffusion.

Cette formulation matricielle présente plusieurs avantages. Tout d'abord, elle permet d'exploiter les techniques de l'algèbre linéaire pour la reconstruction. Ensuite, elle inclut la théorie de l'imagerie parallèle et, de fait, la capacité des antennes multi-canaux à "remplir" les données manquantes de l'espace k, le mouvement pouvant induire des sous-echantillonnages (si on décide de rejeter des données que l'on suspecte d'être courompues par du mouvement hors coupe (Odille *et al.*, 2007c), ou dans le cas de correction de rotations (Atkinson et Hill, 2003) (figure 2.17)). Enfin, le système peut inclure des artefacts causés par le mouvement, des changements de phase, et des changements de contraste (Filipovic *et al.*, 2011, Lohezic *et al.*, 2010), ainsi que les erreurs résiduelles de la correction prospective, telle que des inhomogénéités de champs B_0 ou des variations de sensibilité d'antenne dues au déplacement de la coupe.

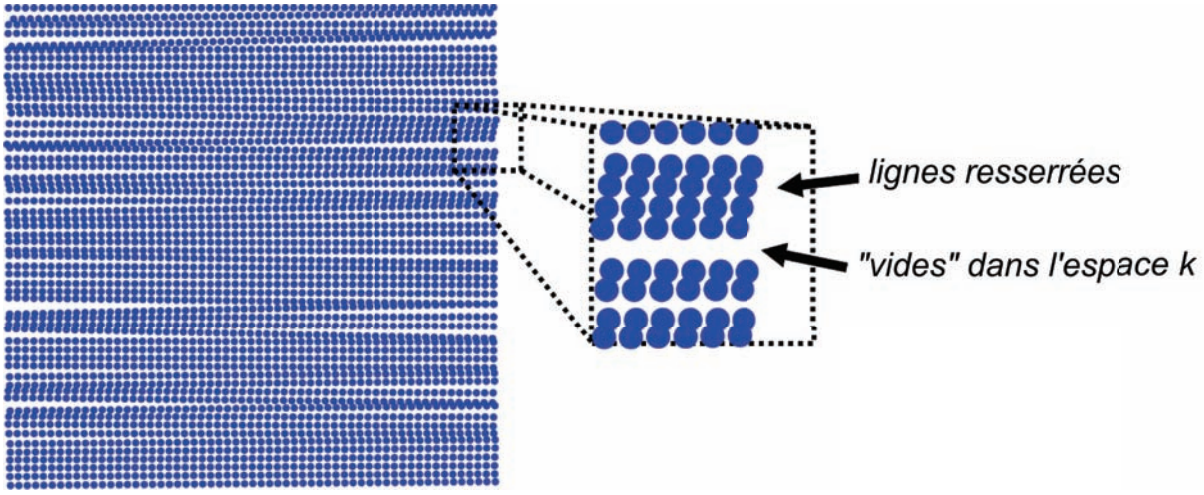


FIGURE 2.17: *Effet de la correction de rotations sur l'espace k.*

2.5 Estimation de mouvement

Pour corriger le mouvement (et pas seulement synchroniser l'acquisition ou rejeter des données corrompues), que ce soit prospectivement ou rétrospectivement, il est nécessaire de connaître les mouvements qui ont lieu pendant l'acquisition. Plusieurs techniques pour le mesurer ou l'estimer sont décrites ici.

Les échos navigateurs (des données RMN entrelacées dans la séquence d'imagerie) fournissent une projection de l'objet dont on peut déduire le mouvement (Ehman et Felmlee, 1989). Les plus simples sont des lignes de l'espace k non encodées en phase, ou lignes centrales. Uribe *et al.* (2007) les ont récemment appliquées à l'imagerie ciné en respiration libre, le signal extrait de ces lignes centrales permettant une synchronisation respiratoire. Pour isoler le signal provenant d'une région spécifique, typiquement le dôme du foie, des excitations en pinceau sont généralement utilisées (figure 2.7). Ces navigateurs donnent une information 1D sur le mouvement et plusieurs d'entre eux peuvent être combiner afin de mesurer des mouvements complexes (Hardy *et al.*, 1991). Des navigateurs avec des trajectoires plus élaborées peuvent également être utilisés comme les navigateurs sphériques (Petrie *et al.*, 2005, Welch *et al.*, 2002), les navigateurs orbitaux (Ward *et al.*, 2000) ou encore les navigateurs en "feuille de trèfle" (*cloverleaf*) (Van Der Kouwe *et al.*, 2006) (figure 2.18). Tous ces navigateurs permettent d'estimer 3 translations et 3 rotations. Pour détecter spécifiquement le mouvement du cœur, Nguyen *et al.* (2003) ont développé des navigateurs à partir du signal de la graisse proche des coronaires. Il est également possible d'échantillonner le signal de FID généré par les impulsions RF et d'en extraire des informations sur le mouvement (Buehrer *et al.*, 2008).

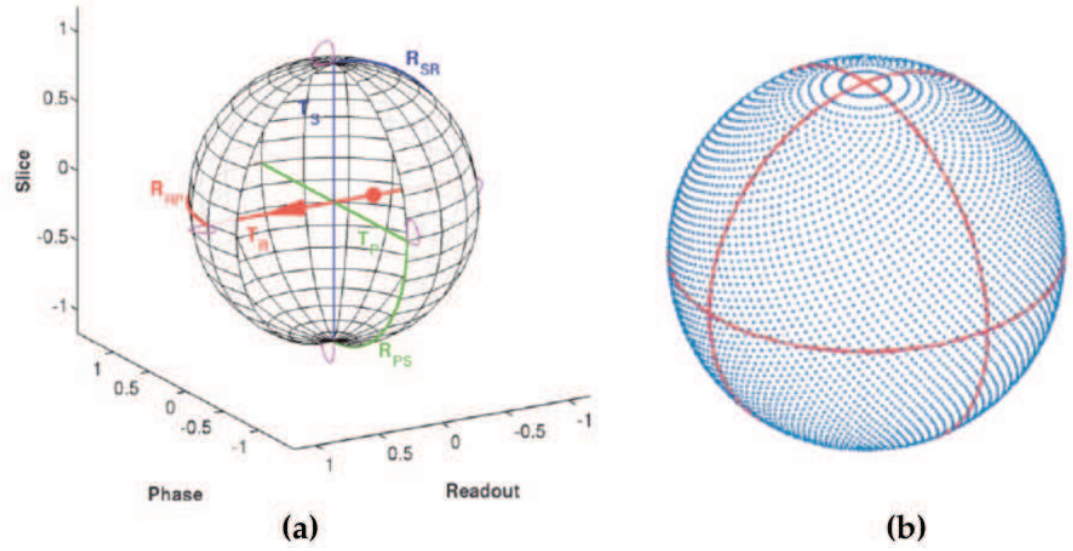


FIGURE 2.18: *Exemple de navigateurs "cloverleaf" **(a)**, de navigateur sphériques (**(b)** en bleu), et de navigateurs orbitaux (**(b)** en rouge). Illustrations extraites de Van Der Kouwe et al. (2006) et de Welch et al. (2002).*

Une autre façon d'estimer le mouvement est de l'extraire d'images basse résolution, des "navigateurs images", acquises pendant les temps morts de la séquence d'imagerie d'intérêt. Une solution connue sous le nom de PACE[6] utilise directement les séries d'images de type écho de gradient EPI pour l'IRM fonctionnelle (Thesen *et al.*, 2000). Dans un premier temps, une image de référence est acquise. Les mouvements sont ensuite estimés pour chacune des images EPI de la séquence d'IRM fonctionnelle, ces mouvements étant utilisés pour adapter le plan de coupe de l'acquisition suivante. Finalement, une étape de correction rétrospective est appliquée avant l'interprétation des données. De façon similaire, la méthode *PROMO* utilise des navigateurs images afin de corriger prospectivement les mouvements pouvant avoir

6. PACE signifie *Prospective Acquisition CorrEction*.

lieu dans les application d'imagerie cérébrale (White *et al.*, 2010) acquis. Il s'agit de 3 images acquises dans 3 plans orthogonaux à l'aide de trajectoires spirales. Un masque est ensuite appliqué sur ces navigateurs pour mieux suivre l'objet d'intérêt. Les corrections à appliquer pour mettre à jour les paramètres d'acquisitions sont ensuite estimées à l'aide d'un filtrage de Kalman étendu.

Une autre technique très répandue, aussi bien en clinique qu'en recherche, consiste à acquérir N lignes du centre de l'espace k appelées "pales"[7], puis d'acquérir ces mêmes pales mais pivotées d'un angle α et on recommence jusqu'à obtenir toutes les données nécessaires à la reconstruction de l'image. Cette méthode est connue sous le nom de PROPELLER[8] (Pipe, 1999). Comme on peut le voir sur la figure 2.19, le fait d'utiliser plusieurs pales de N lignes permet de sur-échantillonner le centre de l'espace de Fourier. La partie centrale commune à toutes les pales permet d'obtenir une image basse résolution de l'objet imagé pour chaque excitation. En comparant ces images basse résolution, on peut estimer le mouvement qu'il y a eu entre l'acquisition des différentes pales, qui peut ainsi être corrigé afin d'améliorer la consistance des données. Cette méthode est couramment utilisée en IRM cérébrale clinique (Forbes *et al.*, 2001) et fait toujours l'objet de nombreux développements (Cheryauka *et al.*, 2004, Pipe *et al.*, 2002, Pipe et Zwart, 2006, Skare *et al.*, 2006, Tamhane et Arfanakis, 2009). L'utilité de cette méthode a également été démontrée en IRM cardiaque (Pipe, 1999) mais est assez peu utilisée en pratique.

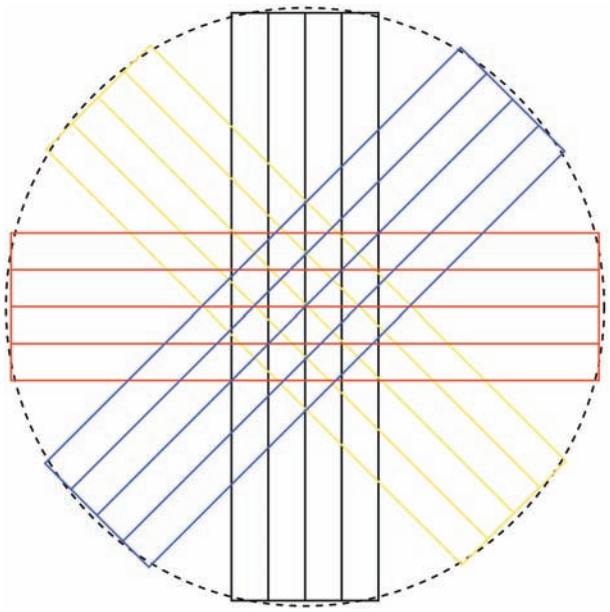


FIGURE 2.19: *Acquisition de type PROPELLER avec 4 pales chacune représentée en couleur (noir, jaune, rouge et bleu).*

Les capteurs de mouvement externes permettent d'obtenir des informations sur le mouvement sans perturber le déroulement de la séquence et sans interférer avec les signaux RMN de l'image. Cependant, ils ne permettent pas une mesure directe du mouvement. Outre les capteurs présentés dans les sections précédentes, une technique assez récente pour mesurer et détecter le mouvement en IRM cérébrale est d'utiliser des systèmes optiques de type caméra. Différentes solutions ont été proposées. Certaines utilisent un système à deux caméras afin de créer une vision "stéréo" couplé à des marqueurs à suivre pour estimer le mouvement (Zaitsev *et al.*, 2006). D'autres proposent d'utiliser une seule caméra mais avec un marqueur de type "échiquier" présentant dans chaque case un motif unique (Armstrong, 2010). D'autres solutions ont été proposées et appliquées à la correction prospective des mouvements rigides de la tête

7. comme une pale d'hélice.

8. PROPELLER se traduit littéralement par "hélice" mais signifie *Periodically Rotated Overlapping ParallEL Lines with Enhanced Reconstruction* dans notre contexte.

(Aksoy, 2010, Hornegger, 2010, Qin *et al.*, 2009, Zaitsev *et al.*, 2010, Zaitsev, 2010). Cependant, l'utilisation de camera pour le suivi de mouvement présente un challenge majeur : la calibration entre le système de coordonnées de la caméra et celui de l'imageur est très délicate. Des capteurs ultra son ont également été utilisés pour l'imagerie cardiaque (Feinberg *et al.*, 2010).

Les techniques de recalage d'image sont largement utilisées dans les applications d'IRM dynamique afin de pouvoir mesurer les changements entre des images consécutives, telles que la prise de contraste. Elles sont également utilisées pour corriger le mouvement, par exemple pour construire des modèles de mouvement (White *et al.*, 2009), pour détecter le mouvement pour la correction prospective, dans le processus de reconstruction (Bammer *et al.*, 2007, Odille *et al.*, 2008a), pour guider des reconstructions basées sur *compressed sensing* (Jung *et al.*, 2009) ou pour le recalage d'images "temps réel" acquises en respiration libre, afin d'améliorer le rapport signal sur bruit par moyennage (Kellman *et al.*, 2009).

Dans le cas de la correction de mouvement rétrospective rigide, plusieurs approches ont été proposées pour détecter le mouvement à partir des données elles-mêmes. Des techniques *autofocus* (Atkinson *et al.*, 1999, 1997, Lin *et al.*, 2007) ou d'auto-correction (Manduca *et al.*, 2000) utilisent l'entropie de l'image ou d'autre métrique (McGee *et al.*, 2000) afin d'évaluer la qualité de l'image reconstruite. Le mouvement est alors estimer à partir d'un petit nombre de paramètres qui sont optimisés jusqu'à minimiser le critère choisi. Ces méthodes présentent l'avantage d'être totalement automatiques et de ne pas nécessiter d'information supplémentaire, mais elles reposent sur l'hypothèse que les artefacts induits par le mouvement affecte la métrique choisie. Par ailleurs, le choix d'un critère tel que l'entropie conduit à la résolution d'un problème non-linéaire difficile à optimiser, en particulier dans un espace de dimension élevée. De la même façon, il est également possible d'évaluer la consistance des données, en particulier avec des antennes multi-éléments (Atkinson *et al.*, 2004, Huang *et al.*, 2010, Winkelmann *et al.*, 2005) et de l'optimiser dans un processus itératif. Une autre approche consiste à simuler les données et à les comparer avec les données mesurés, l'écart observé permettant de corriger les données (Bydder *et al.*, 2003). Récemment, l'utilisation de champ de vue étendu a permis d'exploiter les corrélations entre les lignes adjacentes de l'espace k pour la correction de mouvements rigides (Mendes *et al.*, 2009). Si la position du sujet est connu à partir d'autres acquisitions réalisées lors du même examen, des approches de type "projections sur des sous-ensemble convexes" peuvent être utilisées (Kholmovski *et al.*, 2002), ces approches ayant déjà été adoptées auparavant pour corriger le mouvement hors-coupe (Riek *et al.*, 1995).

Pour corriger les mouvements non rigides tels que ceux présents en imagerie cardiaque et abdominale, il est nécessaire de connaître les champs de déplacements élastiques pour chaque excitation RF. Ces mouvements peuvent être estimés à l'aide de modèles de mouvement déterminés au cours de séquence de calibration préalable (Odille *et al.*, 2008a, White *et al.*, 2009). Les champs de déplacements ainsi estimés sont utilisés au cours de la reconstruction décrite par l'opérateur d'encodage généralisé (2.34). Afin d'éviter les erreurs entre la calibration du modèle de mouvement et l'estimation des mouvements lors de la reconstruction, Odille *et al.* (2008b) proposent de reformuler le problème de reconstruction comme l'inversion de systèmes couplés, permettant la reconstruction de l'image corrigée et l'estimation des paramètres de mouvement à partir du même jeu de données :

$$\begin{cases} \epsilon(\rho, \alpha, \delta\alpha) = & s - E(\alpha)\rho \\ \epsilon(\rho, \alpha, \delta\alpha) = & R(\rho, \alpha)\delta_\alpha \end{cases} \tag{2.35}$$

avec α le modèle de mouvement, δ_α l'erreur faite sur le modèle et ϵ l'écart entre les données mesurées et un jeu de données simulées à partir de l'estimation α du mouvement. Pour estimer les transformations spatiales T_{t_n}, Odille *et al.* (2008b) proposent d'utiliser un modèle contraint

linéairement par les signaux physiologiques en chaque pixel (Odille *et al.*, 2007b) :

$$T_{t_n} = \alpha(\vec{r})S(t) = \sum_{k=1}^{K} \alpha_k(\vec{r})S_k(t) \tag{2.36}$$

avec $S_k(t)$ le signal physiologique mesuré par le k^{me} et $\alpha_k(\vec{r})$ le modèle linéaire à déterminer.

2.6 Limites de ces méthodes

Toutes les techniques de réduction du temps d'acquisition et d'imagerie dynamique temps réel mettant en jeu un sous-échantillonnage des données sont pénalisées par une perte au niveau du rapport signal sur bruit : les techniques d'acquisitions partielles de l'espace k, l'imagerie parallèle, ou encore les méthodes de compression de l'espace $k-t$. Les avancées technologiques, à l'heure actuelle, en termes de temps de commutation des gradients, d'optimisation du nombre d'antennes et de leurs configurations, de montée en champ magnétique statique, semblent atteindre un palier, et se heurtent également à des limites physiologiques (stimulations nerveuses dues aux gradients, problèmes d'échauffement RF du patient à haut champ...). Si toutes les techniques de réduction du temps d'acquisition présentent un grand intérêt, le problème du mouvement sera toujours d'actualité pour les séquences longues ou extrêmement longues, telles que l'imagerie 3D haute résolution, ou les techniques avancées de diffusion ou de spectroscopie.

La correction de mouvement prospective générale proposée dans par Nehrke et Börnert (2005) est limitée à des transformations affines. Cette limitation est due au fait que les systèmes IRM actuels permettent de générer uniquement des gradients de champ variant linéairement avec la position spatiale. Dans le cadre de l'imagerie cardiaque ou abdominale, les déformations peuvent être complexes et le modèle affine n'est pas forcément suffisant, car il n'offre pas assez de degrés de liberté. Par conséquent, pour les acquisitions cardiaques, les auteurs utilisent toujours une fenêtre d'acceptation des données, plus large qu'en synchronisation respiratoire simple, les données acceptées étant corrigées. Cela revient à considérer le mouvement comme affine pour les petites déformations. Une deuxième limitation de la méthode est liée aux contraintes technologiques et physiologiques. Les temps de commutation des gradients sont limités à une valeur de sécurité car les champs électriques, induits par les variations temporelles rapides du champ magnétique, peuvent causer des stimulations nerveuses. Les amplitudes des gradients sont aussi limitées, pour des raisons techniques. La correction prospective des mouvements fonctionne parfaitement bien lorsque l'objet mesuré se déplace comme un ensemble rigide, la tête par exemple. Mais si l'on considère le coeur en petit axe, on aura alors dans le champ de vue le foie et la graisse abdominale qui se déplacent de façon différente ou sont statiques. Par conséquent, même si l'on arrive à estimer les mouvements du coeur de façon parfaite et à le suivre, les objets statiques présents dans le champ de vue créerons des artefacts. Ceci est certainement la limitation la plus importante de la correction prospective pour le moment.

La correction rétrospective présente l'avantage de corriger des mouvements arbitraires. Malheureusement, dans le cas de l'imagerie 2D, ces méthodes ne permettent pas de corriger ou supprimer les sorties de plan de coupe, puisque, dans ce cas une partie des données n'est pas mesurée. De manière générale, la correction rétrospective fonctionne bien si les hypothèses de base sont respectées, à savoir la conservation du signal, d'où l'intérêt de bien faire attention à la partie acquisition. Par ailleurs, ces techniques reposent sur une modélisation précise et aussi complète que possible du phénomène d'acquisition. Elles offrent donc la possiblilité de corriger un plus grand nombre d'artefacts et de "défauts" de l'IRM, pour autant qu'on puisse les modéliser et les inclure dans le formalisme de la reconstruction.

C'est dans cette dernière classe de méthodes que ce sont inscrits les présents travaux, en se bsant sur l'algorithme de reconstruction GRICS, dont plusieurs extensions seront pésentées.

Par ailleurs, des solutions alternatives de mesures de mouvements seront proposées et intégrées aux techniques développées.

Deuxième partie

IRM en respiration libre et œdème myocardique

Chapitre 3

Imagerie de l'œdème

Dans ce chapitre, nous aborderons la problématique de l'imagerie de l'œdème myocardique, qui bien que d'une importance majeure pour le diagnostic de nombreuses cardiopathies, n'est que peu evalué. L'IRM est de ce point de vue un outil d'imagerie précieux puisque c'est la seule modalité qui permet non seulement de le visualiser *in vivo*, mais aussi de le caractériser. Nous présenterons ensuite l'algorithme de reconstruction GRICS, qui permet de visualer cet œdème à partir d'acquisitions en respiration libre. Si les performances en terme de réduction des artefacts ont été prouvées, peu d'études ont jusqu'ici été menées pour évaluer ses capacités diagnostiques. Nous nous attacherons donc dans un premier temps à étudier sa capacité à détecter un œdème myocardique localisé, semblable à ceux constatés dans le cas d'un infarctus du myocarde. Dans un deuxième temps, nous associerons cette technique de reconstruction à une technique d'acquisition adaptative, basée sur un algorithme prédictif du rythme cardiaque, afin de réaliser des images cardiaques morphologiques en systole et en respiration libre. Ceci devrait permettre un examen facilité des fines structures du myocarde, ce dernier étant visualisé alors qu'il est complètement contracté.

3.1 Imagerie en pondération T_2

Il a été démontré très tôt dans l'histoire de l'IRM que le temps de relaxation transversale T_2 permettait de différencier les tissus normaux des tissus pathologiques, notamment dans le cas de tumeurs (Kiricuta Jr. et Simplaceanu, 1975). Ces constatations initiales ont par la suite été confirmées sur de nombreuses pathologies et de nombreux organes. En particulier, l'augmentation du contenu en eau due à l'apparition d'œdème entraîne une élévation du T_2 des tissus. Or, l'œdème, bien que non spécifique, est présent dans la majorité des atteintes aigües, aussi bien cérébrales (Qiao *et al.*, 2001) que cardiaques (Eitel et Friedrich, 2011a). Dans la suite de l'exposé, nous nous limiterons au cas des maladies cardiovasculaires.

3.1.1 L'œdème myocardique

L'œdème est un des composants de la réponse tissulaire à toute atteinte aigüe, qu'elle soit mécanique, toxique ou ischémique. Il est donc important de pouvoir l'évaluer en tant que marqueur *in vivo* de la sévérité des lésions associées à ces maladies (Friedrich, 2010). L'œdème myocardique englobe aussi bien le gonflement des myocytes (œdème cytogénique) que l'accumulation de fluide dans l'espace interstitiel (œdème vasogénique). De nombreuses pathologies aigües, telles que l'infarctus du myocarde, les suites de reperfusion (Phrommintikul *et al.*, 2010) ou de greffe cardiaque, le rejet de greffe cardiaque (Butler *et al.*, 2009), l'hypertension pulmonaire (Davis *et al.*, 1995), la myocardite (Cocker et Friedrich, 2010), sont accompagnées d'œdème myocardique.

Il est également important de noter que l'œdème n'est pas seulement une réponse aux pathologies cardiaques aigües, il a également un impact pathophysiologique significatif. Ainsi, la

présence d'œdème myocardique augmente la rigidité du ventricule gauche et réduit sa compliance (Dongaonkar *et al.*, 2010). Par ailleurs, il a été démontré qu'une augmentation de 3,5% du contenu en eau du myocarde entraîne une réduction du débit cardiaque de 40% (Laine et Granger, 1985). De même, l'augmentation de la pression hydrostatique à l'intérieur de l'espace interstitiel peut aggraver l'étendue de la nécrose par compression des capilaires (DiBona et Powell Jr., 1980). En outre, l'œdème peut contribuer à la survenue de la dysfunction myocardique post-ischémiqe (*stunning*) et à l'apparition d'arythmies (Garcia-Dorado et Oliveras, 1993). Dans le cas chronique, l'œdème entraîne une altération de la stucture du myocarde, notamment avec le développement de fibrose dans le muscle (Laine et Allen, 1991). Cependant, on ne sait pas à l'heure actuelle par quels mécanismes l'œdème affecte la fonction systolique et diastolique, la composition des tissus et la stabilité électrique du cœur. La figure 3.1 illustre les conséquences cliniques possibles de l'œdème, engendré par l'ischémie/reperfusion, sur la fonction myocardique et l'atteinte des myocytes.

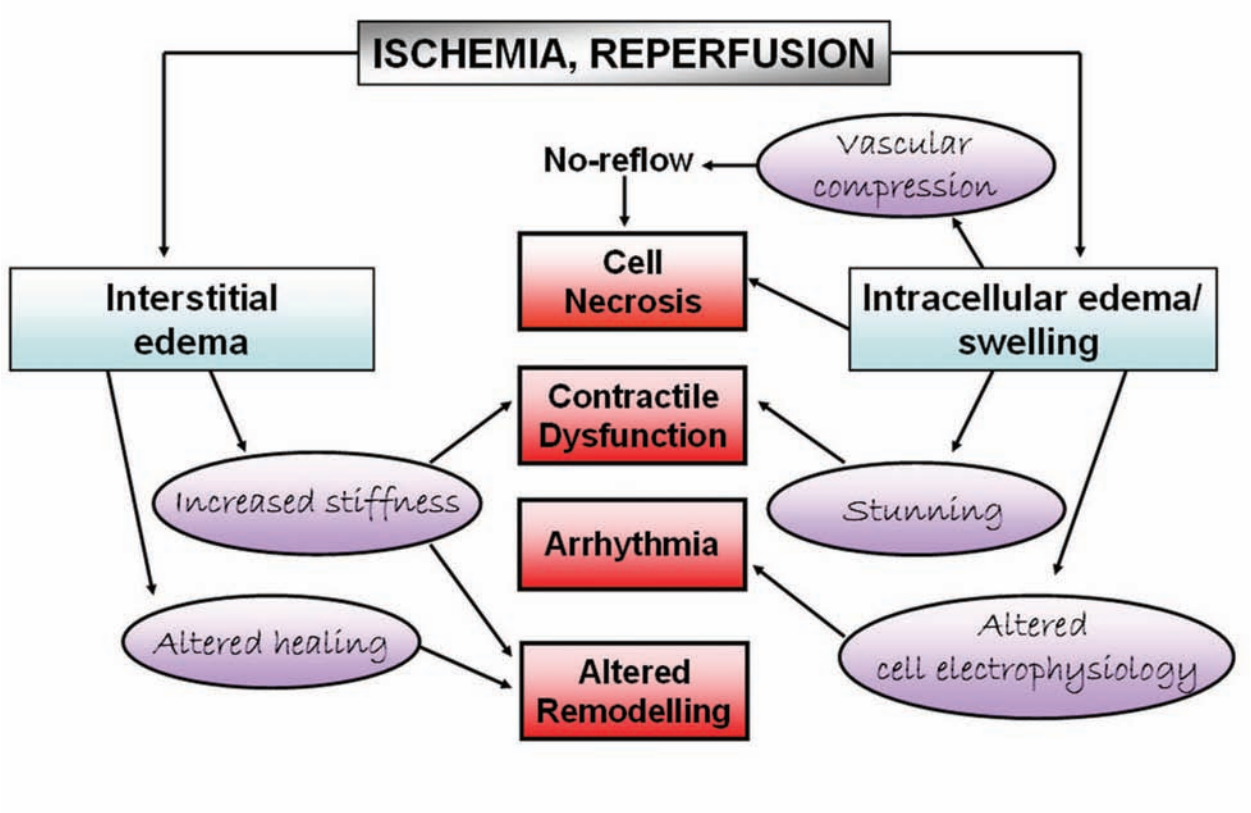


FIGURE 3.1: *Conséquences possibles d'un œdème myocardique sur la fonction et la survie myocardiques, suite à une ischémie et une reperfusion. Extrait de Friedrich (2010).*

Le myocarde est composé à 80% d'eau, dont 77% est contenu dans les composantes intracellulaires contre 23% dans le compartiment intravasculaire, la contribution interstitielle étant très faible. Les molécules d'eau peuvent pénétrer les membranes céllulaires ou vasculaires. Cependant, dans les conditions normales, l'équilibre intra-intercellulaire est maintenu par l'échange Na^+/K^+ (phénomène actif et dépendant de l'ATP) et par la liaison des molécules d'eau à des molécules complexes telles que les protéines intracellulaires (Figure 3.2 A).

L'ischémie, avec ou sans reperfusion, perturbe ces mécanismes d'équilibre entre les fluides, entraînant le gonflement des cellules et/ou l'accumulation d'eau dans l'espace interstitiel. Très tôt après la survenue de l'ischémie/hypoxie, des molécules d'eau liées sont relachées à cause de la présence de lactate, ce qui augmente la fraction d'eau libre dans le compartiment intracéllulaire. Par ailleurs, la défaillance des canaux Na^+/K^+ entraîne une augmentation du Na^+ intracellulaire, avec pour conséquence une augmentation de la pression osmotique intracellulaire et de l'afflux d'eau cellulaire (Figure 3.2 B). A ce stade d'œdème purement intracellulaire,

les membranes des capillaires, plus résistantes à l'ischémie, sont encore intactes. Cependant, si l'ischémie persiste (au delà de 60 à 90 minutes), ces membranes se désintègrent et deviennent perméables aux grosses molécules, telles que les protéines et le plasma. L'eau intravasculaire se déverse alors dans l'espace interstitiel, générant ainsi de l'œdème interstiel (Figure 3.2 C). Finalement, la mort des cardiomyocytes est suivie par l'apparition de nécrose, une cascade de réactions essentiellement inflammatoires ayant pour but de nettoyer les cellules mortes et les débris. La reperfusion à ce dernier stade de l'atteinte ischémique entraîne l'arrivée de sang normo-osmotique dans un territoire hyperosmotique, ce qui augmente encore l'accumulation d'eau extracellulaire et l'œdème.

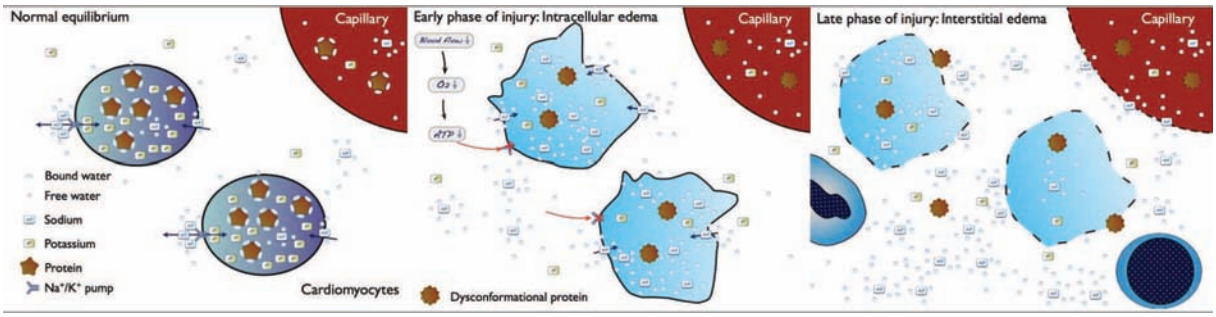


FIGURE 3.2: *Vue schématique de l'évolution d'un œdème causé par une ischémie.* ***(a)*** *Myocarde sain.* ***(b)*** *Phase précoce de l'atteinte ischémique : œdème intracellulaire.* ***(c)*** *Phase avancée de l'atteinte ischémique : œdème interstitiel. Extrait de Friedrich (2010).*

3.1.2 Evaluation de l'œdème

Jusqu'à récemment, il n'était pas possible de se baser sur l'évaluation de l'œdème pour poser un diagnostic. En effet, même les analyses histologiques ne donnaient pas d'information qualitative ou quantitative fiable sur sa présence, son importance et sa distribution régionale (Friedrich, 2010). Actuellement, trois modalités d'imagerie permettent de visualiser *in vivo* l'œdème myocardique : l'échographie, la tomographie assistée par ordinateur (scanner à rayons X) et l'IRM.

En échographie, une augmentation de la masse et de l'épaisseur du ventricule gauche est considérée comme un marqueur de l'augmentation du contenu en eau du myocarde. Cependant, l'augmentation de la masse ventriculaire gauche n'est pas spécifique de l'œdème myocardique. L'utilisation de l'échographie pour détecter l'œdème reste limitée, bien que le développement récent des techniques d'ultra-son à haute fréquence puisse s'avérer utile (Dent *et al.*, 2000, Dongaonkar *et al.*, 2010).

Concernant l'utilisation des rayons X, la faible résolution temporelle ainsi que la présence d'artefacts de mouvement ont jusqu'à présent compromis l'utilisation clinique du scanner pour quantifier l'œdème myocardique. Récemment, Mahnken *et al.* (2009) ont démontré la capacité des techniques de double énergie à détecter l'œdème myocardique dans des modèles porcins d'infarctus, avec une bonne corrélation avec les résultats obtenus par IRM. Cependant, la validation de ces techniques sur d'autres pathologies et dans des conditions cliniques reste à faire.

L'IRM quant à elle exploite la sensibilité des séquences de pondération T_2 pour visualiser et quantifier l'œdème myocardique *in vivo*, moyennant quelques apnées, mais sans irradiation et sans agent de contraste. De nombreux sites ont inclus ces séquences dans les protocoles cardiaques standard. Cette technique est donc bien établie et son utilité a été démontrée pour de nombreuses pathologies (Abdel-Aty *et al.*, 2007, Edwards *et al.*, 2009, Friedrich, 2010). Par ailleurs, l'IRM permet également dans le même examen d'évaluer les causes et conséquences de la survenue de l'œdème (évaluation de la fonction cardiaque et des défauts de perfusion ou de contractilité du myocarde, détection des micro-obstructions vasculaires et des zones de fibrose) permettant ainsi une vue d'ensemble, et donc un diagnostic précis, de la pathologie.

3.1.2.1 Utilisation de l'IRM cardiovasculaire

Dans la plupart des séquences d'acquisitions IRM, le contraste entre les tissus est contrôlé par les propriétés de relaxation des protons après les excitations RF. Or, les protons des molécules d'eau liées présentent un temps de relaxation T_2 long. Lorsque des séquences pondérées T_2 sont utilisées, les tissus œdémateux sont alors visualisés en hypersignal. En 1983, Higgins *et al.* (1983) ont été les premiers à montrer une relation directe entre le T_2 et le contenu en eau du myocarde dans un modèle canin d'infarctus aigu, avec une corrélation positive entre le contenu en eau des tissus et l'intensité du signal dans les images pondérées T_2. De la même façon que dans le cerveau, un allongement significatif du T_2 a été observé dans les zones d'ischémie aigue, correspondant à une augmentation de 3 à 5% du contenu global en eau. Dans les zones reperfusées également, le contenu en eau peut augmenter jusqu'à 28% (Garcia-Dorado et Oliveras, 1993).

Le contenu en eau absolu n'est cependant pas le seul mécanisme qui influe sur le T_2 des tissus. En effet, le T_2 de l'eau libre est environ 40 fois supérieur à celui de l'eau liée (Hazlewood *et al.*, 1974). Le T_2 de l'eau intracellulaire est donc significativement allongé par la libération par les protéines des molécules d'eau dans le milieu intracellulaire, ce qui survient lors d'ischémie aigüe. Ainsi, certaines études ont émis l'hypothèse que l'augmentation de la proportion d'eau libre par rapport à l'eau liée avait une influence plus importante sur le T_2 que le contenu en eau des tissus (Knight *et al.*, 1991).

De nombreuses études précliniques et cliniques ont confirmé la corrélation forte entre le T_2 et la présence d'œdème, non seulement dans l'infarctus du myocarde (Abdel-Aty et Tillmanns, 2010), mais également dans l'ischémie transitoire sévère (Abdel-Aty *et al.*, 2009b). Un T_2 myocardique élevé est également observé dans le cas de myocardite (Abdel-Aty *et al.*, 2005, Friedrich *et al.*, 2009), de cardiomyopathie de stress (Takotsubo) (Abdel-Aty *et al.*, 2009a) et de rejet de greffe cardiaque (Butler *et al.*, 2009, Marie *et al.*, 2001). Notamment, la distribution typique de l'œdème observée dans ces pathologies (globale, irrégulière ou sous-épicardique) est distincte de celle observée dans les atteintes ischémiques, l'œdème affectant principalement la zone sous endocardique voire toute l'épaisseur du territoire de l'artère coronaire touchée (Figures 3.3, 3.4, 3.5 et 3.6).

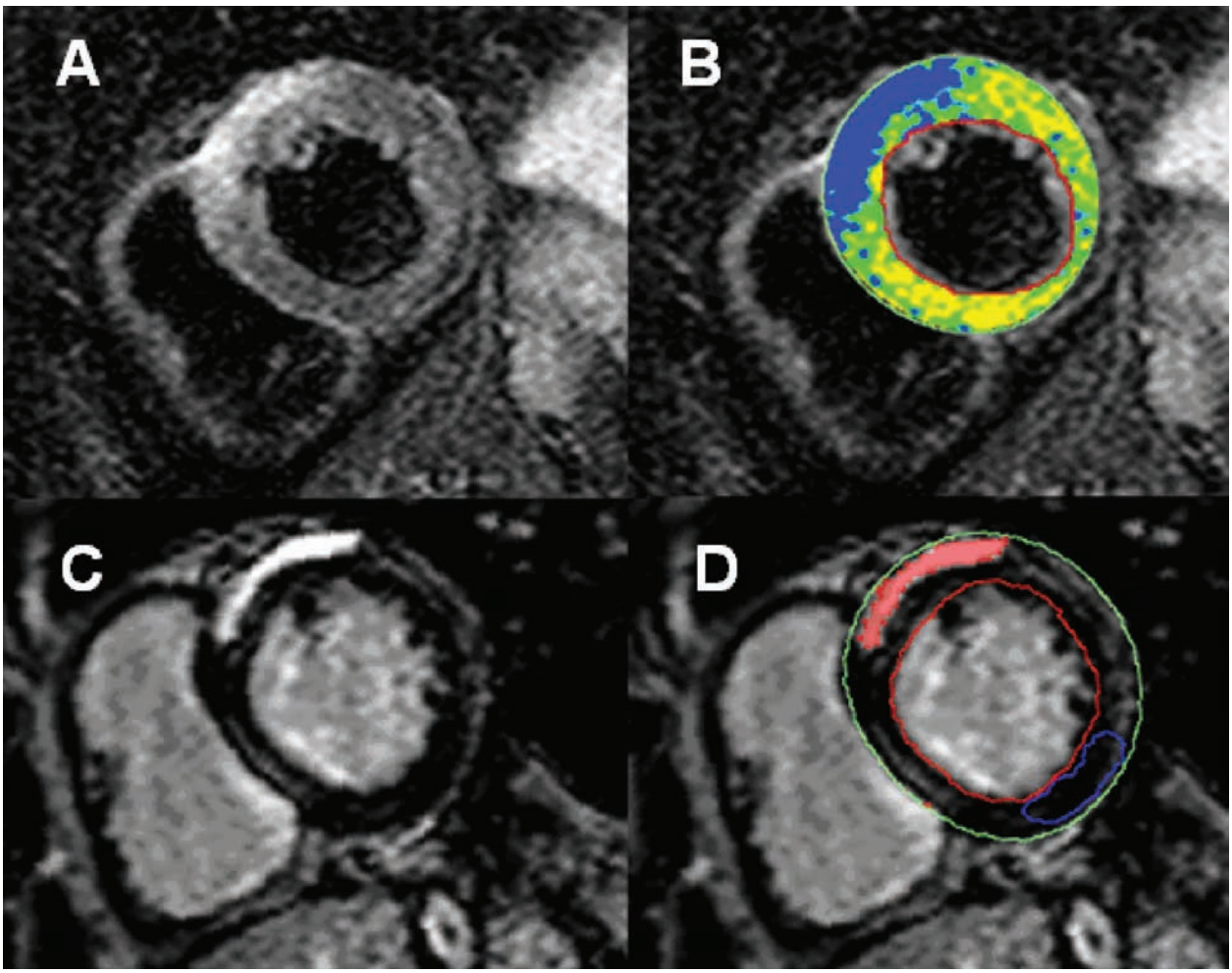


FIGURE 3.3: *Œdème myocardique chez un patient atteint de myocardite active.* ***(a)*** *Image pondérée T_2 montrant un œdème subépidcardique dans le segment antéroseptal.* ***(b)*** *Analyse assistée par ordinateur de l'image pondérée T_2, avec affichage codé en couleur, basée sur l'intensité du signal normalisée sur le signal du muscle squelettique. Le bleu correspond à un rapport de signal myocarde/muscle squelettique supérieur à 2, indiquant la présence d'œdème, le vert à un rapport de signal normal (entre 1,4 et 1,9).* ***(c)*** *Image après injection de produit de contraste (image de retention tardive) indicant un hyper signal dans le même segment, signe de nécrose.* ***(d)*** *Analyse assistée par ordinateur de l'image de rétention tardive, avec affichage codé en couleur, basée sur l'intensité du signal normalisée sur le myocarde sain. Le rouge correspond à un rapport d'intensité supérieur à 5 fois l'écart type dans la zone saine. Extrait de Eitel et Friedrich (2011b).*

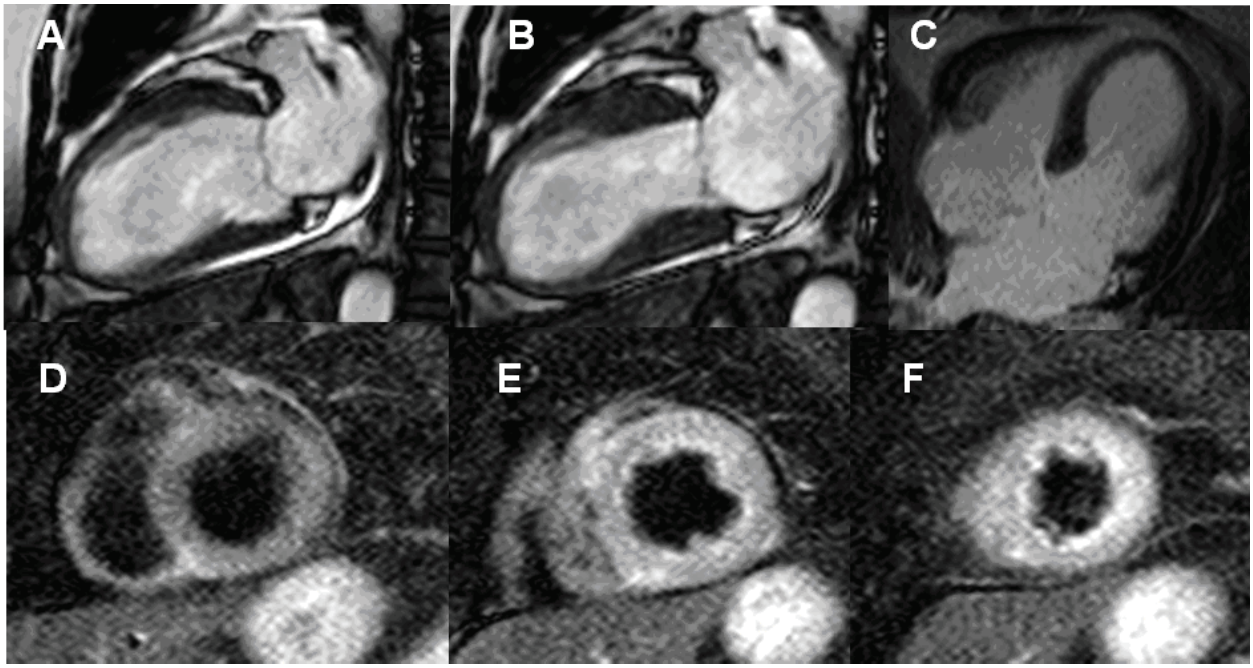


FIGURE 3.4: *Résultats d'un examen d'IRM cardiaque chez un patient atteint de cardiomyopathie de Takotsubo. L'examen présente une dysfonction contractile apicale caractéristique (**a, b**) sans réhaussement tardif **(c)**. Images pondérées T_2 présentant une intensité normale à la base du myocarde **(d)**, mais un œdème généralisé dans les coupes apicale et mid-ventriculaire correspondant aux zones d'hypokinétisme constaté sur la paroi du ventricule gauche **(e,f)**. Extrait de Eitel et Friedrich (2011b).*

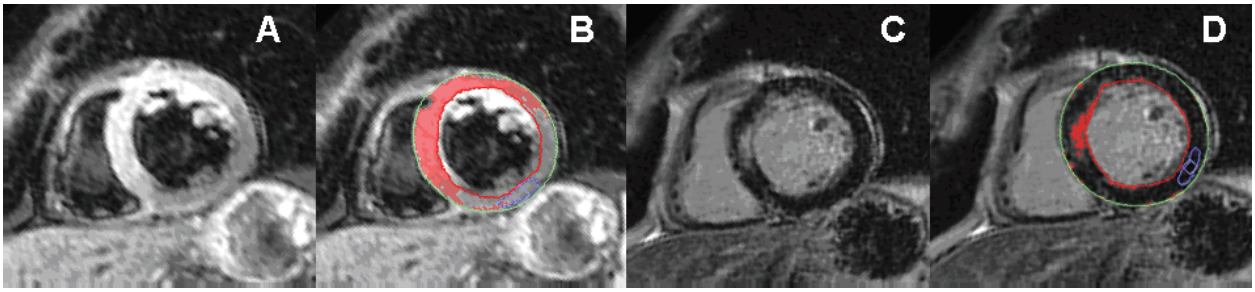


FIGURE 3.5: *Evaluation de la récupération myocardique après reperfusion d'un infarctus aigu. **(a)** Image pondérée T_2 montrant un hypersignal dans les sgments antérieur, antéroseptal et inferoseptal (zone à risque). **(b)** Analyse assistée par ordinateur basée sur l'intensité normalisée sur le yocarde sain. Le rouge correspond à un signal supérieure à deux fois l'ecart type dans la région saine. **(c)** Image après injection de produit de contraste (rétention tardive) présentant un hyper signal correspondat à une accumulation de produit de contraste dans la zone de nécrose. **(d)** Analyse assistée par ordinatuer de l'image de retention tardive, normalisée sur le myocarde sain. Le rouge correspond à une intensité de signal supérieure à 5 fois l'écart type dans la zone saine. La comparaison des zones d'œdème (a, b) et de nécrose (c, d) met en évidence une zone d'œdème myocardique sans nécrose indiquant une récupération du myocarde suite à la reperfusion. Extrait de Eitel et Friedrich (2011b).*

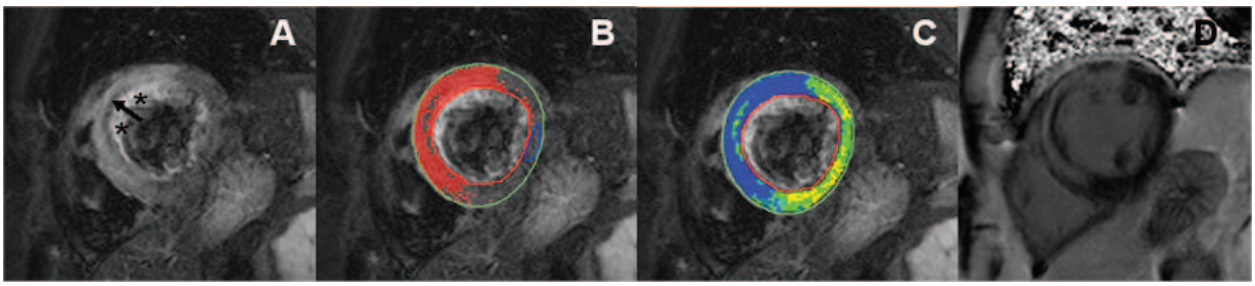


FIGURE 3.6: *Hémorragie intramyocardique détectée par imagerie pondérée T_2.* (a) *Images pondérés T_2 présentant un hyposignal au cœur d'une zone d'œdème myocardique, indiquant une hémorragie intramyocardique (flèche). Les astérisques indiquent des défauts de suppression du signal du sang ("artefact de flux lent").* ***(b)*** *Analyse assistée par ordinateur du signal normalisé sur le myocarde sain et sur le muscle squelettique.* ***(c)*** *Image après injection de produit de contraste présentant une nécrose transmurale avec un noyau d'obstruction microvasculaire (flèche)* ***(d)***. *Extrait de Eitel et Friedrich (2011b).*

Les séquences pondérées T_2 Les séquences pondérées T_2 habituellement utilisées pour l'imagerie de l'œdème myocardique sont basées sur des trains de lecture de type écho de spin rapide, avec ou sans saturation de la graisse, très souvent combinées avec une préparation "sang noir" (Simonetti *et al.*, 1996). Actuellement, la plupart des protocoles cliniques visant à visualiser l'œdème myocardique utilise des séquences d'échos de spin rapides, avec triple inversion récupération à temps d'inversion court (STIR, *short-TI Triple Inversion Recovery*). Ce triple pulse d'inversion permet de supprimer à la fois le signal du sang circulant et celui de la graisse et ainsi offre un excellent contraste entre l'œdème et le myocarde sain (Simonetti *et al.*, 2001). De plus, la pondération inverse en T_1 de ces séquences augmente leur sensibilité à l'eau libre. Une autre solution consiste à utiliser des séquences avec double inversion récupération (DIR, *Double Inversion Recovery*), qui fournissent un meilleur rapport signal sur bruit. Ces dernières ont été utilisées dans plusieurs études cliniques (Cury *et al.*, 2008, Mikami *et al.*, 2009).

Plus récemment, deux nouvelles séquences pondérées T_2, basées sur des acquisitions de type SSFP (*Steady State Free Precession*), ont été proposées. La première utilise un module de préparation T_2 (Kellman *et al.*, 2007) et la seconde une approche hybride avec un pulse d'écho de spin (Aletras *et al.*, 2008). Ces deux approches devraient permettre d'obtenir une qualité d'image plus robuste, grâce à des temps d'acquisition largement diminués, tout en préservant le rapport contraste à bruit des séquences STIR. Des séquences SSFP ont également été utilisées sans module de préparation pour détecter l'œdème sur le myocarde, résultant en une sensibilité moyenne et une spécificité élevée (Green *et al.*, 2009).

Plutôt que d'utiliser l'intensité du signal dans des images pondérées T_2 pour visualiser l'allongement du T_2 des tissus, on peut directement mesurer le T_2 sur le myocarde (Giri *et al.*, 2009). Ce faisant, certaines limitations de l'imagerie pondérée T_2 peuvent être contournées, la méthode étant ainsi plus fiable pour la détection de l'œdème. Par ailleurs, elle permet aussi d'identifier les œdèmes diffus en détectant une élévation globale du T_2 du myocarde. Cependant, seules quelques études cliniques utilisant cette approche ont été publiées jusqu'à présent, et la pénalité en temps d'acquisition qu'elle entraîne limite son utilisation en routine clinique.

Analyse des images et détection de l'œdème Les régions du myocarde présentant de l'œdème apparaissent donc en hypersignal sur les images pondérées T_2. Il est important d'identifier précisément ces régions, la gravité de la pathologie et son pronostic dépendant largement de son étendue. Dans la pratique clinique, ces régions sont détectées par analyse visuelle des images, un radiologue expérimenté traçant les contours des zones concernées. Cependant, les résultats obtenus dépendent grandement de l'expérience de l'opérateur et des études avec comparaisons histologiques montrent des erreurs allant jusqu'à plus de 20% de la surface du ventricule gauche, les radiologues ayant tendance à surestimer la taille des zones affectées (Amado *et al.*, 2004, Hsu *et al.*, 2006). Des méthodes d'analyse semi-automatique sont également utili-

sées, basées sur un seuillage de l'intensité des pixels du myocarde. Dans un premier temps, les contours endo et epicardiques sont tracés par l'opérateur afin d'exclure le signal du sang dans les cavités et celui de la graisse épicardique. Puis le seuil à considérer est déterminé en fonction de la statistique du signal dans la région saine ou dans la région d'hypersignal. Le seuil le plus souvent utilisé est calculé en fonction de la moyenne (m) et de l'écart type (Δ) mesurés dans une région d'intérêt tracée dans le myocarde sain (Abdel-Aty *et al.*, 2004, Amado *et al.*, 2004, Friedrich *et al.*, 2008, Green *et al.*, 2009). Dans ce cas, le seuil T est définie par :

$$T = m + K \cdot \Delta, \tag{3.1}$$

avec K variant de 1 à 6 suivant les études, 2 et 3 étant les valeurs les plus souvent choisies. D'autres méthodes utilisent plutôt 50% de l'intensité maximale mesurée dans la zone d'hypersignal pour déterminer le seuil, ou encore 50% de l'écart entre la valeur moyenne dans la zone saine et l'intensité maximale (Aletras *et al.*, 2006, Amado *et al.*, 2004). Toutes ces méthodes nécessitent donc de tracer non seulement les contours du myocarde, mais aussi ceux d'une zone saine et/ou d'une zone d'hypersignal, ce qui augmente la variabilité des résultats. Par ailleurs, dans le cas de l'utilisation d'antennes de surface, des variations d'intensité peuvent apparaître sur l'image (et donc dans le myocarde) suivant la distance aux éléments d'antenne, ce qui rend l'utilisation de simples seuils inefficace. Pour pallier ces limitations, des méthodes utilisant des techniques de segmentation plus complexes ont par la suite été développées, basées sur des méthodes de croissance de régions (*region growing*) (Hsu *et al.*, 2006), de surfaces de niveau (*level set*) (O'Regan *et al.*, 2009), de k-moyennes (*k-means clustering*), ou de c-moyennes floues (*fuzzy c-means clustering*) (Baron *et al.*, 2008), ces méthodes requérant toujours la délimitation préalable du myocarde par un expert. Récemment, des approches entièrement automatiques ont été proposées (Kachenoura *et al.*, 2008, Kadir *et al.*, 2010a), en incluant des méthodes de segmentation automatique du myocarde (El Berbari *et al.*, 2007, Kadir *et al.*, 2010b). Il est à noter que certaines de ces analyses sont également réalisées sur les valeurs d'intensité normalisées sur le signal du muscle squelettique (Green *et al.*, 2009).

3.1.2.2 Séquence d'échos de spin rapide

Les séquences d'échos de spin rapides (FSE pour *Fast Spin Echo* [1]) est une séquence d'imagerie rapide composée d'une impulsion d'excitation à 90° suivie d'un train d'impulsions de refocalisation pour produire autant d'échos de spin qu'il y a d'impulsions de refocalisation (Hennig, 1988, Hennig *et al.*, 1986) (figure 3.7). La particularité de cette séquence est que chaque écho d'un même train est encodé en phase de façon différente. De cette manière, le temps d'acquisition est réduit de façon considérable par rapport à une séquence de spin echo traditionnelle (figure 1.13), plusieurs lignes de l'espace k étant acquise à chaque excitation. Par exemple, si nous considérons une séquence FSE avec un train de 16 (nous appellerons cette grandeur ETL pour *echo train length*) alors le temps d'acquisition total sera réduit d'un facteur 16 par rapport à une séquence d'échos de spin, les autres paramètres d'acquisition (T_R, T_E etc.) étant les mêmes.

Du fait de l'utilisation de multiples impulsions de refocalisation, les séquences FSE introduisent une forte pondération T_2 car chaque écho du train est pondéré par un facteur en $\exp(-t/T_2)$. Cependant, elles permettent également une bonne pondération en T_1 et en ρ_0. L'avantage de cette séquence est qu'elle est assez peu sensible aux effets *off-resonance* [2] comme les inhomogénéités du champ statique B_0 et les variations de susceptibilité magnétique des tissus. Les inconvénients de cette séquence sont essentiellement l'augmentation du l'énergie déposée ou SAR (*Specific Absorption Rate*), un certain flou, la surestimation des contours et le repliement. L'augmentation du SAR causée par la multiplication des impulsions de refocalisation de $180°$ est problématique aux intensités de champ utilisées en clinique (1.5 ou 3 T). En pratique, on utilise des impulsions de refocalisation avec un angle de bascule θ inférieur à $180°$.

1. on retrouve également ces séquences dans la littérature sous le nom de RARE pour *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* ou TSE pour *Turbo Spin Echo*

2. A defaut d'une traduction satisfaisante, nous utiliserons toujours le terme anglophone "off-resonance".

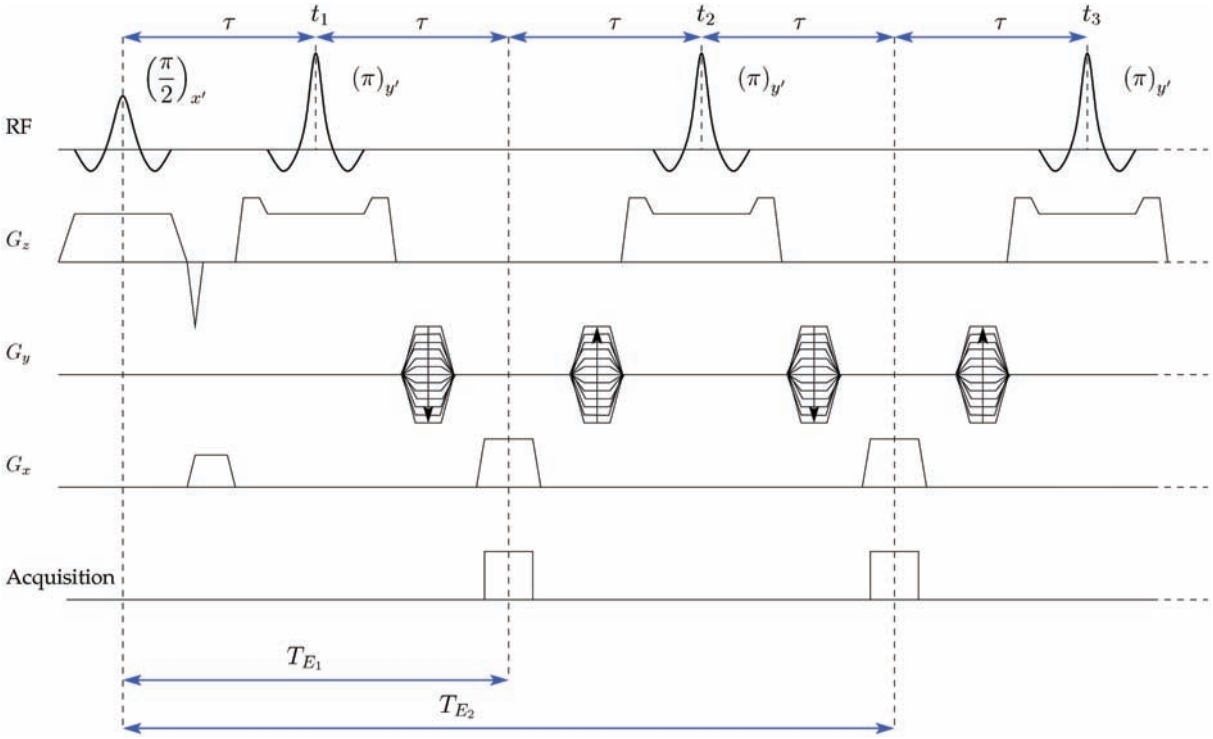


FIGURE 3.7: *Séquence d'échos de spin rapide (ou Fast Spin Echo), seuls les deux premiers échos étant représentés ici. On peut remarquer la présence de "crushers" sur les gradients de sélection de coupe (les deux lobes de part et d'autre des impulsions) qui servent à éliminer les composantes non désirées du signal. Le premier gradient sur la direction de fréquence est un "préphaseur" qui sert à centrer l'écho sur la fenêtre d'acquisition et le gradient de lecture.*

Dans ce cas, l'aimantation transversale (M_{xy}) est partiellement basculée dans le plan longitudinal ($\pm z$), partiellement refocalisée et partiellement laissée intacte. De même avec l'aimantation longitudinale. L'effet de l'utilisation de ces refocalisations "partielles" est que l'amplitude du signal que l'on obtient est réduite en fonction de la réduction de l'angle de refocalisation (Alsop, 1997, Hennig, 1988, Le Roux, 2002, Le Roux et Hinks, 1993). De plus, les premiers échos du train réalisé avec des impulsions de refocalisation inférieure à $180°$ ne sont pas stables (Le Roux, 2002).

Comme on peut le remarquer sur la figure 3.7, dans le cas des FSE, plusieurs "temps d'écho" sont utilisés pour remplir l'espace k. On ne peut donc plus parler d'un temps d'écho pour l'image ainsi obtenue comme c'est le cas pour les séquences d'échos de spin. On parle plutôt de *temps d'écho effectif* T_{Eeff}, qui correspond au T_E avec lequel les lignes du centre de l'espace k ont été acquises. Par conséquent, le contraste de l'image finale sera très dépendant de l'ordre d'acquisition des lignes de phase (figure 3.8). Notons également que dans le cas des impulsions de refocalisation à faible angle de bascule, le contraste change comparé aux refocalisations de $180°$ (Weigel et Hennig, 2006). Ces séquences peuvent également être utilisées en *single shot* c'est-à-dire que toute l'image est acquise avec un seul train d'échos (figure 3.9 a). Dans ce cas, on parle de SSFSE [3] qui sont très souvent associées à des techniques d'acquisitions partielles de l'espace k (Bernstein *et al.*, 2004).

Pour que ce type de séquences fonctionne, il y a deux conditions à respecter, que l'on utilise des impulsions à angle de refocalisation faible ou non. Ce sont les conditions CPMG, du nom de leurs auteurs Carr-Purcell-Meiboom-Gill.

Conditions 3.1 (CPMG Carr-Purcell-Meiboom-Gill) ***Condition 1 :*** *Les impulsions de refocalisation doivent être déphasées de* $90°$ *par rapport à l'impulsion d'excitation, et doivent toujours être espacées*

3. On trouve très souvent l'acronyme HASTE pour *Half-Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo*.

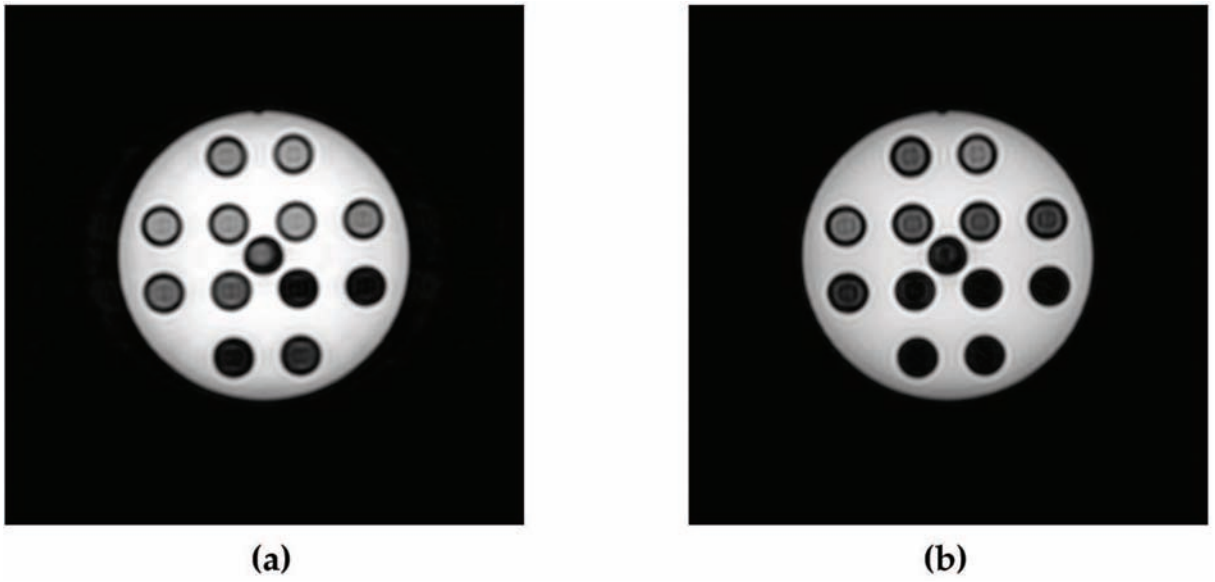


FIGURE 3.8: *Exemple d'images acquises avec une séquence Fast Spin Echo et un angle de refocalisation de* 137° *à* 3 *T.* $T_R = 1200ms$, $ETL = 24$ ***(a)*** $T_{Eeff} = 30ms$ *et* ***(b)*** $T_{Eeff} = 75ms$.

d'un temps 2τ, *c'est-à-dire le double du temps séparant l'impulsion d'excitation et la première refocalisation (voir figure 3.7 pour une représentation graphique de cette première condition).*
Condition 2 : *La phase accumulée des isochromates entre deux impulsions de refocalisation consécutives doit être égale c'est-à-dire :*

$$\gamma \int_{t_1}^{t_2} B(t)dt = \gamma \int_{t_2}^{t_3} B(t)dt = \cdots = \gamma \int_{t_{N-1}}^{t_N} B(t), \tag{3.2}$$

avec $B(t)$ *incluant toutes les composantes de champ magnétique vu par les isochromates (essentiellement, le champ statique* B_0 *et les gradients).*

Si ces deux conditions sont respectées, les échos de spin primaires et stimulés (Haacke *et al.*, 1999) vont se former entre deux impulsions de refocalisation (figure 3.7) avec la même phase, ces échos s'additionnant alors de manière constructive. Si, les impulsions d'excitation et de refocalisation n'étaient pas déphasées, les échos apparaîtraient au même moment mais les échos primaires et stimulés seraient en opposition de phase et s'additionneraient de manière destructive (figure 3.9 b).

Il existe un grand nombre de variations autour de ces séquences de type FSE. On peut citer plusieurs techniques dites de stabilisation d'écho oùpour lesquelles les angles des impulsions de refocalisation varient au cours du train d'échos afin de permettre l'acquisition de trains d'échos plus longs (Busse *et al.*, 2006, Hennig et Scheffler, 2001, Hennig *et al.*, 2003, 2004, Le Roux et Hinks, 1993). Ce genre de séquences devient particulièrement intéressant à très haut champ car, à cause du SAR, les impulsions de refocalisation sont réduites au maximum et une stabilisation d'échos devient nécessaire (Le Roux et Hinks, 1993). On peut noter aussi l'existence de séquences ne respectant plus les conditions CPMG (Le Roux, 2002), ce qui permet, entre autres, d'ajouter des préparations longues entre l'excitation et la refocalisation.

3.1.3 Imagerie en respiration libre et détection de l'œdème

3.1.3.1 Rappel : la méthode de reconstruction GRICS

Cette méthode de reconstruction est basée sur un modèle de mouvement non rigide contraint par des signaux physiologiques qui permet d'estimer les mouvements du patient au cours de

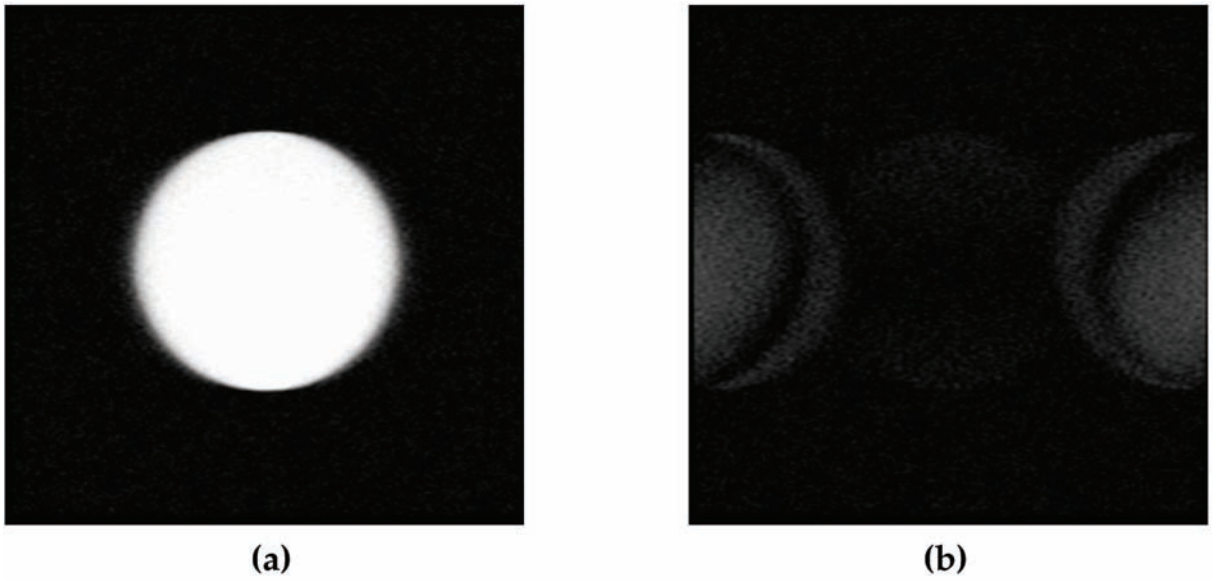


FIGURE 3.9: *Exemples d'images en Single Shot Fast Spin Echo (toute l'image est acquise avec un seul train d'échos) quand* ***(a)*** *les conditions CPMG sont respectées et* ***(b)*** *seule la deuxième condition est respectée.*

l'examen Odille *et al.* (2007b). Ce modèle permet donc d'établir une relation linéaire entre le champ de déplacement élastique $u(r,t)$, estimé en chaque pixel r de l'image et à chaque instant t de l'acquisition, et les signaux physiologiques extraits de capteurs externes :

$$u(r,t) = \sum_{k=1}^{N} \alpha_k(r) S_k(t) \tag{3.3}$$

avec $\alpha_k(r)$ les coefficients de mouvement. Ce modèle de mouvement permet ainsi de découpler les composantes spatiale et temporelle du mouvement et ainsi de réduire les degrés de liberté du modèle tout en permettant des mouvements non rigides.

A partir de ce modèle de mouvement, Odille *et al.* (2008b) proposent un algorithme permettant la reconstruction d'images ρ, dépourvues d'artefacts de mouvement, à partir de données IRM s acquises en respiration libre . Cet algorithme, nommé GRICS (Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems), repose sur l'inversion de deux systèmes couplés :

$$\begin{cases} s = E_g(\alpha)\rho \\ \epsilon = s - E_g(\alpha)\hat{\rho} = R(\rho,\alpha)\delta\alpha \end{cases} \tag{3.4}$$

Le premier système est une reconstruction compensée en mouvement qui permet de trouver $\hat{\rho}$, en utilisant la pseudo-inverse de l'opérateur d'encodage généralisé $E_g(\alpha)$ qui inclut les déformations spatiales estimées à partir de l'Eq. [3.3]. Le second système permet d'ajsuter le modèle de mouvement $\delta\alpha$ à partir du résidu ϵ. Ce dernier est défini comme la différence entre les données acquises s and et un jeu de données simulées à partir des précédentes estimées $\hat{s} = E_g(\alpha)\hat{\rho}$.

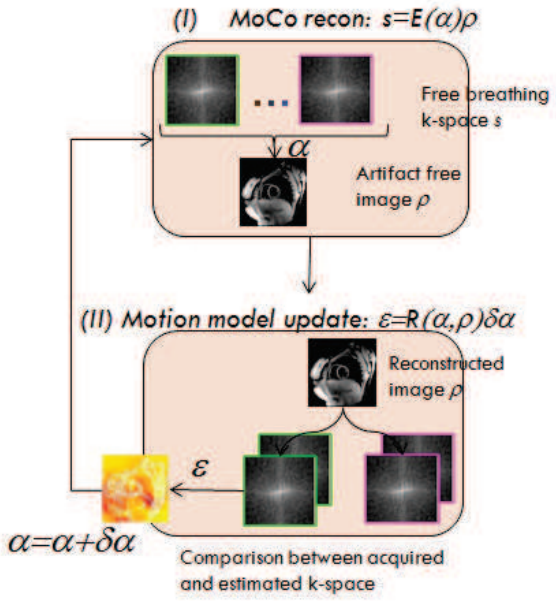


FIGURE 3.10: *Représentation schématique de la reconstruction GRICS. Une image ρ corrigée des de mouvement est obtenue à partir de plusieurs répétitions de l'espace k acquises en respiration libre. Le modèle de mouvement α est également mis à jour a chaque itération du processus de reconstruction à partir de l'erreur de reconstruction ϵ évaluée dans l'espace de Fourier.*

Un schéma de résolution du point fixe multi-résolution est adopté pour résoudre ces deux systèmes simultanément (Figure 3.10), le modèle de mouvement étant initialisé à zéro. Dans la première implémentation de cette technique Odille *et al.* (2008b), quatre signaux respiratoires (l'intensité de deux ceintures respiratoires pneumatiques et leurs dérivées temporelles) sont utilisés pour estimer le mouvement respiratoire. Par ailleurs, les auteurs ont montré que l'utilisation de plusieurs répétitions améliore la convergence de l'algorithme et donc la qualité des images reconstruites. Cependant, ceci reduit d'autant l'efficacité de l'examen.

3.1.3.2 Etude des images reconstruites

Dans un premier temps, nous allons vérifier si les caractéristiques de l'intensité dans l'image ne sont pas modifiées par la reconstruction GRICS. Pour ce faire, nous allons étudier le signal du myocarde normalisé sur l'intensité dans le muscle squelettique.

Neuf volontaires sains ont subi un examen d'IRM cardiaque, à l'IRM 1.5 T ou 3T. L'antenne cardiaque clinique standard à 8 éléments a été utilisée. Deux capteurs ECG ainsi que deux ceintures respiratoires ont été mis en place sur le sujet. Après les séquence de repérage et de calibration, une image a été acquise en apnée avec la séquence clinique standard DIR-FSE, pour référence. Puis, quatre acquisitions ont été réalisées en respiration libre afin d'évaluer la méthode de reconstruction GRICS. Les acquisitions étaient synchronisées sur le ryhtme cardiaque et réalisées tous les cylces cardiaques pendant la diastole. Les images ont été obtenues suivant une coupe petit axe située au mileu du ventricule gauche. Les paramètres d'acquisitions sont détaillés dans le tableau 3.1.

Les données acquises en respiration libre ont été reconstruites à l'aide de la méthode de reconstruction GRICS, en exploitant les signaux extraits des deux ceintures respiratoires (l'intensité de la ceinture et sa dérivée temporelle). Une reconstruction moyennée a également été obtenue en moyennant les quatres jeux de données acquis en respiration libre puis en appliquant une reconstruction standard.

Paramètre	Apnée Valeur	Respiration libre Valeur
T_E	35 ms	35 ms
T_R	1RR	1RR
Épaisseur	6 mm	6 mm
Bande Passante	250 kHz	250 kHz
Refocalisation	155°	155°
Phase N_y	256	256
Fréquence N_x	256	256
ETL	16	8
T_I	500 ms	500 ms
Épaisseur DIR	18 mm	18 mm

TABLE 3.1: *Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre.*

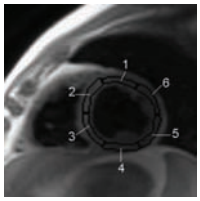


FIGURE 3.11: *Ségmentation standard du ventricule gauche. Les contours endo et epicardiques du myocarde sont tracés par l'opérateur puis six segments équiangles sont déterminés automatiquement. 1 : antérieur, 2 : antéroseptal, 3 : inféroseptal, 4 : inférieur, 5 : inférolatéral, 6 : antérolatéral.*

Ces deux types de reconstruction ainsi que les images en apnée ont ensuite été traitées comme suit. Dans un premier temps, une segmentation manuelle du myocarde a été réalisée, afin d'obtenir les six segments standardisés par l'AHA [4] (Cerqueira *et al.*, 2002) (Figure 3.11). Une région d'intérêt englobant tout le myocarde a également été considérée. Puis, une région d'intérêt a été dessinée sur le muscle scapulaire visible sur la coupe petit axe. La moyenne calculée sur cette région d'intérêt est ensuite utilisée pour normaliser le signal dans le myocarde. Les résultats obtenus sur chaque région d'intérêt sont présentés dans la figure 3.12

4. *American Heart Association*

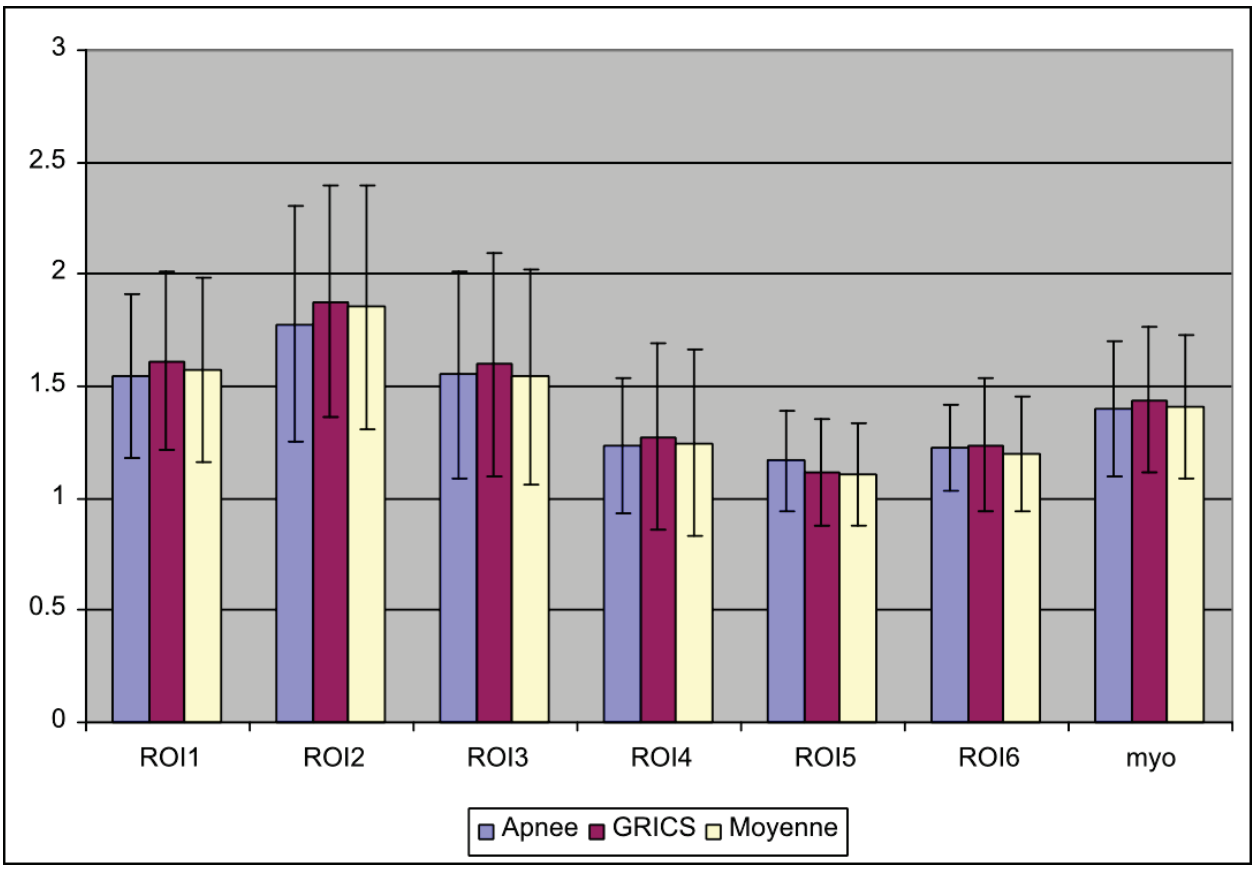


FIGURE 3.12: *Signal du myocarde normalisé sur le muscle squelettique. Evaluation de l'influence de GRICS.*

On constate qu'il n'y a pas de différence significative entre les mesures réalisées sur l'image en apnée et celles obtenues à partir des acquisitions en respiration libre, que ce soit avec la méthode de reconstruction GRICS ou avec la reconstruction moyennée. Par ailleurs, on remarque une variation de l'intensité du signal en fonction du segment considéré. Ceci est dû à l'utilisation d'antenne multi-canaux, dont la sensibilité varie spatialement et constitue une des limites de l'utilisation de ce type d'antenne pour la détection semi-automatique de l'œdème.

3.1.3.3 Données simulées

Afin de confirmer ces résultats, nous avons simulé des jeux de données présentant un œdème myocardique localisé. Parmi les volontaires précédents, nous avons choisi 4 jeux de données. Sur les images reconstruites par GRICS, nous avons sélectionné un segment sur le myocarde, puis élevé l'intensité du signal dans ce segment (figure 3.13 a). A partir de l'image de référence statique ainsi obtenue et de l'estimation des paramètres de mouvement issue de la reconstruction GRICS , nous avons simulé un jeu de données brutes (quatre espaces k corrompus par le mouvement), le mouvement utilisé pour "corrompre" les données étant bruité par rapport aux mouvements estimés à l'aide des signaux pysiologiques (figure 3.13 b). Ce nouveau jeux de données brutes est par la suite reconstruit avec GRICS, en utilisant les mêmes signaux physiologiques que précédemment (figure 3.13 d).

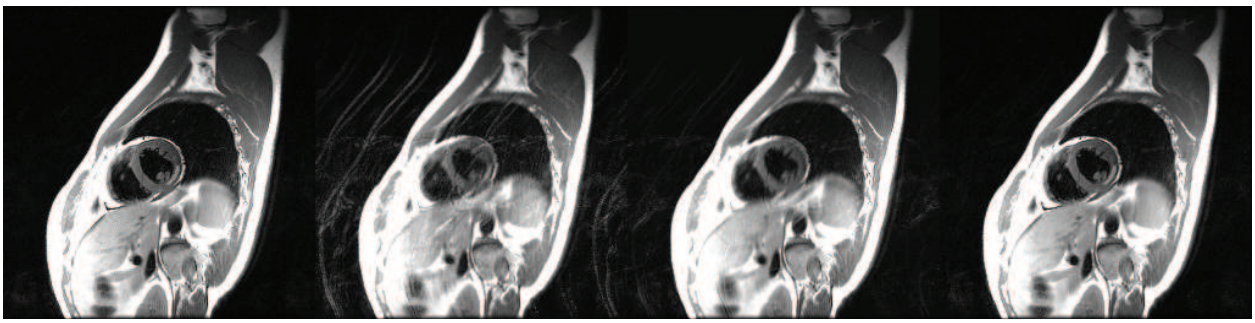


FIGURE 3.13: *Œdème myocardique simulé sur le sujet 4.* ***(a)****Image de référence et* ***(b)****image après corruption par un mouvment respiratoire.* ***(c)****Reconstruction moyennée et* ***(d)****Reconstruction GRICS*

Les images reconstruites, ainsi que les reconstructions moyennées et les images de référence, ont été analysées de manière semi-automatique. L'opérateur trace les contours endo et epicardiques du myocarde, ainsi qu'une région d'intérêt dans le myocarde sain. La région de l'œdème est alors définie par les pixels dont l'intensité normalisée au signal moyen dans la region saine est supérieure à 2 fois l'écart type de la région saine. L'erreur de détection dans les différentes images est finalement évaluée à l'aide de l'opérateur "XOR", en comparant la zone détectée au segment initialement choisi. Le pourcentage d'erreur par rapport à la taille de l'"œdème" dessiné (Err_{oedeme}) et à la surface du myocarde ($Err_{myocarde}$) est reporté dans le tableau 3.2. Malheureusement, les images moyennées n'ont pas permis de réaliser l'analyse, la zone d'hypersignal n'étant plus visible sur le myocarde (figure 3.13 c). Seuls les résultats obtenus sur l'image de référence et l'image reconstruite par GRICS sont donc présentés.

Numéro	Référence		GRICS	
Volontaire	$Err_{myocarde}$	Err_{oedeme}	$Err_{myocarde}$	Err_{oedeme}
1	4	26.3	5.6	36.8
2	4.2	26.3	2.9	18.4
3	6.1	29.1	6.5	30.5
4	3	19.6	3.6	23.2

TABLE 3.2: *Evaluation de l'erreur de détection d'un œdème localisé à l'aide d'une méthode semi-automatique, sur une image de référence et après reconstruction GRICS. L'erreur est évaluée en comparant, avec l'opérateur XOR, la région détectée semi-automatiquement avec celle dessinée pour obtenir l'image de référence.* $Err_{myocarde}$ *représente le pourcentage de pixels faussement détectés par rapport à la surface du myocarde et* Err_{oedeme} *par rapport à la taille de l'œdème dessiné pour obtenir l'image de référence.*

La méthode de détection semi-automatique surestime toujours la taille de l'œdème, même lorsque l'analyse est réalisée sur l'image de référence (figure 3.14). Par ailleurs, des pixels non connexes à la zone d'œdème sont également faussement détectés. Cependant, la reconstruction GRICS restaure convenablement la zone d'œdème dans l'image reconstruite, alors que la reconstruction moyennée la masque totalement. Les détections réalisées sur les images issues de GRICS sont très satisfaisantes. Cependant, il est important de noter que ces résultats sont très dépendants du tracé des différentes régions d'intérêt au cours de l'analyse. Par ailleurs, les performances de la reconstruction GRICS vis-à-vis d'autres techniques de détection de l'œdème doivent également être évaluées. Enfin, la simplicité du modèle d'œdème utilisé, qui présente un très bon contraste avec le myocarde sain et des contours très nets, ne permet pas de présager des résultats dans des conditions réelles. Une étude sur patients, atteints par exemple d'infarctus du myocarde, devra être menée avant de pouvoir transposer cette technique en routine clinique.

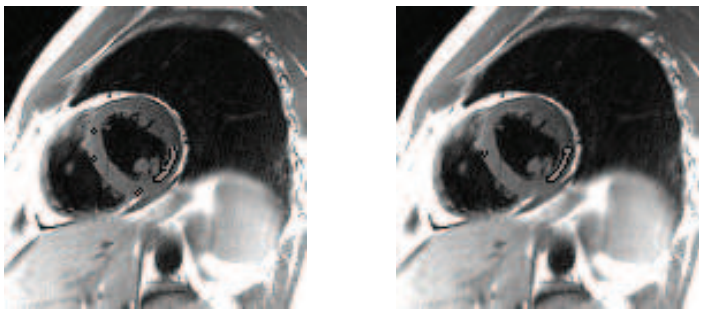


FIGURE 3.14: *Détection semi-automatique de l'œdème sur le volontaire 4. A droite : sur l'image de référence ; à gauche : sur l'image econstruite par GRICS.*

3.2 Imagerie en systole

En pratique clinique courante, l'imagerie pondérée T_2 est réalisée en milieu de diastole. Cette phase cardiaque est une des deux phases de repos isovolumétriques du cœur. Le placement de la fenêtre d'acquisition pendant cette phase permet donc de limiter les artefacts de mouvement dus au battement cardiaque. Cependant, il s'agit également de la phase de relaxation passive du cœur, c'est-à-dire la phase où le myocarde apparaît le plus fin.

3.2.1 Mise en œuvre standard de l'imagerie sang noir

En pratique clinique courante, l'imagerie cardiaque dite "sang noir" est réalisée au moyen d'une séquence de type FSE (Hennig *et al.*, 1986) associée à une impulsion de préparation permettant de supprimer le signal du sang. La technique de suppression du signal du sang la plus populaire est la Double Inversion Récupération (DIR). Le principe est d'appliquer une inversion non-sélective ($180°$) suivie d'une impulsion sélective ($-180°$) sur la coupe d'intérêt, le tout dès que l'onde R est détectée (figure 3.15 a). L'inversion non-sélective permet d'inverser le signal de tout le volume excité et la seconde inversion, sélective cette fois-ci, permet de rétablir l'aimantation dans la coupe à imager. Tout se passe donc comme si cette coupe n'avait subi aucune inversion. Ainsi, tout le signal du volume est inversé, dont le sang en dehors de la coupe, mais pas la coupe en question. Quand le coeur se contracte pour éjecter le sang, le sang inversé entre dans la coupe (figure 3.15 b). Le signal RMN est alors recueilli après un temps d'inversion T_I (figure 3.15 c), correspondant au passage par zéro du signal du sang (figure 3.16).

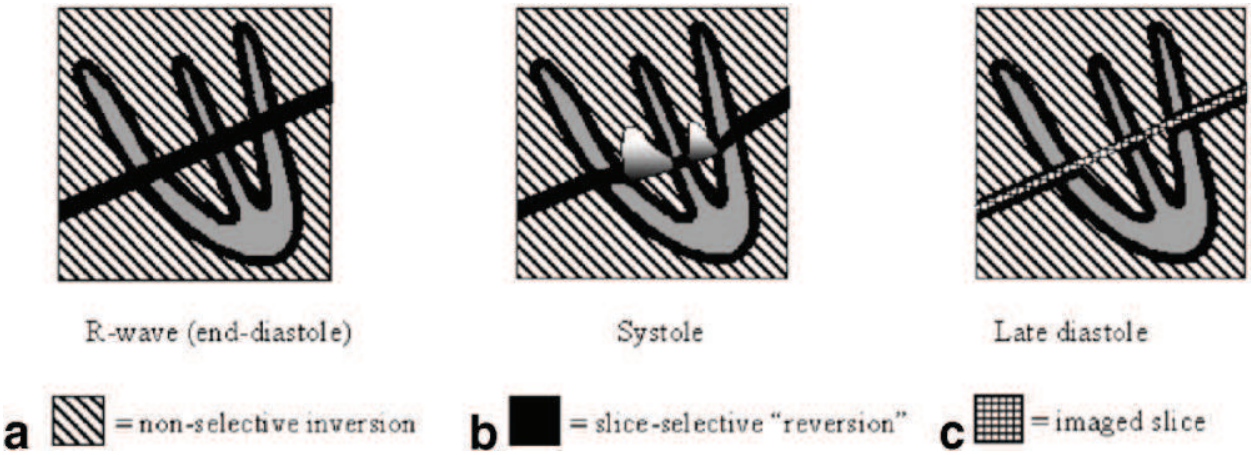


FIGURE 3.15: *Principe de l'imagerie sang noir utilisée en clinique.* ***a)*** *La coupe sélectionnée est soumise aux deux impulsions d'inversion selective et non selective. Tout se passe donc comme si la coupe n'avait pas été inversée.* ***b)*** *Lors de l'éjection du sang, le sang inversé rentre dans la coupe.* ***c)*** *L'acquisition a lieu après un temps T_I, correspondant au passage par zéro du signal du sang. Notons que dans le cas de figure illustré ici, le cœur est à ce moment dans une position proche de celle où il se trouvait lors de la préparation DIR. Extrait de (Abdel-Aty et al., 2007)*

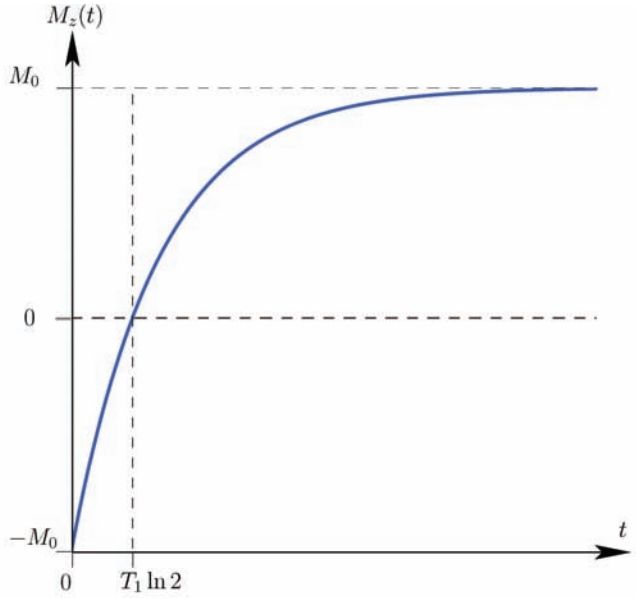


FIGURE 3.16: *Repousse de l'aimantation longitudinale après un inversion* $(180°)$ *en considérant un T_R infini. Dans ce cas, le passage par zéro se fait à $T_1 \ln 2$.*

Le T_I optimal pour la suppression du signal du sang, $T_{I,opt}$, peut être calculé à partir du T_1 du sang $T_{1,blood}$ et du temps de répétition T_R de la séquence, en utilisant la formule de Fleckenstein (Fleckenstein *et al.*, 1991) :

$$T_{I,opt} = T_{1,blood} \cdot \left[\ln 2 - \ln \left(1 + \exp \left(- \frac{T_R - T_{E,last}}{T_{1,blood}} \right) \right) \right]. \tag{3.5}$$

Le T_1 du sang étant long (1200 ms à 1.5T), le T_I choisi doit être long. D'autant plus qu'il a été montré que la qualité des images est améliorée quand un T_I plus long que $T_{I,opt}$ est utilisé (Berkowitz *et al.*, 2009).

Cette séquence permet donc d'obtenir un très bon contraste entre les cavités et le myocarde, avec une bonne pondération T_2. De plus, l'acquisition est généralement segmentée au cours de plusieurs cycles cardiaques consécutifs, permettant ainsi une bonne résolution spatiale. Enfin,

la suppression du signal du sang limite les artefacts de flux dus au sang circulant dans les cavités (figure 3.17).

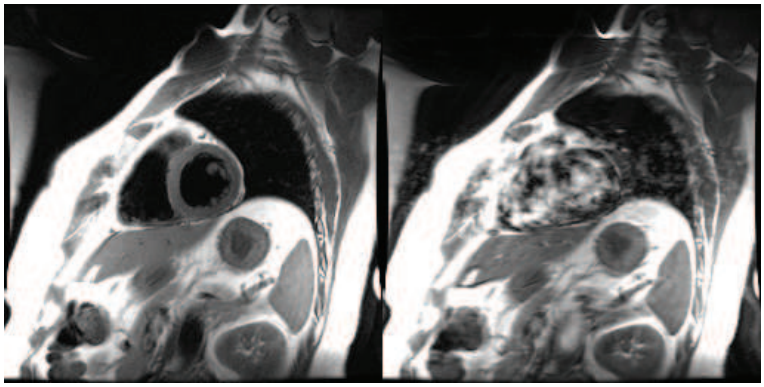


FIGURE 3.17: *La suppression du signal du sang limite les artefacts de flux dus au sang circulant dans les cavités. Images pondérées T_2 obtenues sur un volontaire avec (droite) et sans (gauche) application de la double impulsion d'inversion récupération.*

Dans la plupart des applications, l'acquisition est réalisée en diastole. Dès qu'une onde R est détectée, le module de DIR est appliqué. Puis, après un temps T_I, l'acquisition est réalisée selon un train de lecture de type FSE (figure 3.18). Dans le cas où l'acquisition de l'espace k est segmentée, ce schéma est répété au prochain cycle cardiaque détecté avec la lecture d'un autre groupe de lignes. Afin d'allonger le temps de répétition, et ainsi limiter la pondération T_1, l'acquisition peut également être effectuée tous les deux cycles cardiques.

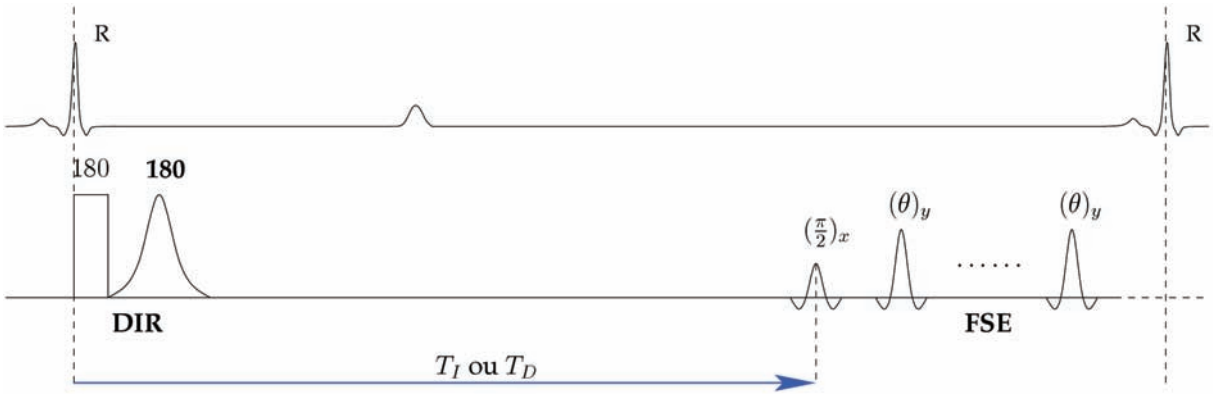


FIGURE 3.18: *Mise en œvre standard de l'imagerie sang noir. La première impulsion du module DIR est non-sélective alors la deuxième l'est. T_D (Trigger Delay) est le temps entre l'onde R et l'impulsion d'excitation et permet de choisir la phase cardiaque imagée. Dans l'implémentation standard de la séquence, il est également confondu avec T_I, qui permet de contrôler l'annulation du signal du sang dans les ventricules.*

En pratique, T_I est choisi pour placer la fenêtre d'acquisition en milieu de diastole et ainsi limiter les artefacts de mouvement cardiaque. Il n'est donc pas forcément optimal pour l'annulation du signal du sang. Par conséquent, une partie du sang peut rester visible et être confondue avec un œdème ou une inflammation du myocarde. Cependant, cette implémentation présente l'avantage d'appliquer la préparation DIR dans une phase cardiaque (télédiastole) proche de celle où est réalisée l'acquisition (mésodiastole). Ceci limite les pertes de signal dues aux mouvements du cœur entre ces deux instants. Par ailleurs, pour s'assurer de ne pas avoir de perte de signal, l'inversion sélective est généralement appliquée sur une épaisseur plus large (trois fois) que la coupe.

Limites Comme évoqué précédemment, l'implémentation standard de l'imagerie sang noir présentent plusieurs limites. Dans un premier temps, on ne peut pas simultanément choisir la phase cardiaque imagée et optimiser T_I afin d'avoir une annulation convenable du signal du sang. Ensuite, l'acquisition est réalisée dans la majorité des cas en diastole. Or, c'est la phase cardiaque où le myocarde est relaché, donc plus fin. Ceci peut géner l'évaluation du muscle, particulièrement celui du ventricule droit dont la paroi est plus fine (Berkowitz *et al.*, 2009). Enfin, le choix de la diastole peut ne pas s'avérer judicieux. Dans le cas de rythmes cardiaques moyens (entre 60 et 80 bpm [5]), le début de la mésodiastole correspond effectivement au temps d'inversion nécessaire à l'annulation du signal du sang surtout si on choisit $T_R = 2RR$ [6] (voir tableau 3.3). De plus, la mésodiastole est assez longue dans ce cas. Par contre, pour de rythmes cardiaques plus élévés, la diastole se raccourcit, jusqu'à ce que le repos mésodiastolique devienne plus court que la télésystole (deuxième phase de repos isovolumétrique du cœur, qui correspond à la contraction complète du myocarde), ce qui arrive chez 26% des patients (Jahnke *et al.*, 2006). De plus, il a été montré que la durée de la diastole est plus sensible à l'augmentation du rythme cardiaque que la systole (Scott *et al.*, 2009).

Rythme Cardiaque (bpm)	$T_{I,opt}$ (ms) $(T_R = 1RR)$	$T_{I,opt}$ (ms) $(T_R = 2RR)$
40	529	737
50	455	679
60	398	624
70	353	573
80	317	529
90	287	490
100	262	455
110	241	425
120	224	398

TABLE 3.3: *Temps d'inversion optimal $T_{I,opt}$ pour annuler le sang à 1.5T pour différents rythmes cardiaques. Nous avons considéré que $T_{E,last}$ était négligeable devant T_R.*

3.2.2 Méthode adaptative pour l'imagerie sang noir en systole

Une méthode adaptative a récemment été proposée par Fernandez *et al.* (2010) pour permettre l'acquisition d'images sang noir pendant la télésystole. Cette méthode permet en effet de choisir le moment d'acquisition des données, T_D, tout en conservant le T_I nécessaire à l'annulation du signal du sang. L'idée de base est de retarder le début de la séquence afin de lancer la préparation DIR avant la prochaine onde R de façon à acquérir le train d'échos pendant la fin de la systole du cycle suivant. Le retard appliqué D ainsi que le T_D sont par ailleurs calculés à chaque cycle cardiaque afin de prendre en compte les variations naturelles du rythme cardiaque du sujet. Ces variations ont été démontrées en apnée (Raper *et al.*, 1967) mais aussi en respiration libre (Clynes, 1960). Ce dernier phénomène est aussi connu sous le nom d'arythmie sinusale respiratoire.

Le calcul du T_D adaptatif se fait à l'aide d'un algorithme de prédiction à deux pas et d'un filtre de Kalman. Une modélisation de l'évolution de la longueur du cycle cardiaque, ou intervalle RR, a été proposée au laboratoire (Oster *et al.*, 2008). Ainsi l'intervalle RR courant Δ_n, défini comme la différence entre le temps de la n^{ime} onde R et celui de la $n-1^{ime}$ onde R, est fonction des intervalles RR précédents, mais aussi du signal respiratoire S et de sa dérivée

5. *bpm = beats per minute.*
6. L'acquisition est realisée tous les deux cycles cardiaques.

temporelle dS :

$$\Delta_{n+1} = \sum_{i=0}^{p_1} a_i \Delta_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_2} b_i S_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_3} c_i dS_{n-i}, \tag{3.6}$$

$$\Delta_{n+2} = \sum_{i=0}^{p_4} d_i \Delta_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_5} e_i S_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_6} f_i dS_{n-i}. \tag{3.7}$$

Les paramètres $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$ sont estimés en temps réel à chaque nouveau cycle cardiaque au moyen d'un filtre de Kalman. Comme cette modélisation prend en compte les signaux respiratoires, elle est applicable en apnée aussi bien qu'en respiration libre.

Une prédiction à deux pas est nécessaire pour prédire la longueur du cycle cardiaque courant et placer la fenêtre d'acquisition pendant le repos télésystolique du cycle suivant. Pour déterminer précisément le moment de ce repos télésystolique, un modèle de cycle cardiaque est utilisé (Weissler *et al.*, 1968) :

$$\begin{cases} T^s(\Delta) &= B - A \cdot \Delta^{-1} \\ T^d(\Delta) &= \Delta - T^s \end{cases} \tag{3.8}$$

où T^s et T^dsont les durées respectives de la systole et de la diastole. A et B sont des constantes dépendant du sexe du sujet (Table 3.4).

	A	B
Homme	0.0021·60	0.546
Femme	0.0020·60	0.549

TABLE 3.4: *Définition des constantes A et$B$ du modèle de cycle cardiaque.*

Ainsi, à chaque fois qu'une onde R est détectée, le filtre de Kalman calcule le jeu de paramètres $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$ optimal. Les longueurs des deux prochains cycles cardiaques $\hat{\Delta}_{n+1}$ et $\hat{\Delta}_{n+2}$ sont ainsi prédites et la durée de la systole du 2^{me} cycle cardiaque $\hat{T}^s(\hat{\Delta}_{n+2})$ est déduite du modèle cardiaque (3.8). Le T_D optimal est alors obtenu par :

$$\hat{T}_{Dn+2} = \hat{T}^s(\hat{\Delta}_{n+2}) - T_{FSE}. \tag{3.9}$$

où T_{FSE} est la durée du train d'échos.

Finalement, le délai optimal D_{n+1} est calculé. Ce délai correspond au temps entre la n-ième onde R et l'application des impulsions DIR :

$$\hat{D}_{n+1} = \hat{\Delta}_{n+1} - T_I + \hat{T}_{Dn+2}. \tag{3.10}$$

Cette méthode développée au sein du laboratoire a été implémentée sur le SAEC. Les signaux physiologiques (ECG et ceintures respiratoires) sont en effet transmis et traités en temps réel sur ce système. Le calcul des différents paramètres d'acquisition adaptatifs est alors réalisé par le SAEC, qui envoie ensuite le signal de déclenchement de la séquence à l'imageur IRM. Un protocole de recherche sur volontaires sains a ainsi été mis en place dont les résultats ont été publiés (Fernandez *et al.*, 2010).

Au cours de cette étude, la faisabilité d'une imagerie sang noir en systole robuste a été démontrée. La méthode adaptative (figure 3.19 b) a été comparée à une méthode dite de "Délai Fixe", qui ne prend pas en compte la variabilité du rythme cardiaque (figure 3.19 a) . Cette comparaison a permis de mettre en lumière la nécessité de prendre en compte cette variabilité, puisque presque 30% des images acquises en systole avec la méthode de "Délai Fixe" ont été jugées impropres au diagnostic contre seulement 2% avec la méthode adaptative proposée. Par ailleurs, l'imagerie en systole permet une meilleure visualisation du myocarde, particulièrement des parois fines du ventricule droit, avec là encore un avantage pour la méthode adaptative comparée à la méthode du "Délai Fixe"(figure 3.20).

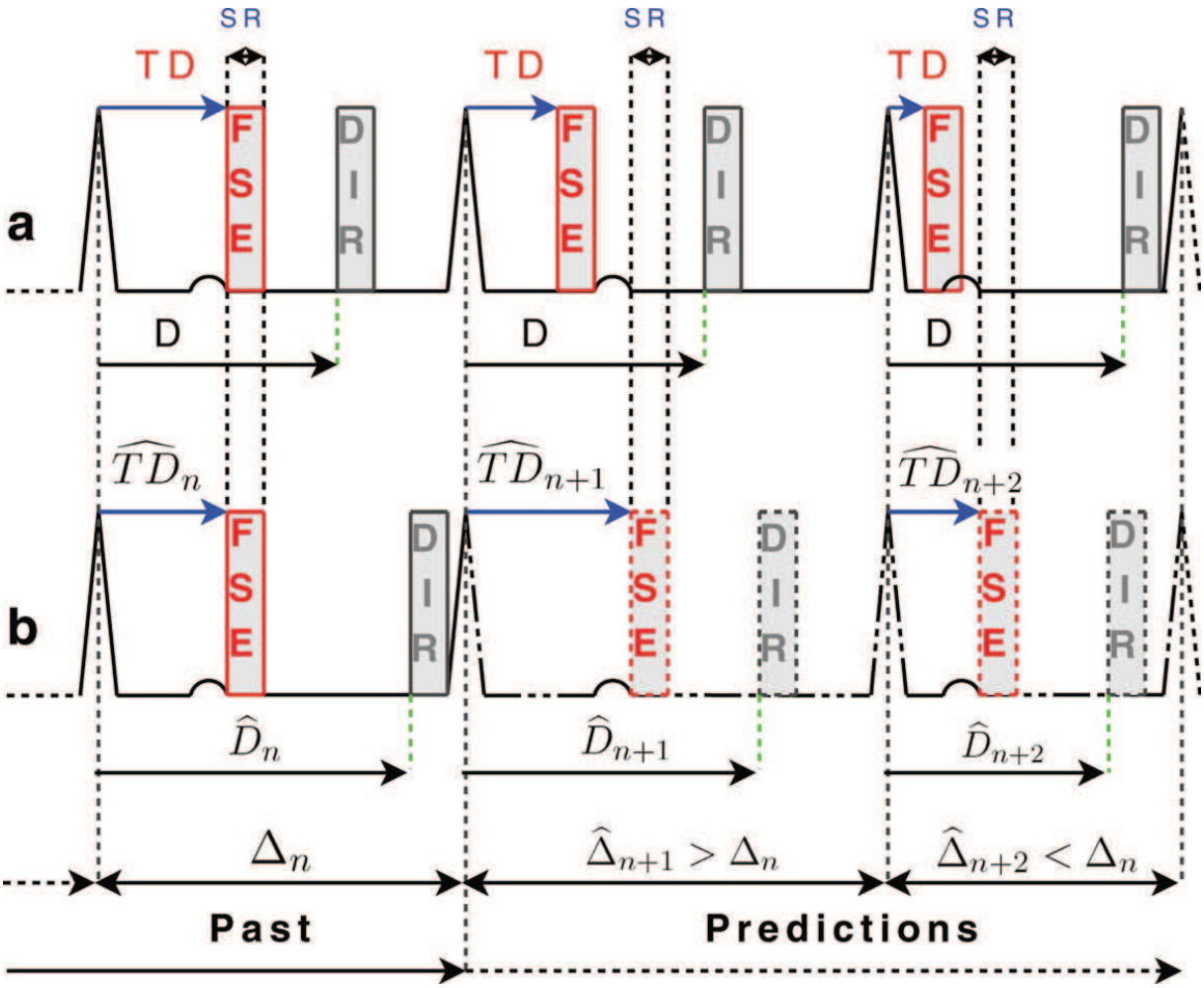


FIGURE 3.19: *Mises en œvre de l'imagerie sang noir en systole.* ***a)*** *Mise en œvre de la méthode du "Délai Fixe" pour de l'imagerie sang noir en télésystole : T_D et D sont calculés au début de l'acquisition à partir du ryhtme cardique moyen du sujet. Dans le cas de variations cardiaques significatives, cette méthode de fonctionne plus.* ***b)*** *La méthode adaptative permet de prédire le début ainsi que la durée du cycle cardiaque suivant et ainsi optimiser T_D et D pour réaliser l'image en télésystole tout en préservant le T_I nécessaire à l'annulation du signal du sang. Extrait de (Fernandez et al., 2010)*

3.2.3 Extension à l'imagerie en respiration libre

L'étude précédente a été réalisée en apnée. Les paramètres d'acquisition ont donc été choisis afin d'obtenir une bonne résolution spatiale, dans un temps compatible avec une apnée, c'est-à-dire moins d'une vingtaine de secondes. Il a notamment été décidé de fixer la longueur du train d'échos à 16, ce qui correspond à une fenêtre d'acquisition d'environ 80 ms. Or, on considère que la durée de la télésystole est de l'ordre de 60-80 ms (Shechter *et al.*, 2005). Ainsi, même si la durée de la systole est moins sensible aux variations du rythme cardiaque, il serait préférable de raccourcir cette fenêtre d'acquisition (et donc de raccourcir le train d'échos) afin de s'assurer que toutes les données sont acquises dans la phase de repos télésystolique. En effet, un mouvement pendant l'acquisition des données entraînerait un flou qui pourrait être préjudiciable à l'examen des fines structures du cœur, comme dans le ventricule droit.

Cependant, raccourcir le train d'échos revient à rallonger la durée totale de la séquence, qui devient alors incompatible avec l'apnée. Dans cette partie, nous proposons d'utiliser la méthode adaptative pour l'acquisition d'images sang noir en télésystole et en respiration libre. Ceci nous permettra d'analyser le comportement de la méthode d'acquition adaptative en respiration libre ainsi que le gain apporté par la reconstruction GRICS dans cette application. Les résultats préliminaires de cette étude ont été présentés à l'ISMRM (Lohezic *et al.*, 2009) et suivis

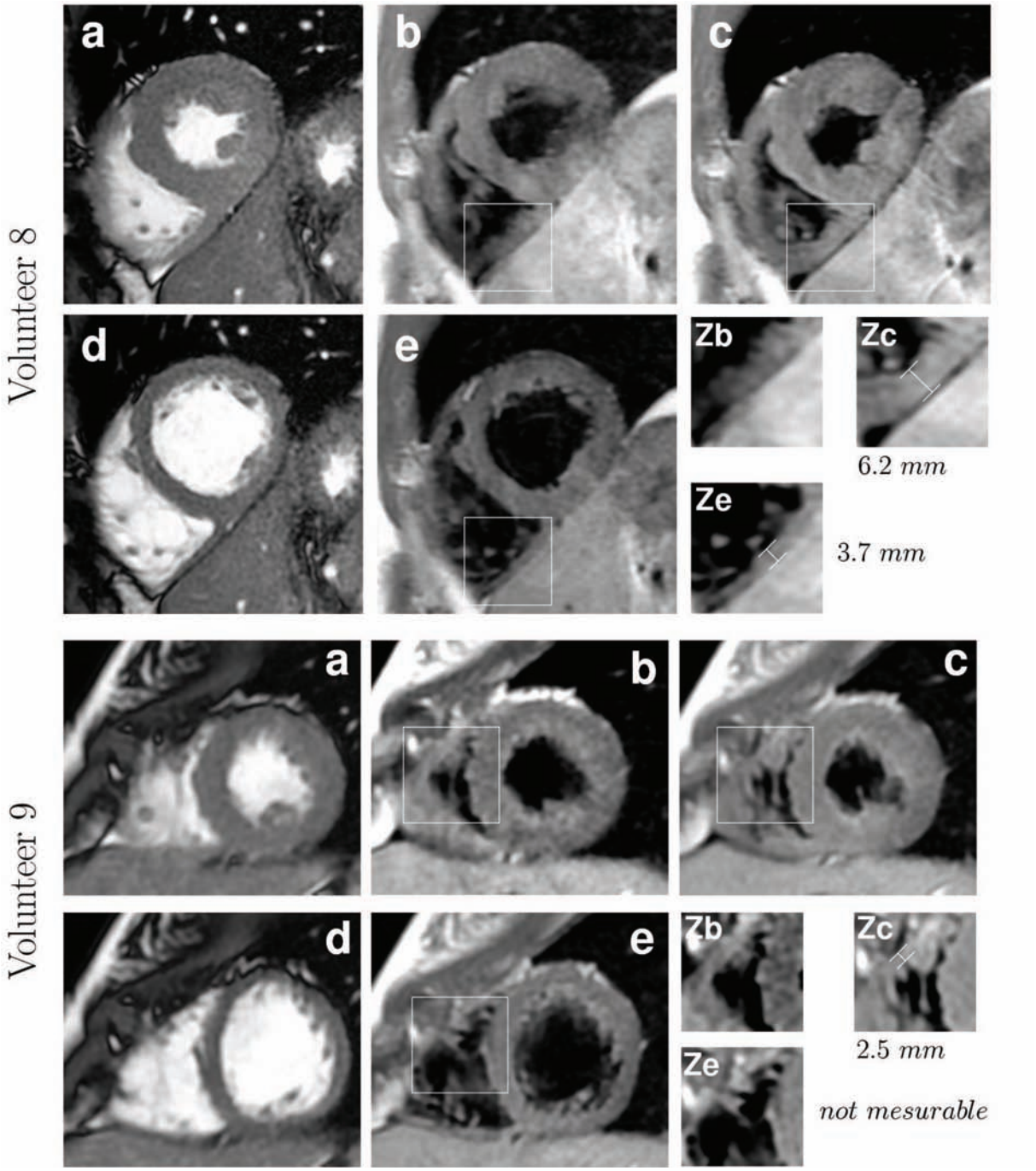


FIGURE 3.20: *Images du volontaire 8 et 9 avec des annotations sur l'épaisseur du ventricule droit. Images en télésystole* ***(a)*** *et en mésodiastole* ***(d)*** *extraites de la ciné.* ***(b)*** *est l'image acquise avec la méthode du délai fixe ($RMSE = 32.5\ ms$) et* ***(c)*** *celle acquise avec la méthode adaptative ($RMSE = 8.2\ ms$).* ***(e)*** *a été acquise avec la méthode clinique standard.* ***(b,c,e)*** *ont été acquises avec $T_E = 30\ ms$.* ***(b)*** *est un exemple d'acquisition avec la méthode du délai fixe qui donne une qualité d'image sous-optimale par rapport à* ***(c)****. Ces images n'ont pas été considérées comme étant en télésystole. (****Zb****,* ***Zc****,* ***Ze****) sont des images zoomées sur les carrés que l'on peut voir sur les images (****b****,****c****,****e****), respectivement. Les mesures d'épaisseur du ventricule droit sont notées sur (****Zc****) et (****Ze****). Extrait de (Fernandez et al., 2010).*

d'une étude plus poussée qui est présentée ici.

3.2.3.1 Protocole IRM

Onze volontaires sains ont été soumis à un examen d'IRM cardiaque (1.5 T) pour évaluer le comportement de la méthode adaptative en respiration libre. La population étudiée était com-

posée de 3 femmes et de 8 hommes âgés en moyenne de $40,64 \pm 16,74$ ans (poids : $68,95 \pm 7,5$ kg, taille : $1,74 \pm 0,1$ m). Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique et conduite en respectant les lois locales sur la recherche clinique. Des consentements éclairés signés ont été obtenus pour tous les volontaires.

Dans cette étude, nous avons utilisé une antenne cardiaque clinique standard à 8 éléments. Dans le but de voir les ventricules gauche et droit, les images ont été acquises suivant une coupe petit axe placée au milieu des ventricules. Après les séquences de repérage et de calibration, nous avons fait une acquisition avec une séquence FIESTA ciné afin de vérifier le bon placement de la coupe et de nous assurer que les images acquises par la suite étaient bien en télésystole. Les paramètres de cette séquence sont donnés dans le tableau 3.5. Nous avons ensuite fait une acquisition en télésystole avec une séquence DIR-FSE avec la méthode adaptative en apnée, six acquisitions en télésystole en respiration libre et une acquisition en respiration libre avec une double synchronisation. Les paramètres de ces séquences en apnée et respiration libre sont récapitulés dans le tableaux 3.6. Avec de tels paramètres d'acquisition, la longueur des trains d'échos est de 85 ms en apnée et de 40 ms en respiration libre.

Paramètre	**Valeur**
T_E	1.632 ms
T_R	3.757 ms
Épaisseur	8 mm
Bande Passante	250 kHz
Angle	45°
Phase N_y	224
Fréquence N_x	224
# Phase/RR	20
# Images/RR	30
Trigger Window	10%

TABLE 3.5: *Paramètres des séquences FIESTA ciné.*

	Apnée	Respiration libre
Paramètre	**Valeur**	**Valeur**
T_E	35 ms	35 ms
T_R	1RR	1RR
Épaisseur	6 mm	6 mm
Bande Passante	250 kHz	250 kHz
Refocalisation	155°	155°
Phase N_y	256	256
Fréquence N_x	256	256
ETL	16	8
T_I	500 ms	500 ms
Épaisseur DIR	18 mm	18 mm

TABLE 3.6: *Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre.*

Les signaux physiologiques, le calcul de la prédiction et du T_D adaptatif et le déclenchement de la séquence sont gérés par le SAEC. Nous avons utilisé deux capteurs ECG et deux ceintures respiratoires pneumatiques ; une placée au niveau du thorax et l'autre sur l'abdomen. En pratique, pour le calcul de la prédiction nous avons laissé à l'utilisateur le choix de la ceinture. Nous avons également utilisé l'ordre deux pour la prédiction en mettant $p_1, ..., p_6$ à 1 dans les équations (3.6) et (3.7) dans le cas de l'apnée et de la respiration libre. Le SAEC sera également utilisé pour enregistrer les formes d'onde de la séquence, afin d'évaluer l'erreur que nous faisons dans le placement de la fenêtre d'aquisition.

3.2.3.2 Reconstruction

Les images en respiration libre ont été reconstruites avec l'algorithme GRICS. Jusqu'à présent, cette méthode de reconstruction a essentiellement été utilisée pour corriger le mouvement respiratoire, en utilisant les signaux physiologiques issues des ceintures pneumatiques (amplitudes des ceintures et leur dérivée temporelle). Dans cette étude, nous allos également prendre en compte un signal physiologique composite linéairement lié à la phase cardiaque. Ceci nous permettra de corriger également les erreurs de prédiction et donc de placement des fenêtres d'acquisition par rapport à la télésystole. Ce signal cardiaque, noté $\phi_{card}(t)$, est calculé comme suit :

$$\phi_{card}(t) = \begin{cases} \frac{t - t_{QRS}(n)}{T^s(\Delta_n)} & \text{si} \quad t_{QRS}(n) \leq t \leq t_{QRS}(n) + T^s(\Delta_n) \\ 1 + \frac{t - (t_{QRS}(n) + T^s(\Delta_n))}{T^d(\Delta_n)} & \text{si} \quad t_{QRS}(n) + T^s(\Delta_n) < t < t_{QRS}(n+1) \end{cases}, \tag{3.11}$$

avec $t_{QRS}(n)$ le temps où apparaît la n-ième onde R, $T^s(\Delta_n)$, $T^d(\Delta_n)$, les durées de la systole et de la diastole en fonction de l'intervalle RR Δ_n. Ce signal linéaire par morceaux permet de prendre en compte les variations de durées des deux phases cardiaques en s'appuyant sur le modèle cardiaque utilisé pour la méthode adaptative (3.8). Il permet par ailleurs de modéliser les différences de mouvements dans ces deux phases : la phase de contraction (systole) est plus rapide que la phase de relaxation (diastole). Ainsi, on assignera à chaque train d'échos une valeur grâce à ce modèle cardiaque en fonction du placement du centre du train d'échos (t_{ACQ}) par rapport à son placement idéal calculé rétrospectivement. La figure 3.21 représente ce signal composite cardiaque avec l'ECG et un train d'échos.

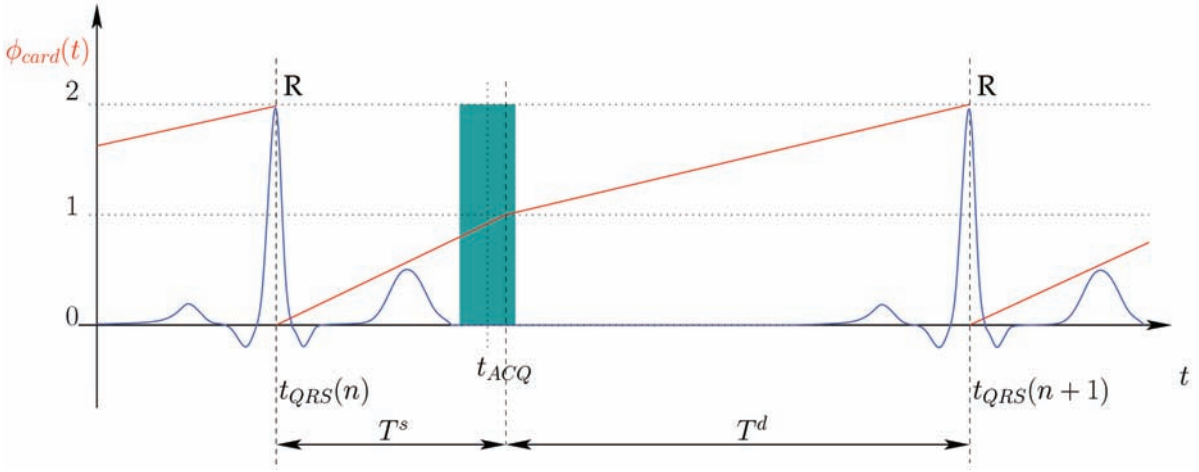


FIGURE 3.21: *Illustration du signal composite cardiaque utilisé dans les reconstructions GRICS. Le rectangle de couleur bleue représente le placement du train d'échos dans le cycle cardiaque. Dans ce cas, le train d'échos est légèrement en retard par rapport à l'idéal puisque que le train devrait se terminer à* $t_{QRS}(n) + T^s(\Delta)$. *La valeur du signal composite assignée au train d'échos est* $\phi_{card}(t_{ACQ})$.

3.2.3.3 Analyse des données

Afin d'analyser le comportement de la méthode adaptative en respiration libre par rapport à l'apnée uniquement avec des mesures quantitatives, nous proposons d'analyser l'erreur faite sur T_D en termes d'erreur quadratique moyenne et de distribution. Puis, pour analyser la qualité des images, nous avons estimé l'entropie de l'image et l'entropie du gradient de l'image.

Le rythme cardiaque moyen a été calculé de façon rétrospective pour chaque patient afin de déterminer s'il y a des différences significatives entre les données acquises en respiration libre et les données acquises en apnée qui pourraient perturber les analyses sur les données quantitatives. La variabilité des cycles cardiaques, définie comme l'écart type des intervalles

RR, sera analysée dans le même but. Les différences de rythme cardiaque et de variabilité RR entre les acquisitions faites en apnée et en respiration libre ont été analysées avec le test de rang signé de Wilcoxon.

Mesure de l'erreur Deux types de mesures quantitatives ont été utilisés pour évaluer la méthode adaptative en apnée et en respiration libre. Comme précédemment, ces deux mesures sont basées sur l'erreur faite entre le *trigger delay* appliqué, $T_{D,applied}$ et $T_{D,best}$, le T_D optimal calculé rétrospectivement à partir des intervalles RR extraits des enregistrements ECG et du modèle cardiaque (3.8) (figure 3.22).

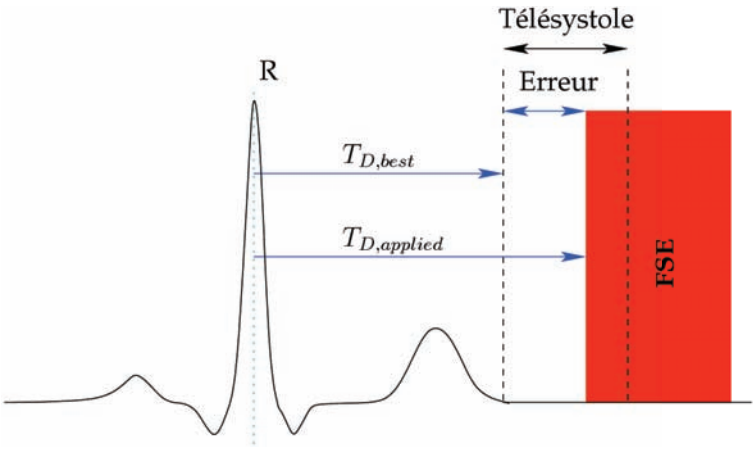


FIGURE 3.22: *Représentation graphique de l'erreur faite sur le trigger delay évaluée pour comparer les différentes méthodes.*

La première mesure quantitative consiste à comparer l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur entre les deux méthodes. Ces grandeurs extraites $T_{D,best}$ et $T_{D,applied}$ ont également été utilisées pour calculer la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE[7]) définie par :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(T_{D,applied}(i) - T_{D,best}(i))^2}. \tag{3.12}$$

La différence statistique entre les erreurs faites avec les deux méthodes sera évaluée avec le test de rang sommé de Wilcoxon. Une valeur de P inférieure à 0.05 sera considérée comme statistiquement significative.

Mesure de l'entropie L'entropie de l'image permet de quantifier la dispersion du signal. Par conséquent, les artefacts causant une dispersion dans l'image, l'augmentation de l'entropie de l'image sera un marqueur de leur présence et de leur importance. Par ailleurs, l'entropie de la norme du gradient de l'image quantifie plutôt les singularités et donc la quantité de structures fines. Par conséquent, la présence d'artefacts et de flou dans une image aura tendance à dégrader les singularités et l'entropie du gradient diminuera.

Rappelons la définition de l'entropie. Pour ce faire, considérons une image en niveaux de gris I à N valeurs discrètes $(0-255)$ et p_i la probabilité que l'image I prenne la valeur i. On définit alors l'entropie par :

$$H(I) = -\sum_{i=0}^{N-1} p_i \log(p_i). \tag{3.13}$$

L'entropie du gradient sera définie de la même manière et nous noterons ∇I le gradient de

7. de l'anglais "Root Mean Square Error"

l'image et δp_i la probabilité que ∇I soit égal à la valeur i. Ainsi, l'entropie du gradient s'écrit :

$$H(\|\nabla I\|) = -\sum_{i=0}^{N-1} \delta p_i \log(\delta p_i). \tag{3.14}$$

Afin de comparer les images, nous comparerons l'entropie et l'entropie de la norme du gradient des images pour les images obtenues avec les méthodes suivantes :

- reconstruction GRICS,
- reconstruction moyennée des acquisitions en respiration libre,
- acquises avec la double synchronisation,
- acquises en apnée.

3.2.4 Résultats

Le protocole s'est déroulé avec succès pour les 11 volontaires. Le rythme cardiaque moyen pendant l'acquisition des séquences DIR-FSE avec la méthode adaptative en apnée est de $65,8 \pm 15,3$ bpm contre $64,7 \pm 13,5$ bpm pour les acquisitions en respiration libre. La variabilité RR est de $44,6 \pm 37,2$ ms pour les acquisitions en apnée et de $64,4 \pm 32,8$ ms pour les acquisitions en respiration libre. Il n'y a pas eu de différence statistiquement significative de rythme cardiaque ($P = 0.64$) entre les acquisitions faites avec les deux modes de respiration. En revanche, pour la variabilité des cycles cardiaques, on constate une différence non significative mais proche de la limite ($P = 0.056$).

Mesure de l'erreur La figure 3.23 représente l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur faite sur T_D par la méthode adaptative en apnée et en respiration libre. Ainsi, 75% des *trigger delays* estimés par la méthode adaptative en apnée présentent une erreur en dessous de 40 ms contre seulement 55% en respiration libre. De plus, en respiration libre la méthode adaptative présente une erreur de plus de 100 ms dans 13.5% des cas. Ce pourcentage est réduit à seulement 4.8% en apnée. Cette figure montre que la méthode proposée n'est pas aussi efficace en respiration libre qu'en apnée.

L'erreur quadratique moyenne, présentée sur la figure 3.24, est assez importante dans les deux modes de respiration. Étant donné qu'il y a 12 fois moins de mesures faites en apnée qu'en respiration libre, les résultats présentés pour l'apnée ont certainement moins de signification que ceux présentés en apnée par Fernandez *et al.* (2010). La valeur moyenne de l'erreur absolue est de 30 ± 47[8] ms pour les acquisitions en apnée et de 62 ± 109 ms pour les acquisitions en respiration libre. Les différences trouvées sont statistiquement significatives ($P < 0.001$).

Mesure de l'entropie Les mesures d'entropie de l'image et de la norme du gradient des images sont données dans le tableau 3.7. On remarque sur ce tableau que les scores réalisés par GRICS sont similaires ou très proches des scores que l'on obtient pour les apnées. Ce n'est pas le cas pour les images reconstruites par la méthode de moyenne et la double synchronisation.

Des exemples d'images obtenues sur les volontaires 4, 7 et 8 sont donnés dans les figures 3.25, 3.26 et 3.27. On remarque sur ces figures que les images en apnée sont de bonne qualité. Dans tous les cas, les ventricules gauches et droits sont parfaitement bien définis. Pour la double synchronisation, l'image semble de qualité assez médiocre pour le volontaire 4 (figure 3.25). Les images acquises avec la même technique semblent tout à fait acceptables dans le cas des deux autres volontaires (figures 3.26 et 3.27). Les reconstructions faites en moyennant les 6 acquisitions en respiration libre sont de qualité correcte mais les contours sont flous et mal délimités. GRICS donne de bons résultats dans le cas des volontaires 4 et 7, et des résultats semblables à la reconstruction moyenne dans le cas du dernier volontaire.

8. Rappelons que nous avions obtenu 27 ± 39 ms pour l'étude précédente.

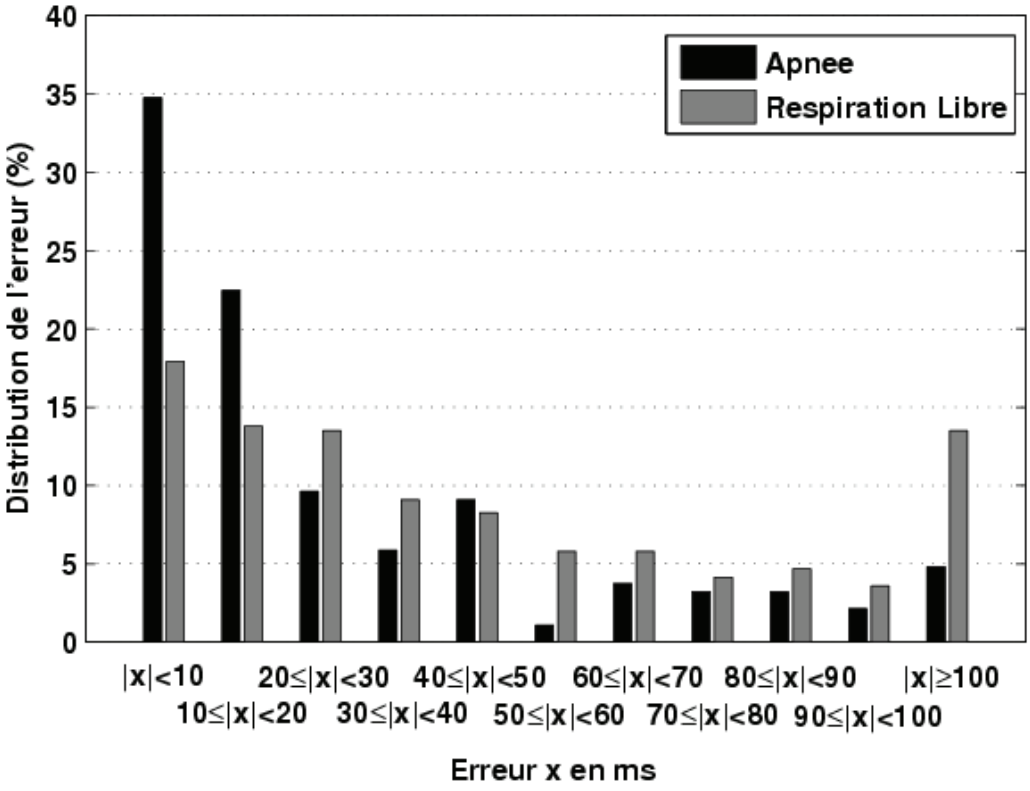


FIGURE 3.23: *Histogramme de l'erreur absolue normalisée faite sur T_D en apnée (noir) et en respiration libre (gris). Cette figure montre que l'erreur faite en apnée est dans 75% des cas inférieure à 40 ms, contre seulement 55% en respiration libre.*

3.2.5 Discussion

Dans cette étude, nous avons évalué les performances de la méthode adaptative en respiration libre. Les résultats sur la mesure des erreurs nous indiquent que notre méthode adaptative est moins performante en respiration libre qu'en apnée. Cependant, il faut noter que la quantité de données en apnée est très faible par rapport à celle que l'on avait pour l'étude présentée dans (Fernandez *et al.*, 2010), ce qui fait que ces résultats en apnée sont un peu moins fiables que ceux que nous avons présentés précédemment. Cela dit, les résultats en apnée sont semblables, en terme d'erreur, à ceux présentés précédemment. En respiration libre, l'erreur faite restant assez importante, ces résultats suggèrent que d'autres modèles pourraient être proposés afin de mieux modéliser la contribution de la respiration sur les variations instantanées de cycle cardiaque.

Pour des raisons pratiques, le calcul de la prédiction du rythme cardiaque n'a pas été modifié pour les acquisitions en respiration libre. Or, le réglage des différents paramètres du filtre de Kalman, ainsi que le choix des ordres, ont été initialment faits pour permettre une convergence rapide de l'algorithme afin de ne pas allonger la durée de l'apnée. L'algorithme de prédiction était en effet "redémarré" au début de chaque acquisition, une fois le sujet en apnée, les respirations profondes réalisées pendant la préparation de l'apnée risquant de fausser les calculs. Dans le cas des acquisitions en respiration libre, comme le sujet ne change pas de mode de respiration, il serait possible de laisser le filtre de Kalman "en marche" pendant toute la durée de l'examen. Il serait alors préférable d'utiliser un filtre à convergence moins rapide et d'odre plus élévé afin de prendre en compte l'évolution du rythme cardiaque sur plusieurs cycles respiratoires. En effet, l'implémentation choisie ne prend en compte que les deux cycles cardiaques précédents alors qu'un cycle respiratoire moyen correspond à 5 à 8 cycles cardiaques.

Une modélisation plus précise des phénomènes d'arythmies sinusales respiratoires (ou

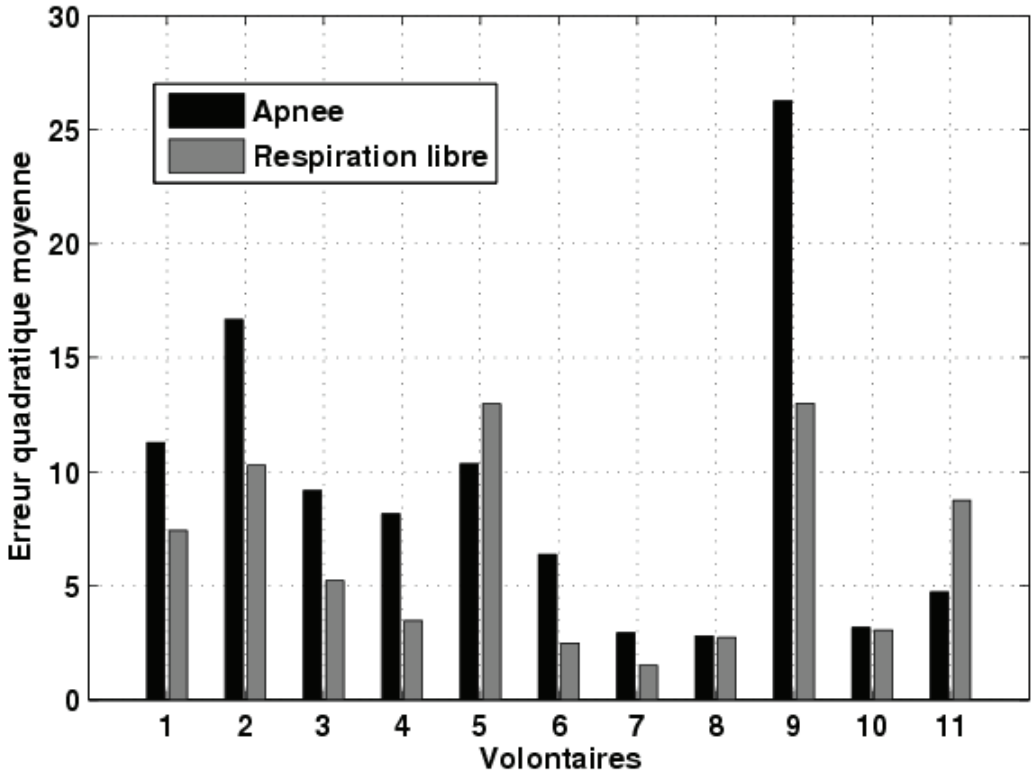


FIGURE 3.24: *Erreur quadratique moyenne en en apnée (noir) et en respiration libre (gris) faite sur T_D pour chaque patient.*

RSA [9]), devraient également améliorée les performances de la méthode adaptative en respiration libre. Deux réflexes différents causés par la respiration sont connus pour engendrer des variations de cycle cardiaque (Clynes, 1960). Un de ces réflexes est causé par l'inspiration et l'autre par l'expiration qui ont pour effet une accélération et une décélération du cycle cardiaque. Ces phénomènes sont liés à l'inhibition vagale. Clynes (1960) a également proposé une modélisation de ces variations en inspiration et en expiration sous la forme de fonction de transfert dans la domaine de Laplace ou d'équations différentielles ordinaires dans le domaine temporel. Pour l'inspiration, il propose :

$$\frac{\mathcal{V}}{\mathcal{R}} = \frac{-kp^2}{(1+\tau_1 p)(1+\tau_2 p)}, \tag{3.15}$$

avec $\mathcal{V}$ l'inhibition vagale sous la forme d'un taux de déclenchement dans le domaine de Laplace, $\mathcal{R}$ la circonférence du thorax dans le domaine de Laplace, p la variable de Laplace et τ_i des constantes de temps à déterminer. De façon similaire, il propose la fonction de transfert suivante dans le cas de l'expiration :

$$\frac{\mathcal{V}}{\mathcal{R}} = \frac{k'p^2}{(1+\tau_1 p)(1+\tau_2 p)(1+\tau_3 p)}. \tag{3.16}$$

Ces fonctions de transfert prennent en entrée la circonférence du thorax, dont une mesure est directement obtenue par les ceintures pneumatiques, et donnent en sortie l'inhibition vagale. Il propose ensuite de lier le rythme cardiaque y (sous la forme d'une solution périodique) à l'inhibition vagale par une équation différentielle :

$$\frac{1}{4\pi^2 r_0^2 - (V_0 + \Delta V)} \frac{d^2 y}{dt^2} + y = 0, \tag{3.17}$$

9. *Respiratory Sinus Arrythmia*

Numéro	GRICS		Moyenne		DS		Apnée	
Volontaire	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	3.96	3.13	4.03	3.15	4.29	3.26	3.99	3.41
2	3.87	2.91	3.88	2.86	4.14	3.04	3.71	3.07
3	3.55	2.75	3.59	2.76	3.75	2.92	3.5	2.79
4	3.97	3.13	3.96	3.18	4.28	3.5	4.01	3.17
5	3.95	2.97	4.04	2.88	4.05	3.18	3.95	3.12
6	4.13	3.15	4.17	3.61	4.31	3.75	4.08	3.34
7	3.52	2.41	3.51	2.28	3.66	2.53	3.64	2.63
8	4.05	2.96	4.06	2.98	4.15	3.11	4.12	3.22
9	3.79	3.2	4	3.09	4.14	3.51	3.68	3.13
10	3.73	3.05	4.04	3.26	4.12	3.24	3.94	3.31
11	3.92	3	3.89	2.86	4.06	3.15	3.92	3.15

TABLE 3.7: *Mesure de l'entropie et de l'entropie de la norme du gradient des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les 6 acquisitions en respiration libre,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 6 acquisitions en respiration libre, "DS" correspond à l'acquisition en respiration libre en double synchronisation (cardiaque et respiratoire), "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée. Rappelons que l'entropie $H(I)$ augmente avec la présence d'artefacts de mouvement, alors que l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ diminue lorsque les coutours de l'image sont dégradés.*

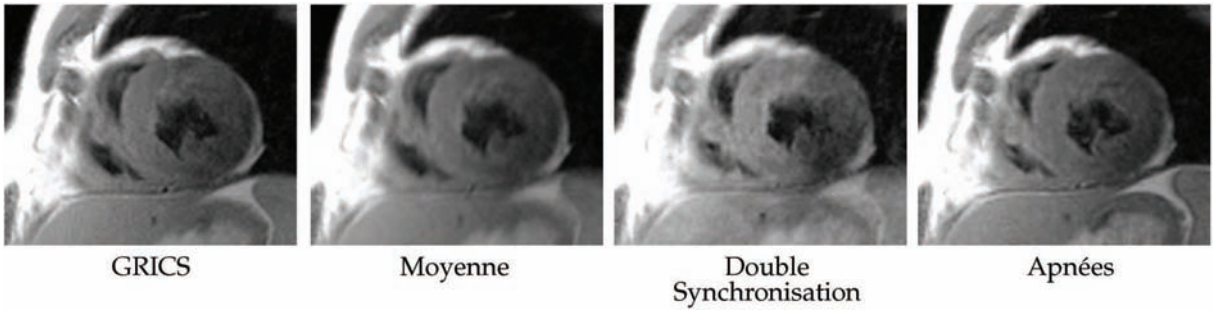


FIGURE 3.25: *Exemples d'images obtenues sur le volontaire 4 en respiration libre, avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne) et en double synchronisation, et en apnée. Les acquisitions en apnée et les acquisitions en respiration libre reconstruites avec GRICS sont de qualité équivalente. Pour l'image obtenue avec la double synchronisation (cardiaque et respiratoire), on constate une sevère perte de signal sur la paroi latérale du ventricule gauche.*

avec r_0 le rythme cardiaque en l'absence d'inhibition vagale, V_0 l'inibition vagale "normale" dans le domaine temporel et ΔV les changements dus à la respiration. Ses équations ont l'avantage de clairement faire apparaître un lien complexe entre les changements de rythme cardiaque et la respiration. De plus, si on réécrivait les équations (3.15) et (3.16) sous leurs formes différentielles, on ferait apparaitre le fait que seule la dérivée seconde de la circonférence du thorax a un effet sur les variations des cycles cardiaques. On peut supposer que cette dérivée seconde pourrait nous apporter de précieuses informations qui nous permettraient de mieux modéliser ces variations de rythme cardiaque en respiration libre. Or seule la première dérivée du signal respiratoire est ici utilisé dans le modèle de variations du cycle cardiaque (3.6). L'apport de la dérivée seconde dans ce modèle devra être étudié. Cependant, la modélisation des phénomènes de RSA est encore aujourd'hui un sujet de recherche très actifs en physiologie et beaucoup de nouveaux résultats sur ces phénomènes de RSA ont été publiés ces dernières années (Kotani *et al.*, 2008, Lamine *et al.*, 2004, Sin *et al.*, 2010, Strauss-Blasche *et al.*, 2000, Tzeng *et al.*, 2009). Certains remettent même beaucoup d'éléments en cause (Tzeng *et al.*, 2009), et d'autres (Sin *et al.*, 2010) donnent des résultats contraires à ceux de Clynes (1960).

Les résultats quantitatifs obtenus en terme de qualité image sont pourtant assez encou-

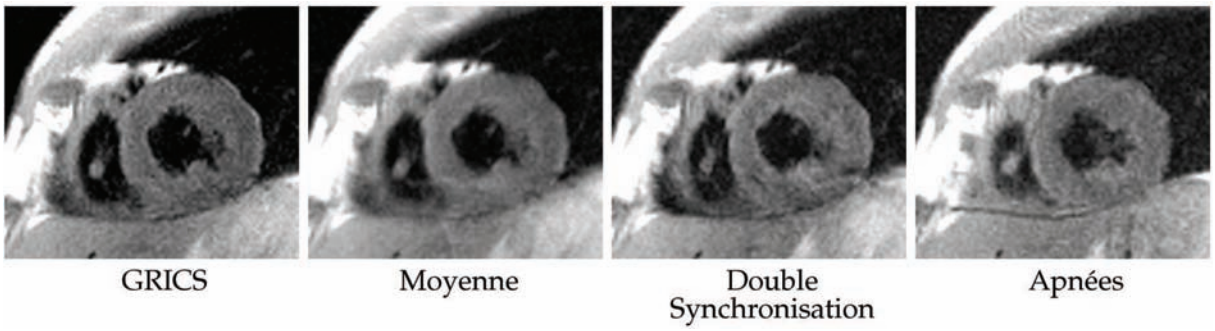


FIGURE 3.26: *Exemples d'images obtenues sur le volontaire 7 en respiration libre, avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne) et en double synchronisation, et en apnée. Les mesures d'erreur donnent de bons résultats mais les images sont particulièrement bruitées (certainement à cause d'un problème technique).*

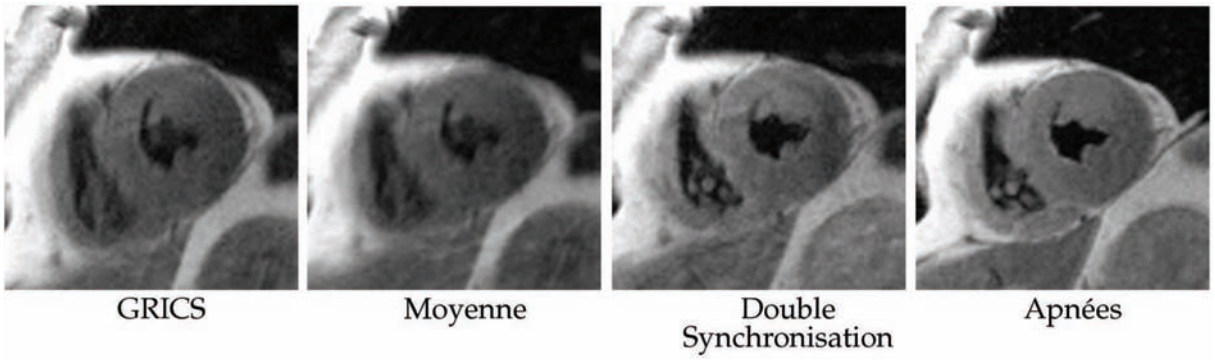


FIGURE 3.27: *Exemples d'images obtenues sur le volontaire 8 en respiration libre, avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne) et en double synchronisation, et en apnée.*

rageants. Les chiffres présentés dans la table 3.7, montrent que les reconstructions avec GRICS sont de meilleure qualité que les images reconstruites en moyennant les différentes acquisitions en respiration libre et de qualité très proche de celles obtenues en apnée dans la plupart des cas. Une évaluation qualitative avec plusieurs radiologues devrait nous permettre de quantifier de façon plus précise les points forts et les points faibles de ces différentes techniques. Par ailleurs, les images reconstruites semblent être effectivement en systole, malgré des performances de l'algorithme de prédiction inférieure. Ceci qui démontre l'intérêt de l'introduction du signal composite cardiaque pour corriger le mouvement cardiaque résiduel dû au *jitter* de prédiction. Cependant, le gain en terme de qualité d'image attendu à la suite du raccourcissement de la fenêtre d'acquisition ne semble pas effectif. D'autre signaux composites devraient être testés pour évalués leur efficacité vis-à-vis de la correction du mouvement cardiaque, en utilisant d'autres modèles de cycles cardiaques. Dans la littérature, beaucoup de modèles cardiaques ont été proposés. La plupart de ces modèles donnent la durée de l'intervalle QT en fonction de l'intervalle RR (Ashman, 1942, Malfatto *et al.*, 2003). Tous ces modèles sont utilisables pour faire de l'imagerie sang noir en télésystole. Des analyses complémentaires ont montré que des paramètres de réglage seraient utiles pour adapter le modèle cardiaque au sujet étudié selon son âge, son sexe et la présence d'une maladie cardiaque potentielle (Ashman, 1942). Par ailleurs un calcul de l'intervalle RT, adapté aux spécificités de chaque patient, pourrait également être utile (Liu et Wright, 2006). Ce dernier modèle a été initialement proposé pour adapter le *trigger delay* dans le cas des angiographies des coronaires par IRM. Malheureusement, ce modèle requiert plusieurs paramètres, tels que RT_{max}, qui ne sont généralement pas disponibles avec les IRM actuelles et donc nécessiteraient un enregistrement ECG supplémentaire.

La qualité des images obtenues en respiration libre en double synchronisation était très variable d'un sujet à l'autre, de même que la durée nécessaire pour obtenir toutes les données

de l'espace k. La variabilité de la respiration de certains sujet est en effet très préjudiciable à l'efficacité de l'acquisition. Dans certains cas extrêmes, il est même nécessaire d'ouvrir considérablement la fenêtre d'acceptation des données, ce qui entraîne de sevères artefacts de mouvements respiratoires. Par ailleurs, la grande variabilité des temps de répétition (1RR pendant le plateau expiratoire puis attendre la prochaine expiration) a dans certains cas beaucoup détérioré le contraste de l'image. Le recours à l'approche autorisée par GRICS permet d'avoir une durée d'acquisition plus prédictible, le contraste et la qualité d'image étant préservés dans la grande majorité des cas. De plus, la variabilité de la respiration est prise en compte lors de la reconstruction grâce à l'utilisation des signaux physiologiques. Dans le cadre de la correction du mouvement respiratoire, il serait cependant interessant d'explorer d'autres solutions pour mesurer ce mouvement : extraction de la phase respiratoire, utilisation d'accéléromètres ou de navigateurs, mesure du débit respiratoire...

La réalisation de cet examen en respiration libre permet d'une part de reduire la longueur des trains d'échos, comme proposé ici, mais aussi d'augmenter la résolution de l'acquisition. Combiné avec la capacité de visualisation accrue du ventricule droit autorisée par l'imagerie en systole (Fernandez *et al.*, 2010), ceci devrait permettre d'améliorer l'examen des fines structures du ventricule droit. L'extension de telles méthodes à d'autres application nécessitant une très haute résolution d'image, telle que l'imagerie des parois vasculaires, est également très prometteuse. Un autre avantage du recours à la respiration libre est que l'on pourrait adapter la durée du train d'échos en fonction de la durée de la télésystole de chaque sujet puisque, dans ce cas, nous ne sommes pas limités par la durée de l'apnée. Pour ce faire, il faudrait mesurer la durée de la télésystole de façon rapide et automatique pour chaque patient comme proposé par Jahnke *et al.* (2005) qui a déterminé les périodes de repos des coronaires pour l'angiographie par IRM.

3.2.6 Conclusion

Dans cette partie, nous avons montré qu'il était possible d'utiliser la méthode de synchronisation adaptative en respiration libre. Les résultats obtenus suggèrent qu'il serait possible d'améliorer les résultats en respiration libre pour atteindre ceux obtenus en apnée. Nous avons suggéré dans la discussion les causes probables de l'augmentation de l'erreur faite en respiration libre comparée à celle faite en apnée. Nous avons également suggéré une solution possible pour améliorer les résultats en nous basant sur les connaissances que l'on peut avoir sur les phénomènes d'arythmie sinusale respiratoire et ceci sans alourdir de trop la modélisation ; ce qui permettrait de rester compatible avec les applications temps réel que nous visons.

Les images obtenues en respiration libre avec la reconstruction GRICS sont pourtant de qualité comparable à celles obtenues en apnée et de bien meilleure qualité que la reconstruction "moyenne" des différentes acquisitions en respiration libre. Bien sûr, une meilleure prise en compte des phénomènes d'arythmie sinusale respiratoire améliorerait les résultats en terme de qualité-image.

Chapitre 4

Cartographie T_2

Dans ce chapitre, nous présenterons dans un premier temps les limitations de l'imagerie pondérée T_2 avant d'exposer la possibilité qu'offre l'IRM de réaliser des examens quantitatifs, avec, entre autres, la mesure du T_2 qui permet non seulement de détecter, mais également de caractériser l'œdème myocardique. Une méthode innovante, ARTEMIS, est ensuite présentée et validée afin de permettre la réalisation de cet examen en respiration libre, et ce sans temps d'acquisition supplémentaire.

4.1 Limitations de l'imagerie pondérée en T_2

Comme vu dans le chapitre précédent, l'imagerie pondérée T_2 permet une détection de l'œdème associé à de nombreuses cardiopathies, avec une analyse semi-quantitative de l'étendue des lésions. Cependant cette imagerie souffre de nombreuses limitations qui peuvent gêner le diagnostic (Abdel-Aty *et al.*, 2007). En effet, celui-ci repose sur une évaluation visuelle des images par le radiologue. Or, les images obtenues par la séquence présentée dans la section précédente peuvent présenter des variations d'intensité liées à l'usage des antennes multi-canaux qui peuvent masquer ou au contraire simuler une atteinte du myocarde. Par ailleurs, la présence de sang non circulant dans la coupe, qui ne sera donc pas soumis à l'impulsion DIR, entraîne un signal intense sous-endocardique qu'il peut être difficile de différencier d'un œdème sous-endocardique. De même, le signal hyperintense de la graisse épicardique peut gêner le diagnostic. Enfin, comme mentionné précédemment, un décalage entre le placement de la coupe de préparation du signal et celle dans laquelle l'image est acquise entraîne des pertes de signal importantes, notamment dans la partie postérieure du myocarde.

Afin de se soustraire de l'interprétation subjective du radiologue, il est nécessaire d'utiliser des techniques quantitatives de mesure du T_2. Ces techniques permettent non seulement de détecter l'œdème, mais aussi de le caractériser. Ainsi, il a été montré que l'on pouvait différencier l'œdème associé à un infarctus du myocarde aigu, de celui présent dans la phase chronique de la maladie (Giri *et al.*, 2009). Par ailleurs, ces techniques permettent de détecter des œdèmes diffus, tels que ceux concomittant à un rejet de greffe cardiaque (Marie *et al.*, 2001), qui ne peuvent être visualisés avec un simple contraste T_2 puisque la totalité du myocarde est en "hypersignal". Cependant, les temps d'acquisition allongés ainsi que le manque d'études cliniques de référence ont jusqu'à présent limité l'usage de cette technique en pratique clinique. Le développement de nouvelles séquences ultra-rapides permettant la quantification T_2 sur le myocarde en une apnée a conduit à un regain d'intérêt pour ces approches. Ainsi, des études cliniques utillisant cette technique ont récemment été publiées sur des population de patients atteints de β-thalassémie (étude multi-centrique) (He *et al.*, 2008), d'amyloïdose (Sparrow *et al.*, 2009), de myopathie de Duchenne (Wansapura *et al.*, 2010), d'infarctus du myocarde (Verhaert *et al.*, 2011) ou encore sur des greffés cardiaques (Usman *et al.*, 2011).

4.2 Mesures de T_2

4.2.1 Principe et mises en œuvre

Le signal recueilli lors d'un écho de spin suit l'équation suivante :

$$S(T_E) = M_0 \left(1 - 2e^{\left(-\frac{T_R-\tau}{T_1}\right)} + e^{\left(-\frac{T_R}{T_1}\right)}\right) e^{\left(-\frac{T_E}{T_2}\right)}. \tag{4.1}$$

Une façon simple de mesurer le T_2 est donc d'utiliser une séquence d'écho de spin avec un T_R très supérieur au T_1 du tissu (5 fois T_1 ou plus). Dans ces conditions, l'équation (4.1) se réduit à :

$$S(T_E) = S_0 e^{\left(-\frac{T_E}{T_2}\right)}. \tag{4.2}$$

Pour décrire cette décroissance en T_2, il suffit alors de répéter l'acquisition à l'identique en changeant seulement le T_E. Ensuite, grâce à une méthode d'ajustement non linéaire comme l'algorithme de Levenberg-Marquard, on applique une régression exponentielle à deux paramètres inconnus, afin de déterminer S_0 et surtout T_2.

Or, cette méthode est lente et ne permet pas d'explorer les organes thoraco-abdominaux qui sont soumis au mouvement respiratoire. Des méthodes rapides ont alors été développées, parfois associées à des techniques de gestion des mouvements, afin de permettre une utilisation clinique de la mesure de T_2. Ces techniques reposent soit sur l'acquisition accélérée des différentes images pondérées T_2 (séquences de type FSE, éventuellement avec préparation de signal), soit sur l'acquisition simultanée de plusieurs temps d'écho, chaque écho du train contribuant à une image différente. Des approches hybrides ont également été proposées, afin d'obtenir quelques images FSE (typiquement quatre) à différents temps d'écho. Enfin, des préparations de signal T_2 peuvent être associées à des séquences ultra-rapides (de type SSFP).

Dans le cas de l'examen du myocarde, la gestion du mouvement devient un point critique. En effet, tant le battement cardiaque que la respiration doivent être pris en compte lors de l'acquisition des données. La synchronisation cardiaque, le plus souvent en fin de diastole, permet de "geler" efficacement le mouvement dû au battement cardiaque, tant que son rythme est régulier. Toute arythmie, quelle soit naturelle ou pathologique, entraîne une variation de T_R et introduit donc une dépendance en T_1 du signal. Par ailleurs, la survenue d'extrasystoles au cours de l'acquisition produit des artefacts de mouvement dans les images reconstruites. Concernant le mouvement dû à la respiration, l'apnée reste la technique de correction la plus fréquemment mise en oeuvre, rendant la qualité de l'examen dépendante de la coopération et des capacités respiratoires des patients. Par ailleurs, elle limite la durée et le nombre des séquences réalisables, restreignant ainsi la résolution des images et/ou l'échantillonnage de la courbe de décroissance T_2. L'acquisition des données nécessaires peut également être répartie au cours d'apnées successives, mais la faible reproductivité de telles manoeuvres entraîne des décalages entre les images. Le développement de techniques ne requérant pas d'apnée est alors souhaitable, non seulement pour rendre ces examens accessibles à une plus large population, mais aussi pour améliorer la résolution spatiale et la discrimination en T_2.

4.2.2 Evaluation de la mesure

La méthode d'estimation de T_2 par IRM a dans un premier temps été évaluée sur des fantômes dédiés. Nous avons ainsi pu déterminer quelle était la précision et la reproductibilité de la mesure, ainsi que sa sensibilité à différentes conditions de mesure et à différents choix de paramètres d'acquisition.

Nous avons pour ce faire utilisé deux fantômes dédiés disponible dans le commerce (Diagnostic Sonar, Livingston, UK et SpinSafety, Rennes, Fance) qui étaient tous deux composés de 12 tubes, remplis de gel pour le premier et de liquide pour le second, calibrés à des valeurs de T_2 et T_1 différentes. Nous avons réalisé une série de mesures sur ces objets aux deux imageurs cliniques auxquels nous avions accès au CHU de Nancy Brabois, à 1,5T et 3T, en utilisant des

paramètres d'acquisitions similaires à ceux utilisés en clinique dans le cadre des examens IRM cardiaques.

Lorsque c'était possible, certaines de ces comparaisons ont également été faites *in vivo*.

4.2.2.1 Choix de la séquence

Comme mentionné précédemment, la séquence qui permet de mesurer le T_2 le plus précisément est la séquence d'échos de spin (SE). C'est cette séquence qui nous servira de référence pour les études sur fantômes. Nous disposons également de séquences d'échos de spin rapides (FSE), et d'une séquence d'échos de spin rapide multi-échos (MEFSE).

Nous avons comparé les mesures obtenues avec ces différentes séquences à 1.5T et à 3T (Figure 4.1). On remarque que les séquences rapides ont tendance à surestimer les mesures de T_2, de 5% lorsqu'il n'y a pas de préparation de signal et de 10% lorsque la préparation sang noir est appliquée. Ceci est dû aux multiples refocalisations : chaque espace k est donc rempli avec des lignes acquises à différents T_E. De plus, afin de limiter la déposition d'énergie dues à l'utilisation de plusieurs impulsions de refocalisation, ce sont des angles de bascule plus faibles qui sont utilisés (155° à 1,5T et 137 à 3T). Par ailleurs, pour la séquence avec préparation sang noir, qui est dédié à l'imagerie cardiaque, un signal de synchronisation est requis. Pour ce faire, nous avons utilisé un signal d'ECG synthétique à 101 bpm, l'acquisition ayant lieu tous les deux "cycles cardiaques" (T_R=2RR), ce qui correspond à un T_R de 1188 ms.

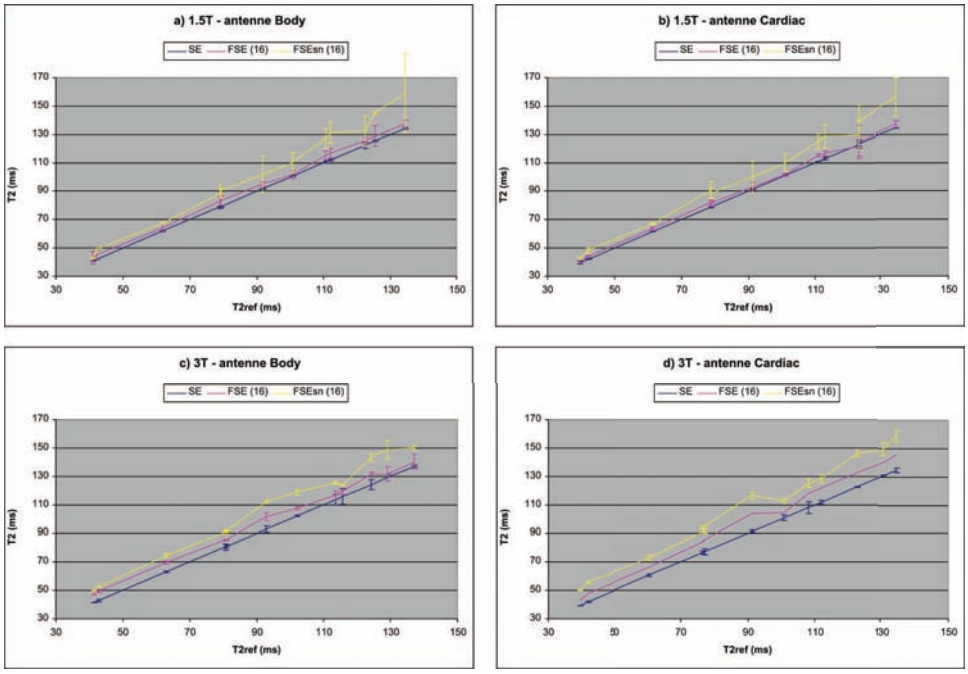


FIGURE 4.1: *Evaluation sur fantômes de l'influence de la séquence d'imagerie utilisée sur les mesures de T_2. T_2ref est la moyenne des mesures réalisées avec la séquence SE, au champ considéré et avec l'antenne indiquée.*

Les mesures réalisées avec la séquence SE présentent une répétabilité de 97%, contre 92% et 95% avec les séquences rapides avec et sans préparation sang noir respectivement. De plus, on remarque que l'écart type de la mesure est plus important avec les séquences rapides pour les valeurs de T_2 les plus élevés. Ceci est dû aux choix des T_E lors de l'acquisitions des données. En effet, nous avons choisi de garder les mêmes valeurs que celles qui seront utilisées par la suite en clinique, c'est-à-dire entre 10 et 80 ms, ce qui ne permet en théorie pas d'estimer (de manière fiable), des T_2 supérieurs à une centaine de millisecondes.

4.2.2.2 Influence des conditions de mesures

Champ magnétique Nous disposons de deux imageurs cliniques, l'un à 1,5T, l'autre à 3T. Nous avons donc comparé les mesures de T_2 obtenues à 1,5T et à 3T, avec la séquence SE et la séquence FSE (train de 16 échos).

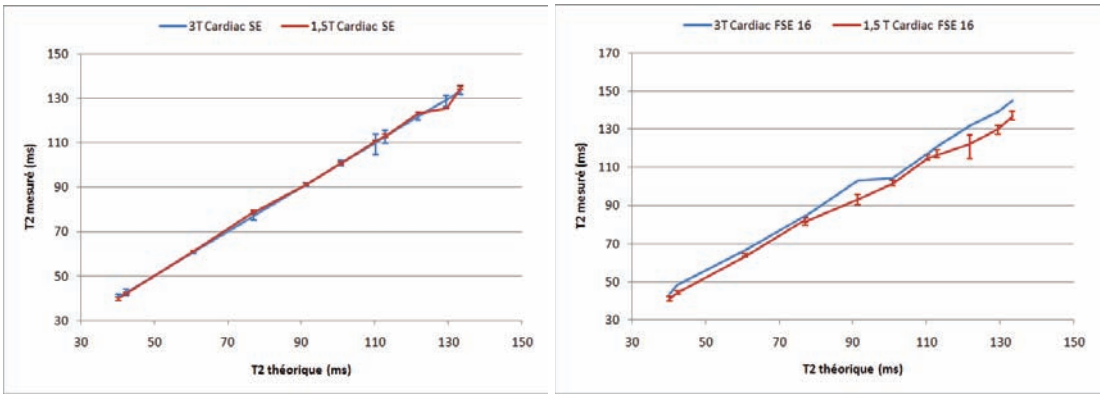


FIGURE 4.2: *Influence du champ magnétique sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin (droite) et d'échos de spin rapide (gauche).*

On n'observe pas de différence significative entre les deux séries de mesures, bien que les mesures effectuées à 3T avec la séquence FSE présentent un faible écart (figure 4.2). Ceci est sans doute dû au fait que nous n'avons effectué qu'un série de mesures dans cette configuration, contre 3 avec les autres paramètres. Ces résultats concordent avec l'étude de Stanisz *et al.* (2005) qui a comparé les mesures de T_2 *ex vivo* d'une grande variété de tissus biologiques et qui ne constate pas non plus de différence significative entre les mesures effectuées à 1,5 et à 3T.

Nous avons également effectué cette comparaison sur volontaires sains. Deux groupes de volontaires indépendants (Table 4.1) ont été soumis à une mesure de T_2 myocardique, à 1,5T et à 3T, les paramètres d'acquisition étant identiques.

TABLE 4.1: *Influence du champ magnétique - Description des deux groupes de volontaires*

	$GroupeA(1,5T)$	$GroupeB(3T)$
Effectif (H/F)	9 (4/5)	8 (4/4)
Age (ans)	30,3 $\pm$ 13	29,9 $\pm$ 15
Poids (kg)	63,6 $\pm$ 12	73,4 $\pm$ 13
Taille (m)	1,73 $\pm$ 0,09	1,74 $\pm$ 0,09

Aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée entre les mesures faites sur ces deux groupes (test de Student bilatéral, p>0,1), sauf pour la région d'intérêt 3 (segment inféroseptal : p<0.01). Cependant, les valeurs moyennes observées sur les différents segments, aussi bien que sur le myocarde entier, sont plus élévées à 3T qu'à 1,5T (Figure 4.3). La même tendance a été observée *ex vivo* (Stanisz *et al.*, 2005), avec une valeur de T_2 du myocarde mesurée à 47 $\pm$ 11 ms à 3T, contre 40 $\pm$ 6 ms à 1,5T.

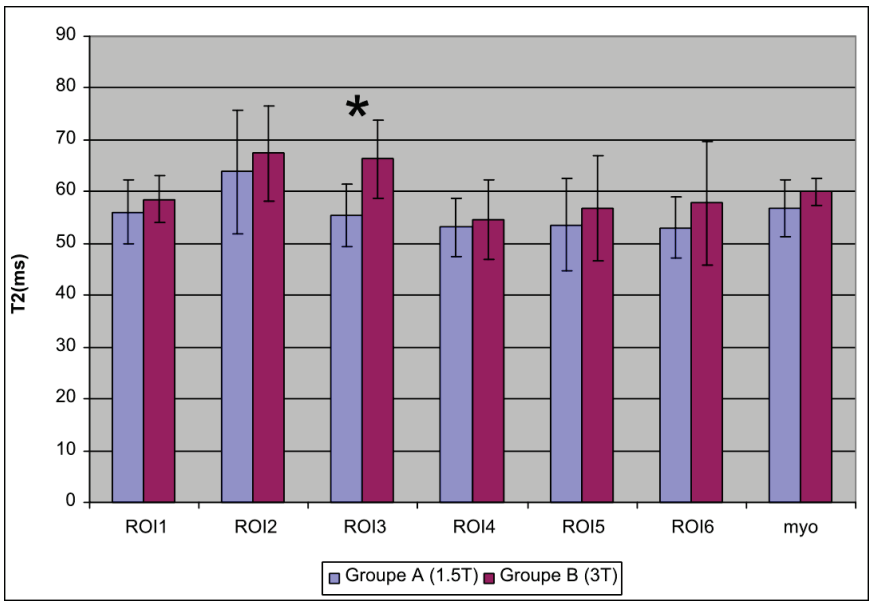


FIGURE 4.3: *Evaluation de l'influence du choix du champ magnétique sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains.*

Sur un volontaire (homme, 49 ans, 76 kg, 1m87), nous avons comparé les mesures de T_2 obtenues sur le myocarde à 1,5T et à 3T, les examens ayant été réalisés à des jours différents (figure 4.4). Les valeurs de T_2 mesurées à 3T sont comparables à celles obtenues à 1,5T, excepté dans les segments inférieurs où elles sont inférieures, la valeur gobale obtenue à 1,5T étant de 57 ms contre 54.6 à 3T. Cependant, nous avons constaté une perte de signal importante dans ces segments sur les images acquises à 3T, particulièrement pour les T_E longs, sans doute due à un mouvement entre la préparation du signal et l'acquisition des données.

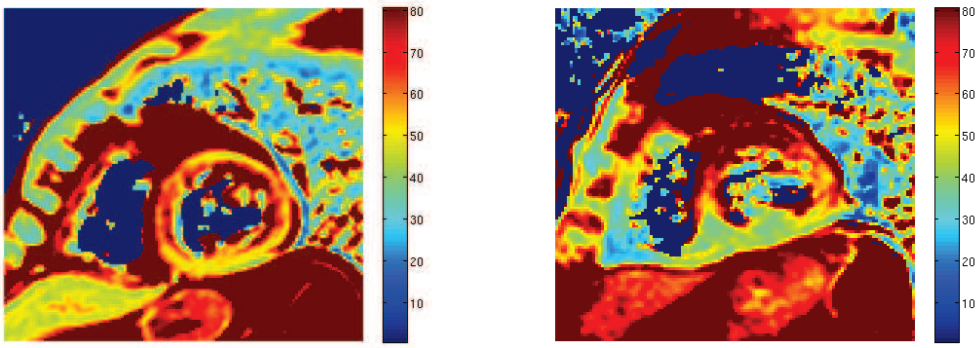


FIGURE 4.4: *Comparaison des cartes de T_2 obtenues sur le même volontaire à 1,5T (gauche) et 3T (droite). Le placement de la coupe différe légèrement entre les deux examens.*

Choix de l'antenne Lors des examens cliniques standard, la majorité des images sont acquises en utilisant une antenne de surface multi-canaux dédiés. Dans notre cas, il s'agit d'une antenne cardiaque 8 éléments, avec 4 éléments situés dans la partie antérieure de l'antenne et 4 dans la partie postérieure qui est placée sur la table de l'imageur. L'utilisation de telles antennes de surface permet de bénéficier d'un meilleur rapport signal sur bruit et l'association des différents éléments autorise d'avoir recours à l'imagerie parallèle et donc d'atteindre de meilleures résolutions spatiale ou temporelle. Cependant, ces antennes nécessitent d'effectuer des corrections de sensibilité d'antenne et d'effectuer des reconstructions adaptées. En

revanche, l'antenne de réception volumique, le plus souvent intégré dans le tube de l'imageur, assure une réception du signal homogène, au prix d'une dégradation du rapport signal sur bruit.

Dans le cadre de mesures quantitatives, il est légitime de se demander si l'utilisation d'antennes de surface multi-canaux ne va pas dégrader la qualité des estimations réalisées sur les images obtenues. Nous avons donc comparé les mesures faites sur les fantômes à partir d'images acquises avec l'antenne de réception volumique (ou antenne *Body*) et avec l'antenne multi-canaux (l'antenne *Cardiac* à 8 éléments), avec les séquences SE et FSE.

Séquence SE Trois mesures ont été réalisées avec la séquence d'échos de spin avec chaque antenne et à chaque champ (Figure 4.5).

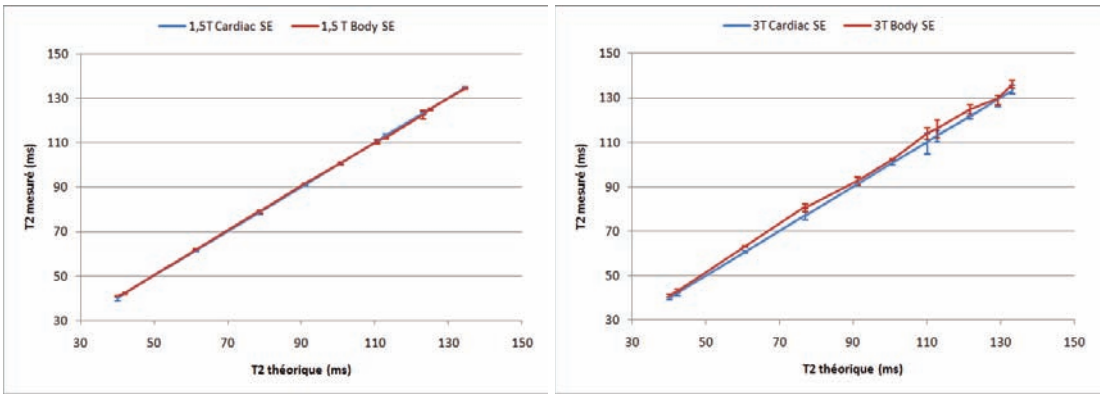


FIGURE 4.5: *Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin. A droite : 1,5T ; à gauche : 3T.*

On n'observe pas de différences significatives entre les moyennes de T_2 mesurées pour chaque tube avec l'antenne *Body* et l'antenne *Cardiac*. Par contre, les mesures réalisées avec l'antenne cardiaque présentent un écart type plus important.

Séquence FSE De même, trois mesures ont été réalisées avec la séquence d'échos de spin rapide, dans un premier temps sans préparation de signal (Figure 4.6).

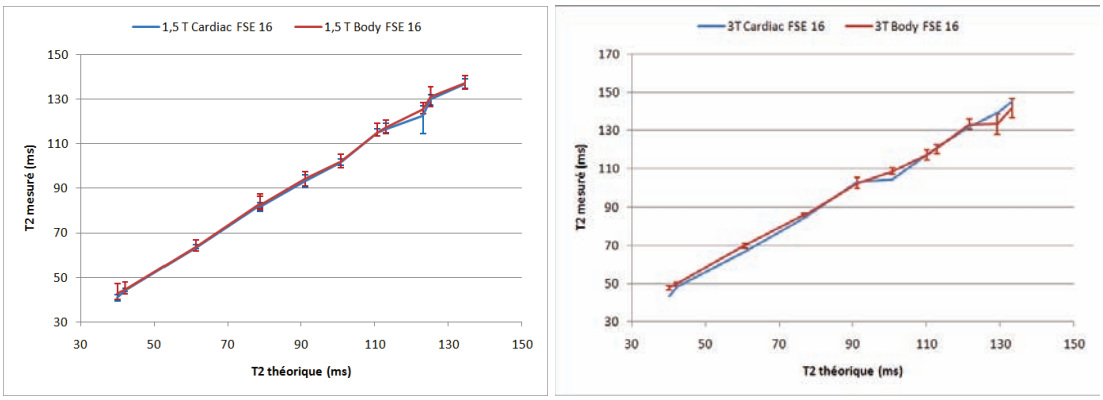


FIGURE 4.6: *Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin rapide. A droite : 1,5T ; à gauche : 3T.*

De la même façon, il n'y a pas de différences en moyenne, mais l'écart type est plus important avec l'antenne multi-canaux.

Pour la séquence d'écho de spin rapide avec préparation sang noir, les résultats sont également similaires (Figure 4.7).

Nous avons également effectué cette comparaison sur volontaires sains. Dans un premier temps, deux groupes de volontaires indépendants (Table 4.2) ont été soumis à une mesure de

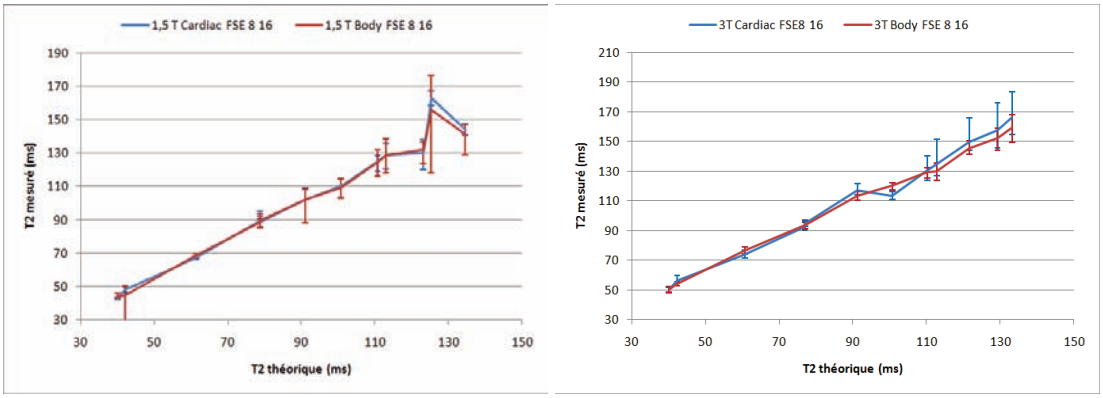


FIGURE 4.7: *Influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'échos de spin rapide et préparation sang noir. A gauche : 1,5T ; à droite : 3T.*

T_2 myocardique, à 1.5T, en utilisant soit l'antenne *Cardiac* soit l'antenne *Body*, les paramètres d'acquisition étant identiques.

TABLE 4.2: *Influence du choix de l'antenne - Description des deux groupes de volontaires*

	$GroupeA(antenneCardiac)$	$GroupeB(antenneBody)$
Effectif (H/F)	13 (8/5)	12 (7/5)
Age (ans)	$27,9 \pm 9,1$	$27,9 \pm 8,7$
Poids (kg)	$70,8 \pm 9,9$	$71,5 \pm 9,9$
Taille (m)	$1,75 \pm 0,08$	$1,75 \pm 0,08$

Aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée entre les mesures faites sur ces deux groupes, que ce soit pour la mesure globale ou pour les mesures segmentaires (test de Student bilatéral, p>0,1). Cependant, l'écart type observé à l'intérieur de chaque groupe est plus important pour les mesures effectuées avec l'antenne *Cardiac* sur toutes les ROI, excepté pour le segment n°2 (septum) (Figure 4.8).

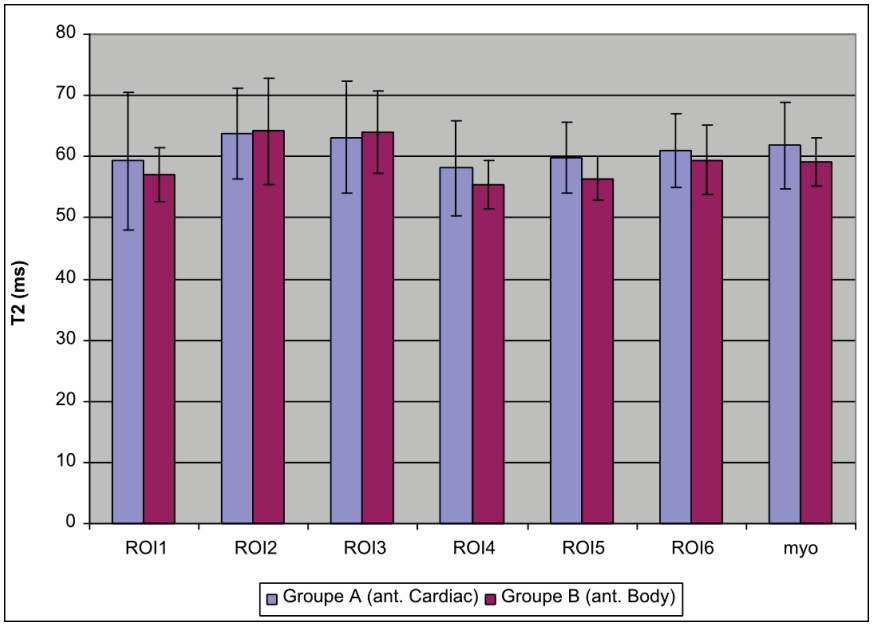


FIGURE 4.8: *Evaluation de l'influence du choix de l'antenne sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains à 1,5T.*

Sur un volontaire (homme, 21 ans, 55 kg, 1m65), nous avons comparé les mesures de T_2 obtenues sur le myocarde avec l'antenne *Body* et avec l'antenne *Cardiac* au cours du même examen (figure 4.9) à 1,5T. Nous n'avons pas constaté de différence entre ces deux mesures, la valeur gobale obtenue avec l'antenne *Body* étant de 68.8 ms contre 66.5 avec l'antenne *Cardiac*.

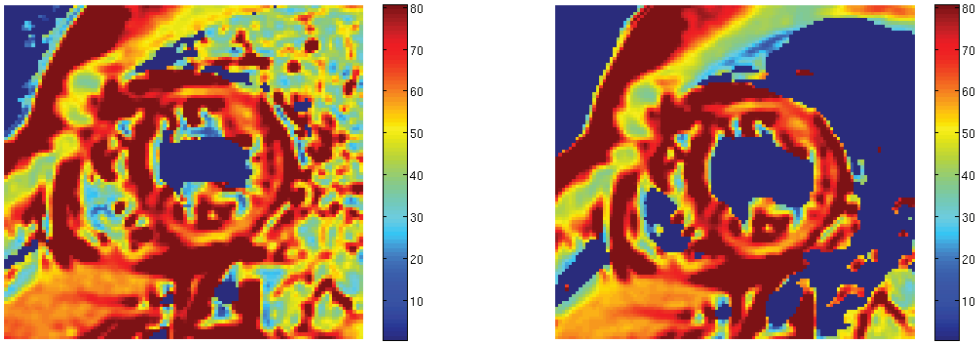


FIGURE 4.9: *Comparaison des cartes de T_2 obtenues à 1,5T sur le même volontaire en utilisant l'antenne* Body *(gauche) et l'antenne*Cardiac *(droite)*

4.2.2.3 Choix des paramètres d'acquisitions

Les paramètres d'acquisition influent également sur les résultats obtenus, notamment le temps de répétition, les temps d'écho choisis ainsi que leur nombre et la longueur du train d'échos dans le cas des séquences rapides.

Temps de répétition Le choix du temps de répétition est important. En effet, celui-ci doit être suffisamment long pour permettre le retour de l'aimantation longitudinale à son état d'équilibre. Dans une séquence d'échos de spin, au bout de $5T_1$, elle a retrouvé 97% de sa valeur initiale. On considère donc qu'un T_R supérieur à $5T_1$ assure une repousse de l'aimantation longitudinale suffisante. Or, l'utilisation de T_R si long entraîne des temps d'acquisition prohibitifs pour la pratique clinique, même en utilisant des séquences d'échos de spin rapides. Ainsi, dans les expérimentations sur fantômes, nous nous sommes limités à des T_R de 2 secondes pour les séquences d'échos de spin et 3 secondes pour les séquences d'échos de spin rapides. Dans la figure 4.10, nous avons représenté les valeurs de T_2 mesurées avec la séquence FSE à 1,5T, avec différentes valeurs de T_R. Il ne semble pas y avoir d'influence du temps de répétition sur les mesures, tant que ce dernier reste constant tout au long de l'examen.

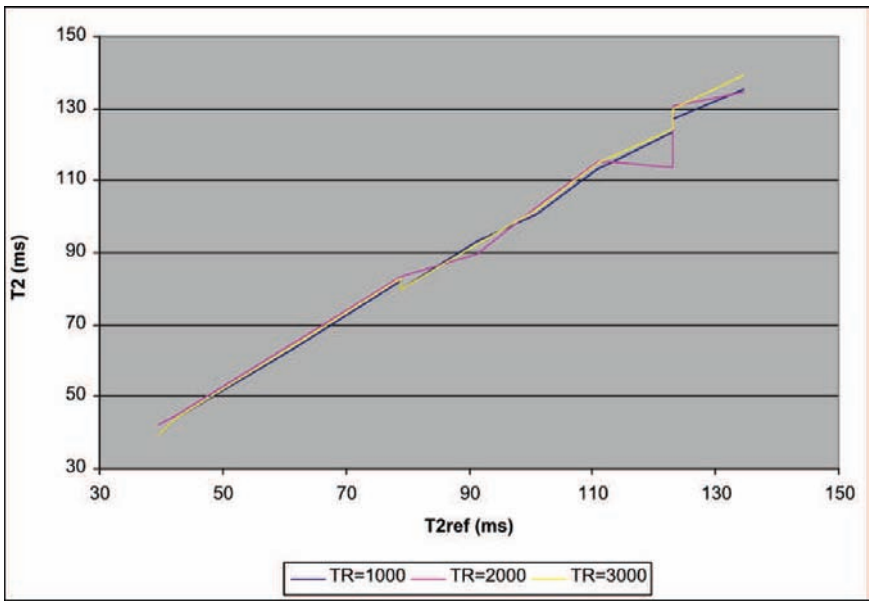


FIGURE 4.10: *Evaluation sur fantômes de l'influence du temps de répétition sur les mesures de T_2. Les mesures ont été réalisées à 1.5T, avec l'antenne de surface cardiaque à 8 éléments et la séquence FSE. T_2ref est la moyenne des mesures réalisées avec la séquence SE, au champ considéré et avec l'antenne indiquée.*

Cas particulier de l'imagerie cardiaque Afin d'éviter les artefacts de mouvement liés aux battements cardiaques, la plupart des séquences sont synchronisées sur l'ECG. Dans le cas des séquences d'échos de spin rapides, l'acquisition de chaque train d'échos est déclenchée par la détection d'une onde R. Le temps de répétition n'est donc dans ce cas plus choisi par l'opérateur, mais est dépendant de la fréquence cardiaque du patient. L'opérateur peut cependant choisir que l'acquisition ait lieu tous les cycles cardiaques ou tous les deux voire trois cycles. De plus, il est important de noter que le rythme cardiaque du patient varie naturellement au cours de l'acquisition et entre les acquisitions à différents T_E. Le T_R n'est donc pas constant au cours d'une séquence et l'approximation de l'équation 4.2 n'est plus légitime. Cependant, la prise en compte des T_R instantannés nécessiterait la connaissance du T_1 des tissus (Equation 4.1), ce qui n'est pas le propos de cette étude. Dans la suite de cette étude, nous conserverons donc le formalisme simplifié pour la mesure des T_2 myocardiques. Par ailleurs, une étude est actuellement en cours au sein du laboratoire afin d'évaluer, voire de corriger, l'influence de la variation instantannée du rythme cardiaque sur la quantification T_2 (Roquefeuille *et al.*, 2010).

Temps d'écho Le nombre et le choix des temps d'échos sont critiques pour les mesures de T_2. En considérant le logarithme de l'équation 4.2, seuls deux temps d'échos sont nécessaires à la détermination de T_2. Cependant, la présence de bruit dans les données peut alors fausser la mesure. Concernant le choix des points d'échantillonage, il est important d'acquérir le T_E le plus court possible, ainsi que le T_E correspondant au T_2 à mesurer (Poon et Henkelman, 1992, Shrager *et al.*, 1998). Parmi les études cardiaques proposées dans la littérature, certaines se limitent en effet à l'acquisition de deux temps d'écho (Boxt *et al.*, 1993, Cobb et Paschal, 2009, Foltz *et al.*, 2003, Huang *et al.*, 2007, Wansapura *et al.*, 2010), le T_E le plus long acquis étant dans la plupart des études de 55 ms, ce qui correspond au T_2 du myocarde sain. D'autres utilisent trois (Giri *et al.*, 2009, Sparrow *et al.*, 2009, Wansapura *et al.*, 2010), quatre (Cobb et Paschal, 2009), cinq (Blume *et al.*, 2009) ou six temps d'écho (Marie *et al.*, 2001) et un très petit nombre d'études proposent d'acquérir plus d'échos : huit pour Papanikolaou *et al.* (2000) et Cobb et Paschal (2009), douze pour He *et al.* (2006) et seize pour Alexopoulou *et al.* (2006), un temps d'écho autour de la valeur du T_2 du myocarde (entre 50 et 60 ms) étant dans tous les cas acquis.

Lors de l'utilisation d'une séquence FSE, les premiers échos du train réalisé avec des impulsions de refocalisation inférieure à $180°$ ne sont pas stables (Le Roux, 2002). Les intensités dans

l'image avec le T_E le plus court accessible (dont les lignes centrales de l'espace k sont acquises avec le premier écho du train) sont par conséquent atténuées (figure 4.11). Nous choisirons donc de ne pas acquérir d'images à ce T_E dans nos expériences.

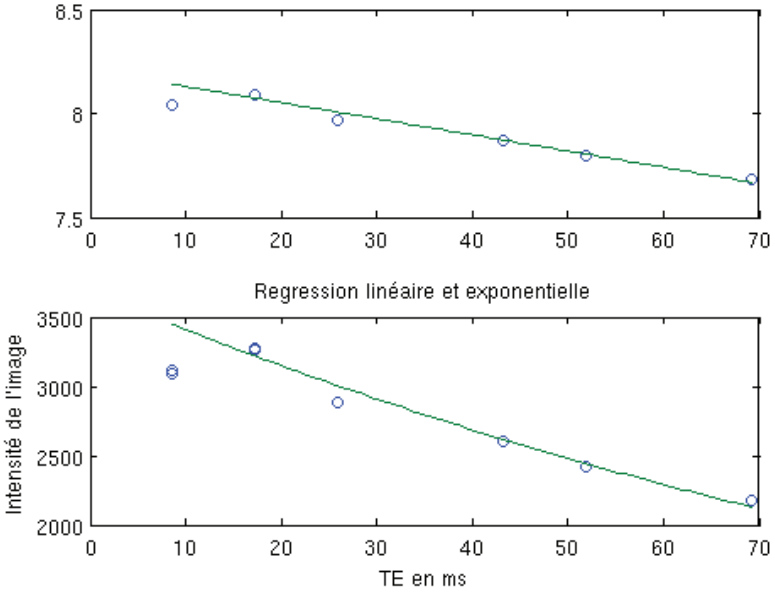


FIGURE 4.11: *Atténuation dans l'image acquise au T_E minimum avec une séquence FSE. Les courbes de régression (vert) ont été estimées en excluant le premier écho, dont l'intensité est représentée (cercle bleue) pour mettre en évidence l'atténuation causée par l'utilisation du premier écho du train pour remplir le centre de l'espace k.*

Afin d'estimer le nombre minimum de T_E nécessaires pour mesurer T_2 avec une précision de 95%, nous avons réaliser, pour chaque tube, l'estimation de T_2 en prenant en compte un nombre croissant de T_E pour la séquence SE et la séquence FSE (figure 4.12). On constate que, d'après nos expériences sur fantômes, l'acquisition d'au moins 7 T_E est nécessaire pour obtenir une précision de 95% avec la séquence FSE, contre seulement 4 avec la séquence SE. Pour ce qui est de la répartition des T_E, Shrager *et al.* (1998) a démontré qu'une répartition non linéaire était préférable. Cependant, lorsqu'on utilise une séquence de type FSE, les T_E accessibles sont tous equidistants (voir 4.2.2.3). Nous choisirons donc dans la majorité des cas, d'acquérir le plus de points possibles avec des T_E courts, sans prendre le T_E le plus court, et autour de la valeur attendue de T_2 (55-60 ms pour le myocarde), aisni que le T_E le plus long.

Longueur du train d'échos Dans le cas de séquences rapides, un train d'échos est généré au moyen d'une succession d'impulsions de refocalisation, appliquées de façon régulière et séparée de 2*τ = esp (*echo spacing*), l'écho étant créé à τ après la refocalisation. Chaque ligne du train d'échos est alors acquise à un T_E *réel* différent. Le contraste de l'image est alors dominé par le T_E auquel la ou les lignes centrales de l'espace k sont acquises, T_{Eeff}. La longueur du train d'échos (ETL, *Echo Train Length*) influe aussi sur le contraste final de l'image, puisque plus il sera grand, plus des T_E différents seront combinés pour former l'image finale.

Il faut également considérer que les T_{Eeff} accessibles sont fonction de l'ETL et de l'esp. En effet, on ne peut obtenir que les valeurs $[esp; 2 * esp; ...; ETL * esp]$. Ces paramètres doivent donc également être ajustés suivant le T_2 à mesurer.

L'influence de l'ETL sur les estimations des valeurs de T_2 a été évaluée sur le fantôme Spin-Safety avec les paramètres d'acquisitions suivants. Nous avons comparé les mesures effectuées avec un ETL à 24 et un ETL à 16, avec la séquence FSE sang noir. Afin de nous placer dans les conditions d'un examen cardiaque, un ECG simulant un rythme cardiaque régulier à 101 bpm a été utilisé. L'expérience (c'est-à-dire 10 images acquises avec ETL = 16 et 10 images acquises

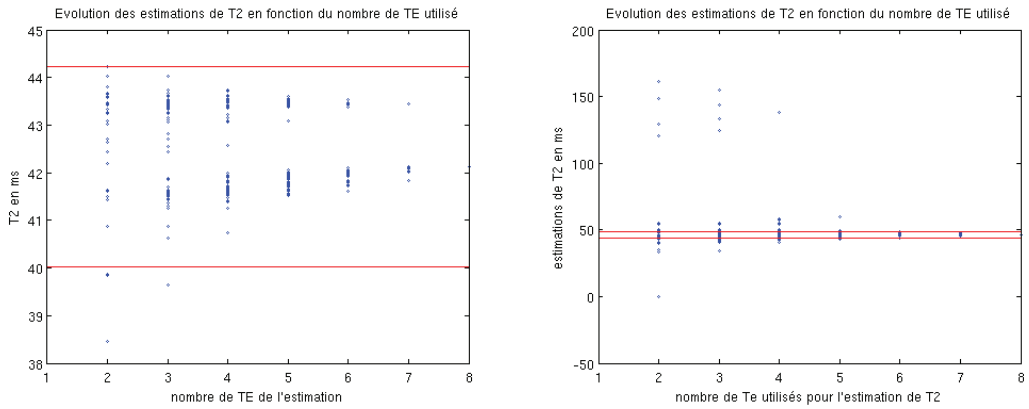


FIGURE 4.12: *Nombre de TE minimum pour obtenir une mesure de T_2 avec une précision de 95%, avec la séquence SE (gauche) et avec la séquence FSE(droite). En rouge, les bornes à plus ou moins 5% de la valeur de T_2 théorique calculée avec tous les T_E disponoble. En bleu, les mesures de T_2 obtenues avec toutes les combinaisons de n T_E possibles, n étant la coordonnées en abscisse*

avec ETL = 24) a été réalisée six fois. La figure 4.13 présente une très forte relation linéaire entre les deux séries de mesures, avec une très bonne qualité de régression (R^2 = 0,9985). Les valeurs obtenues avec ETL=24 sont surestimées de 3,5 ms.

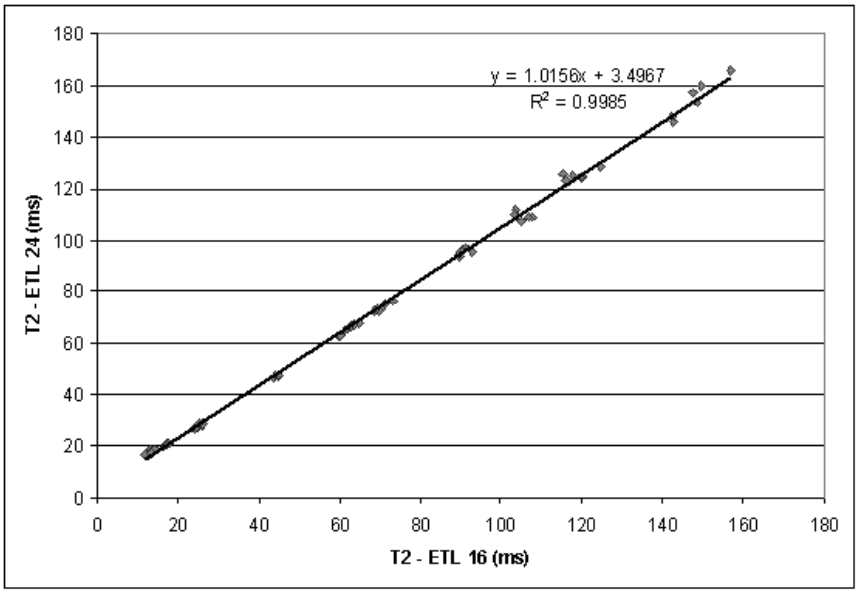


FIGURE 4.13: *Influence du choix de la longueur du train d'échos sur les mesures de T_2 effectuées avec la séquence d'écho de spin rapide avec préparation sang noir. Comparaison entre les mesures obtenues à 1,5T avec des trains d'échos de 24 et de 16.*

L'influence de la longueur du train d'échos sur la mesure de T_2 avait déjà été montrée (Pai *et al.*, 2008), sur des fantômes et sur des données cliniques. Même si la mesure était basée sur une séquence FSE dual-echo, les auteurs ont mis en évidence la même tendance : plus le nombre d'échos utilisé est important, plus le T_2 mesuré est long.

Nous avons également réalisé cette comparaison sur quelques volontaires sains dans le cadre d'un examen cardiaque, mais sans pour autant faire de comparaison appariée. Deux groupes de volontaires (Table 4.3) ont ainsi été soumis à une mesure de T_2 myocardique, à 1.5T en utilisant l'antenne *Cardiac*, le premier groupe en utilisant un ETL de 16 et le second en utilisant un ETL de 24, tous les autres paramètres d'acquisition étant identiques par ailleurs.

TABLE 4.3: *Influence de la longueur du train d'échos - Description des deux groupes de volontaires*

	$GroupeA(etl = 16)$	$GroupeB(etl = 24)$
Effectif (H/F)	7 (4/3)	12 (7/5)
Age (ans)	30.3 ± 13.6	27.9 ± 9.1
Poids (kg)	62.9 ± 12.3	70.8 ± 9.9
Taille (m)	1.73 ± 0.10	1.75 ± 0.08

Malgré une mesure de T_2 augmentée pour la valeur myocardique globale (Figure 4.14), ainsi que pour toutes les valeurs segmentaires, aucune différence statistiquement significative n'a été mise en évidence par le test de Student au seuil bilatéral de 5% (p>0,1), excepté pour le segment n°6 (p = 0,02). Ceci est sans doute dû au faible effectif du groupe A. D'après un calcul d'effectifs, il faudrait deux groupes comportant 10 sujets pour mettre en évidence une telle différence sur la mesure globale.

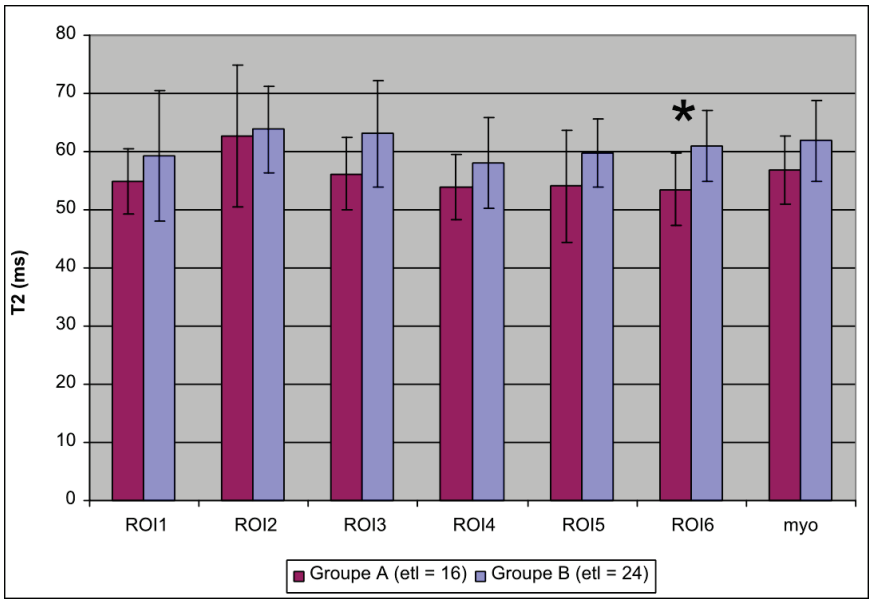


FIGURE 4.14: *Evaluation de l'influence de la longueur du train d'échos sur les mesures de T_2. Application à la mesure de T_2 myocardique sur deux groupes de volontaires sains.*

Sur un volontaire (femme, 30 ans, 69 kg, 1m70), nous avons comparé les mesures de T_2 obtenues sur le myocarde avec un train d'échos de 16 et un train d'échos de 24 au cours du même examen (figure 4.15) à 1,5T. Les mesures obtenues avec des trains d'échos de 24 sont légèrement surestimées par rapport aux estimations avec les trains d'échos de 16, la valeur gobale obtenue avec ETL=16 étant de 57,2 ms contre 59,9 pour ETL=24.

4.3 Mesures de T_2 des organes en mouvement

Comme mentionné précédemment, l'évaluation du T_2 des organes soumis au mouvement respiratoire est grandement limitée par la nécessité de gérer ce mouvement respiratoire. En effet, l'apnée affecte tant la résolution spatiale accessible que la précision des cartes obtenues en limitant le nombre et le temps d'acquisitions disponibles. D'autre part, bien que les méthodes de correction des mouvements, prospective et rétrospective, aient été largement employées pour améliorer l'imagerie pondérée T_2 des organes thoraciques et abdominaux, très peu de ces stratégies ont été adaptées à la mesure de T_2.

Même si elles ne permettent pas à proprement parler de corriger le mouvement, les techniques d'accélération ont largement contribué au récent regain d'intérêt pour la quantification

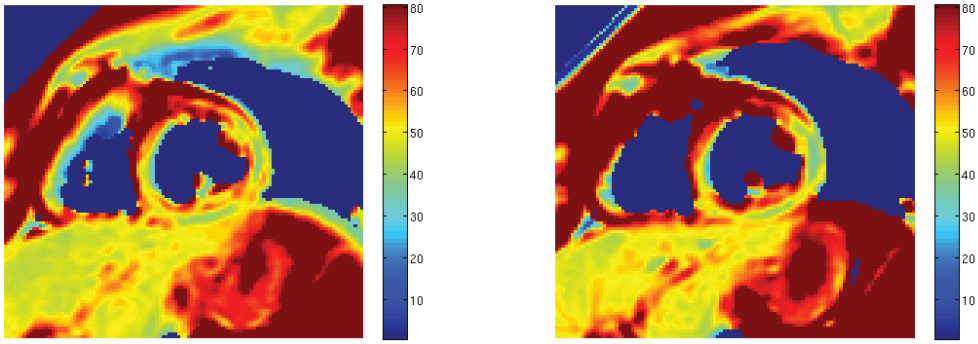


FIGURE 4.15: *Comparaison des cartes de T_2 obtenues sur le même volontaire avec un train d'échos de 16 (gauche) et de 24 (droite)*

T_2 dans les applications cardiaques. Ainsi, l'utilisation de techniques multi-echos à base de séquence FSE permet d'obtenir des images à différents T_E en une seule apnée (He *et al.*, 2006), souvent au prix de la résolution spatiale et en utilisant des facteurs d'accélération élevés. Si le problème des décalages entre les apnées successives est ici réglé, les données acquises pour chaque temps d'écho sont toujours segmentées sur plusieurs cycles cardiaques. Cette technique est donc sensible aux arythmies. L'utilisation des séquences de type SSFP associées à une préparation T_2 (Giri *et al.*, 2009) permet d'obtenir une image *single-shot* en un seul battement cardiaque et donc de pallier ce problème. Une série d'images à différents T_E est alors acquise en une apnée, mais toujours avec une résolution spatiale compromise et un faible échantillonnage de la courbe de décroissance. Très récemment, des techniques de reconstruction issues de la méthode *Compressed Sensing* ont été employées pour extraire les paramètres de relaxation de données très sous-echantillonnées (Feng *et al.*, 2011).

Les techniques permettant l'évaluation du T_2 myocardique en respiration libre sont quant à elles rares. Foltz *et al.* (2003) utilise une technique d'acquisition spirale qui a été optimisée afin d'obtenir une meilleure discrimination en T_2. En plus des propriétés avantageuses de ces acquisitions non cartésiennes vis-à-vis des artefacts de mouvement, un algorithme de correction de mouvement prospectif a été utilisé : les données acquises dans une phase respiratoire trop éloignée de la position médiane sont rejetées et réacquises. Huang *et al.* (2007) utilise la séquence *T_2-prep SSFP* et deux temps d'écho, l'acquisition des données étant synchronisée sur le cycle respiratoire au moyen d'un écho-navigateur placé sur le diaphragme. Le temps d'acquisition supplémentaire autorisé par la respiration libre est alors exploité pour augmenter le nombre de répétions et ainsi améliorer le rapport signal sur bruit. Plus récemment, une technique de cartographie T_2 qui intègre un recalage non rigide a été présentée par Giri *et al.* (2010). Dans cette approche, trois images sont acquises en utilisant une séquence *T_2-prep* en *single-shot*, qui est alors considérée comme non sensible au mouvement. Un algorithme rapide de recalage non rigide est ensuite appliqué pour compenser les mouvements inter-acquisitions, avant le calcul de la carte T_2. Ces techniques, si elles ont l'avantage de permettre le déroulement de l'examen en respiration libre, ne prennent pas en compte le mouvement qui pourrait intervenir pendant les acquisitions, ni son influence sur la valeur de T_2 obtenue.

4.3.1 Evaluation des temps de relaxations en utilisant une reconstruction dédiée compensée en mouvement

Dans cette section, nous présentons une solution innovante pour la mesure des temps de relaxation des organes en mouvement. Cette technique, inspirée de l'algorithme de reconstruction GRICS, associe l'estimation des temps de relaxation des tissus et celle du mouvement des organes qui sont ajustés au cours d'un processus itératif. Ainsi, l'étape de gestion/correction

des mouvements est rendue invisible aux opérateurs alors qu'une carte du paramètre d'intérêt, ainsi qu'une image morphologique de qualité diagnostique, leur sont directement fournies en sortie de l'algorithme. Cette technique a par suite été appliquée à la mesure de T_2 myocardique. Par soucis de clarté, la suite de l'exposé décrira la méthode associée à cette application particulière, mais elle peut être appliquée à la quantification d'autres temps de relaxation, voire d'autres paramètres physiques accessibles par IRM, sans difficulté.

4.3.1.1 Extension de la reconstruction GRICS aux mesures de T_2 en respiration libre

Nous avons vu précédemment (section 3.1.3.1) que l'algorithme de reconstruction GRICS permettait d'obtenir des images de qualité diagnostique à partir d'acquisitions en respiration libre. Cependant, l'acquisition de plusieurs répétitions du même jeu de paramètres est nécessaire pour assurer une bonne convergence de l'algorithme, ce qui réduit l'efficacité de l'examen. En revanche, l'acquisiton de plusieurs images est inhérente aux techniques de cartographie T_2. Mais contrairement à GRICS, ces acquisitions sont faites à des T_E différents pour échantillonner la décroissance T_2 :

$$\rho(TE) = \rho_0 * e^{(-TE/T_2)} \tag{4.3}$$

où $\rho(TE)$ est l'intensité de l'image à un T_E donné et ρ_0 une image "dépondérée" T_2, qui regroupe la contribution en T_1 et en densité de protons, qui sera nommée *image en pseudo-densité de protons* ou plus simplement *pseudo-densité*.

On remarque donc que cette pseudo-densité ρ_0 est acquise de façon répétée à chaque T_E. En supposant que T_2 est connu, ρ_0 peut être estimée à partir des acquisitions en respiration libre à différents T_E en utilisant un opérateur d'encodage modifié pour inclure à la fois les déformations spatiales et la décroissance en T_2. Le modèle de mouvement est ensuite ajusté de la même manière que dans GRICS.

Cette nouvelle stratégie de reconstruction permet donc d'estimer les temps de relaxation des tissus, mais aussi d'autres paramètres IRM, d'organes soumis au mouvement respiratoire. Elle a été baptisée ARTEMIS pour *Assessment of Relaxation Time using a Motion-compensated Iterative Scheme*. Elle a dans un premier temps été appliquée à la mesure du T_2 myocardique en respiration libre grâce à une implémentation itérative en quatre étapes (Figure 4.16) :

$$\begin{cases} \text{pour chaque TE}, s(TE) = E_g(\alpha)\rho(TE) \\ \hat{\rho}(TE) = \rho_0 * e^{(-TE/T_2)} \\ s = E_g(\alpha, T_2)\rho_0 \\ \varepsilon = s - E_g(\alpha, T_2)\hat{\rho_0} = R(\rho_0, \alpha, T_2)\delta\alpha \end{cases} \tag{4.4}$$

Les deux premières étapes permettent d'estimer T_2 en chaque pixel et les deux dernières correspondent au système couplé de l'algoritme GRICS adapté aux acquisitions T_2.

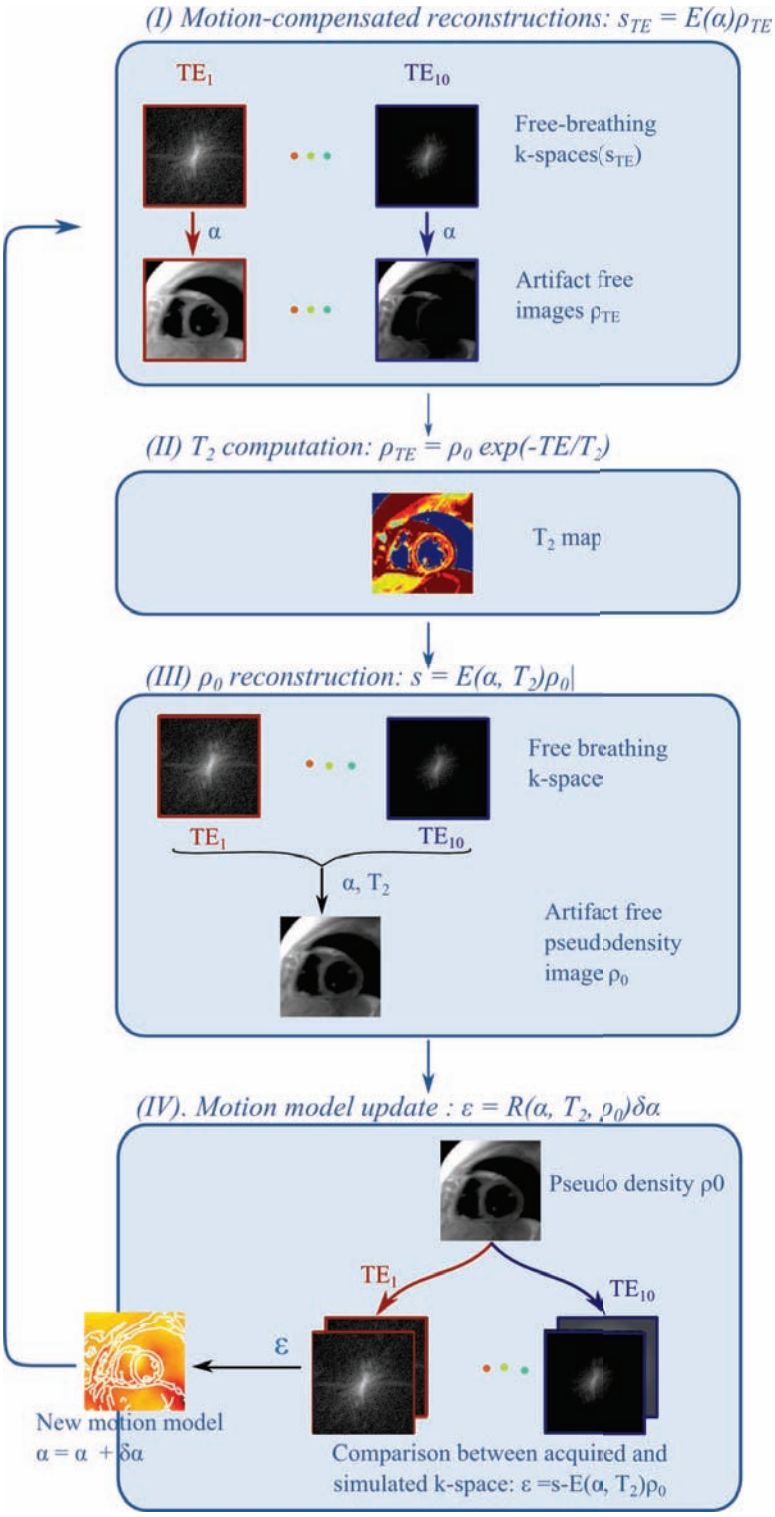


FIGURE 4.16: *Représentation schématique de la reconstruction ARTEMIS. Une carte T_2 est obtenue à partir d'acquisitions en respiration libre à différents T_E grâce à un processus itératif en 4 étapes. Une image en pseudo-densité de protons ρ_0 ainsi que les paramètres de mouvement α sont aussi déterminés pendant la reconstruction.*

Les quatres étape de la reconstruction ARTEMIS sont représentées dans la figure 4.16. **(I)** La reconstruction compensée en mouvement est d'abord appliquée à chaque jeu de données T_E séparément, en inversant l'opérateur d'encodage généralisée $E_g(\alpha)$ qui inclut les transformations spatiales estimées par l'équation [3.3]. Une image corrigée est ainsi obtenue pour chaque T_E. De plus, comme le même modèle de mouvement α est utilisée pour ces reconstructions, ces images sont également recalées entre elles. **(II)** Une carte T_2 est ensuite calculée en ajustant

l'intensité des pixels à l'équation [4.3]. Afin de reduire la complexité computationnelle de l'algorithme et donc le temps de reconstruction, nous avons choisi d'effectuer ici une régression linéaire sur le logarithme des intensités plutôt qu'un ajustement exponentiel. **(III)** En inversant l'opérateur $E_g(\alpha, T_2)$ qui inclut à la fois les déformations spatiales et la pondération T_2 des différentes acquisitions, $\hat{\rho_0}$ est estimée. **(IV)** Finalement, un jeu de données brutes synthétiques, simulées à partir de $E_g(\alpha, T_2)$ et des précédentes estimées, est comparé aux données brutes acquises par l'imageur. Le résidu ε ainsi obtenu est alors utilisé pour mettre à jour les coefficients du modèle de mouvement grâce à l'opérateur $R(\rho_0, \alpha, T_2)$ qui a lui aussi été modifié pour prendre en compte la décroissance T_2.

Comme dans l'implémentation de GRICS (Odille *et al.*, 2008b), une méthode de résolution du point fixe multi-échelles a été implémentée et le modèle de mouvement a été initialisé à zéro. Deux signaux respiratoires (une ceinture respiratoire et sa dérivée temporelle) ont été introduits comme données d'entrée du modèle de mouvement respiratoire.

4.3.2 Evaluation sur une population de volontaires sains

Les acquisitions ont eu lieu à l'IRM 1,5T avec une antenne cardiaque huit éléments. Les signaux provenant d'un capteur ECG et d'une ceinture pneumatique ont été collectés et enregistrés suivant le même schéma que dans l'étude précédente. Le rythme cardiaque instantanné et la variabilité RR étaient calculés retrospectivement sur le signal ECG enregistré à l'aide d'un détecteur QRS spécifique à base d'ondelettes (Oster *et al.*, 2009b).

4.3.2.1 Protocole IRM

Onze volontaires sains ont été soumis à un examen IRM cardiaque afin d'évaluer la méthode de cartographie T_2 en respiration libre décrite précedemment. La population d'étude était composée de 6 hommes et 5 femmes, d'âge moyen 27,9 $\pm$ 9,5 ans (poids : 70,0 $\pm$ 9,0 kg, taille : 1,76 $\pm$ 0,08 m). L'étude a été approuvée par le comité d'éthique compétent et conduite en accord avec les lois françaises régissant la recherche clinique. Un consentement écrit a été obtenu de tous les volontaires.

Deux séries de 10 images à différents T_E ont été acquises avec une séquence FSE sang noir standard, synchronisée à l'ECG (Simonetti *et al.*, 1996). Une coupe petit axe a été imagée, située au milieu du ventricule gauche, en apnée (BH-FSE), puis en respiration libre (FB-FSE). Pour chaque série d'images, les valeurs de T_E ont été réparties entre 10 et 75 ms, l'acquisition des données ayant lieu tous les deux cycles cardiaques (TR = 2RR) en fin de diastole. Les autres paramètres d'acquisition étaient identiques pour toutes les images (T_I = 500 ms, T_R = 2RR, matrice = 128x128, FOV = 36 cm, BP = 62.5 kHz, épaisseur de coupe = 10 mm), excepté la longueur du train d'échos (ETL, *Echo Train Length*). Des trains d'écho de 16 ont été utilisées pour les acquisitions en respiration libre, alors qu'ils ont été allongés à 24 au cours des apnées afin de réduire la durée d'acquisition. L'influence de l'ETL sur les mesures de T_2 a été corrigée conformément aux expériences faites sur fantômes précédemment (figure 4.13).

4.3.2.2 Traitement des données

Images BH-FSE Les images acquises en apnée ont été traitées par un expert avec un logiciel dédié à la quantification T_2 myocardique développé au sein du laboratoire. Dans un premier temps, les images sont recalées en utilisant un algorithme automatique. Celui-ci opère sur les contours des images et permet des rotations et des translations. Le cas échéant, l'opérateur a la possiblilité d'ajuster ces recalages avec des translations seulement. Une carte T_2 et une pseudo-densité ρ_0 sont ensuite obtenues en mesurant l'intensité des pixels des images recalées : l'intensité mésurée en un pixel dans la série d'images à T_E croissant est ajustée à une courbe exponentielle Eq. [4.3] à l'aide de l'algorithme non linéaire de Levenberg-Marquardt fourni par Matlab (The MathWorks Inc, Natick, MA).

Afin de permettre aussi un analyse régionale du ventricule gauche, ce dernier est segmenté à l'aide d'un algorithme semi-automatique sur ρ_0. Les contours épicardique et endocardique sont tout d'abord tracés manuellement par l'opérateur sur l'image recalée de son choix. Six segments équiangles sont ensuite automatiquement générés selon les recommendations de l'*American Heart Association* (Cerqueira *et al.*, 2002) (Figure 3.11). Ces segments sont ensuite reportés sur la carte T_2 et la moyenne des T_2 de chaque segment est finallement prise en compte pour calculer six valeurs de T_2 myocardiques. La région d'intérêt englobant tout le myocarde est également considérée pour obtenir une valeur myocardique globale, sur laquelle on va également calculer le coefficient de variation afin de mesure la variabilité de la mesure de T_2 sur le myocarde.

Données brutes FB-FSE L'algorithme ARTEMIS a été implementé sur un PC standard en utilisant Matlab (The MathWorks Inc, Natick, MA). Une pseudo-densité ρ_0 corrigée des artefacts de mouvement et une carte quantitative de T_2 sont obtenues à partir des données brutes acquises en respiration libre et des signaux physiologiques correspondant. ρ_0 est ensuite segmentée par le même opérateur comme décrit précedemment et les valeurs de T_2 segmentaires et globale sont calculées. Afin d'évaluer l'amélioration apportée par ARTEMIS, les images obtenues en respiration libre, non corrigées, ont également été traitées de la même façon que les images BH-FSE, toujours par le même opérateur et avec le même logiciel.

4.3.2.3 Analyse des données

Analyse qualitative Le post-traitement décrit précédemment a été évalué par l'opérateur. Pour les examens en apnée ainsi que les images en respiration libre non corrigées, le recalage a été noté sur une échelle en 4 points : 3 : aucun recalage nécessaire, 2 : le recalage automatique suffit, 1 : des translations supplémentaires sont necessaires, 0 : impossible de recaler les images. Pour les trois mesures de T_2, la segmentation a été notée sur une échelle en 4 points, où 3 correspond à 'Segmentation très facile' et 0 à 'Segmentation très difficile'.

Analyse quantitative Les valeurs de T_2 myocardiques sont exprimées en moyenne $\pm$ écart type. Les différences régionales entre les six segments myocardiques ont été évaluées à l'aide d'une méthode d'analyse de variance à un facteur (ANOVA), sur les trois séries de mesures séparément. Les analyses de différences entre les deux méthodes ont été faites avec un test du rang signé de Wilcoxon (W-test) et un test de Student apparié bilatéral (T-test) pour les données qualitatives et quantitatives respectivement. Une p-valeur inférieure à 0,05 est considérée comme statistiquement significative.

4.3.2.4 Résultats

Le protocole IRM s'est déroulé sans événement indésirable pour tous les volontaires. Cependant, un volontaire a été exclu de l'étude à cause de valeurs de T_2 aberrantes mesurées en apnée et d'une mauvaise qualité d'ajustement obtenue sur trois des six segments (toujours en apnée). La durée d'acquisition nécessaire à la mesure de T_2 était de 7,52 $\pm$ 1,36 minutes suivant le rythme cardiaque des sujets. Aucune différence significative n'a été observée sur la durée d'examen entre la mesure en apnée et en respiration libre. Le rythme cardiaque moyen pendant l'acquisition était de 68,6 $\pm$ 10,5 bpm en apnée et de 68,5 $\pm$ 7,6 bpm en respiration libre, avec une variabilité RR de 55,5 $\pm$ 20,0 ms et 58,3 $\pm$ 20,0 ms respectivement. Par conséquent, le temps de répétition moyen était de 1808 $\pm$ 266 ms pour les acquisitions en apnée et de 1790 $\pm$ 228 ms pour celles en respiration libre. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les acquisitions en respiration libre et en apnée, que ce soit sur la fréquence cardiaque, la variabilité RR ou le temps de répétition (Table 4.4).

TABLE 4.4: *Durée de l'examen, Rythme cardiaque, Variabilité RR (écart type des intervales RR) et Temps de répétion moyen pendant les acquisitions en apnée et en respiration libre.*

	Apne	*RespirationLibre*	P-Valeur
Durée d'examen (min)	7,7 $\pm$ 1,3	7,4 $\pm$ 1,0	0,31
Rythme cardiaque (bpm)	68,6 $\pm$ 11	68,5 $\pm$ 8	0,97
Variabilté RR (msec)	55,5 $\pm$ 20	5803 $\pm$ 20	0,65
Temps de répétition (msec)	1808 $\pm$ 266	1790 $\pm$ 228	0,73

Analyse qualitative Les résultats de l'analyse qualitative sont résumés dans la figure 4.17. Le recalage des images acquises au cours d'apnées successives présente un score médian de 2, avec deux cas qui ne nécessitaient pas de recalage et deux qui n'ont pu être recalés convenablement (Figure 4.18). Le recalage des images acquises en respiration libre non corrigées présente un score médian de 1, la présence des artefacts de respiration génant grandement l'opérateur dans la majorité des cas. Comme l'analyse d'ARTEMIS ne requérait pas de recalage, tous les cas ont reçu la note de 3 (Figure 4.17-a).

La segmentation du ventricule gauche a été évaluée comme étant plus facile avec ARTEMIS, avec un score médian de 2,5 contre 2 en apnée et 1 sur les images non corrigées. De plus, l'évaluation sur les examens en respiration libre était toujours meilleure ou équivalente à celle en apnée, excepté sur un sujet (Figure 4.17-b). Cependant, aucune différence significative n'a été trouvée (W-test, $p = 0,18$).

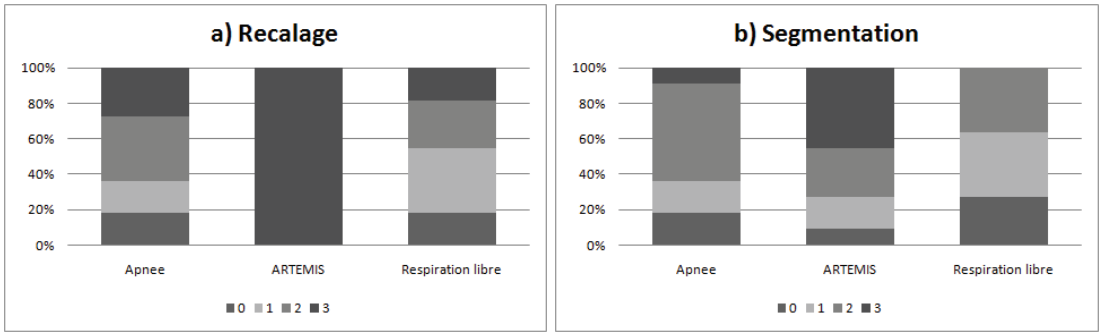


FIGURE 4.17: *Evaluation qualitative du post-traitement.* ***a)*** *Recalage. Pour les examens en apnée ainsi que les images en respiration libre non corrigées, le recalage a été noté sur une échelle en 4 points : 3 : aucun recalage nécessaire, 2 : le recalage automatique suffit, 1 : des translations supplémentaires sont necessaires, 0 : impossible de recaler les images.* ***b)*** *Segmentation. Pour les trois mesures, la segmentation a été notée sur une échelle en 4 points, où 3 correspond à 'Segmentation très facile' et 0 à 'Segmentation très difficile'.*

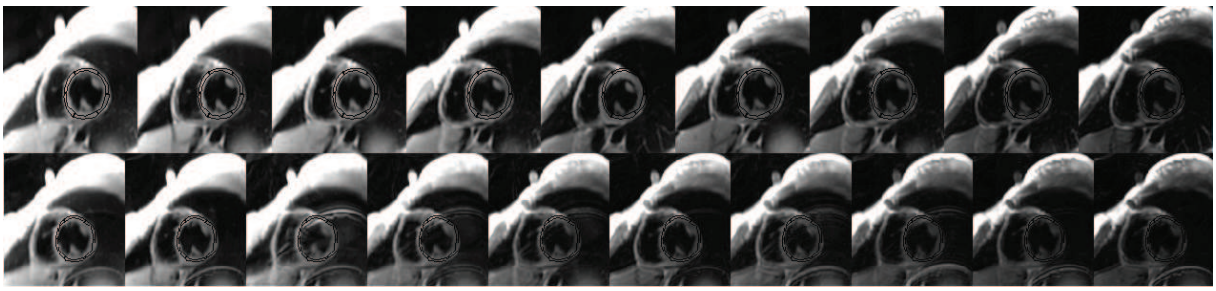


FIGURE 4.18: *Apnées successives. La segmentation du myocarde finale est superposée sur les images acquises en apnée avant recalage. Haut : Volontaire 10. La segmentation automatique a donné des résultats satisfaisants. Bas : Volontaire 5. Des déplacements importants ont été observées entre les apnées successives et les images ont été acquises pendant différentes phases cardiaques. L'opérateur n'a pas été en mesure d'obtenir un recalage satisfaisant à l'aide des transformations rigides autorisées.*

Analyse quantitative Les valeurs de T_2 segmentaires mesurées en apnée et en respiration libre sont exposées dans la figure 4.19. Elles s'étalent entre 55,7 $\pm$ 8,4 ms et 65,8 $\pm$ 14 ms, pour les mesures en apnée. Pour les mesures en respiration libre, elles s'étalent entre 58,9 $\pm$ 7,4 ms et 64,9 $\pm$ 6,6 ms, avec ARTEMIS, et entre 59,5 $\pm$ 5 ms et 66,7 $\pm$ 5,5 ms, sur les images non corrigées. Pour les trois méthodes, aucune différence significative n'a été trouvée entre les valeurs de T_2 mesurées sur les six segments (ANOVA, $P = 0,22$ et $P = 0,75$ pour l'apnée et la respiration libre respectivement). Seules les valeurs obtenues sur les segments 2 et 3 avec ARTEMIS et sur le segment 3 avec les images non corrigées ont été jugées significativement différentes des valeurs mesures en respiration libre.

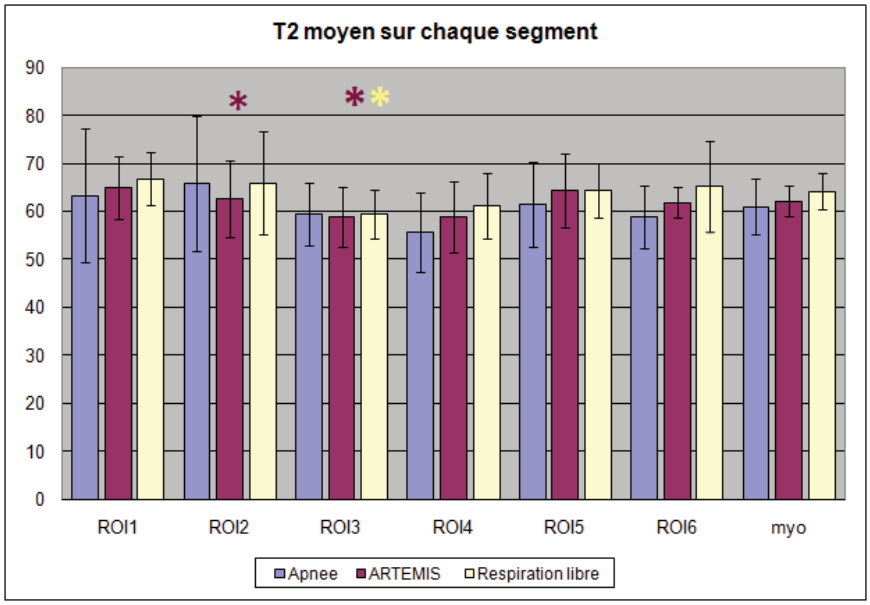


FIGURE 4.19: *Comparaison entre les valeurs de T_2 myocardiques obtenues en apnée et en respiration libre. Moyenne $\pm$ écart type des six segments.*

Les valeurs des T_2 myocardiques globales étaient de 61 $\pm$ 5,8 ms en apnée et 62,1 $\pm$ 3,2 ms et 64,1 $\pm$ 3,7 ms en respiration libre avec ARTEMIS et sur les images non corrigées respectivement. La différence moyenne entre les mesures globales en apnée et en respiration libre était de $-1,4 \pm 3,5$ ms avec ARTEMIS et 0,6 $\pm$ 4.6 ms sur les images non corrigées. Aucune différence significative n'a été trouvée entre les mesure en respiration libre et celles en apnée et nous n'avons pas été en mesure d'extraire une tendance claire de l'analyse de Bland et Altman (figure 4.20). Le coefficient de variation des mesures de T_2 sur le myocarde était de 21,8 $\pm$ 9% en apnée et de 16,5 $\pm$ 2,1 et 19,3 $\pm$ 7,5 en respiration libre avec ARTEMIS et sur les images non

corrigées respectivement.

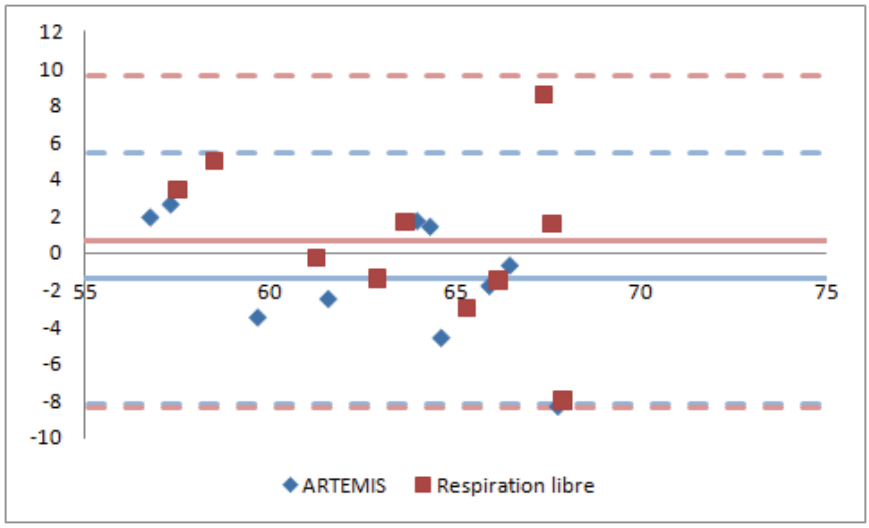


FIGURE 4.20: *Graphique de Bland et Altman des valeurs de T_2 obtenues sur la moyenne des six segments des dix volontaires. Le biais (différence moyenne) est -1,4 ms et de 0,6 ms et les limites de concordance (différence moyenne $\pm$ 1,96 écart type de la difference) sont -8,2 et 5,4 ms et -8,4 et 9,6 pour les mesures effectuées avec ARTEMIS (bleu) et sur les images non corrigées (rouge) respectivement.*

La distribution des valeurs de T_2 observées sur la carte obtenue à partir des acquisitions en respiration libre est en bonne concordance avec celle observée sur la carte standard (figure 4.21). De plus, les artefacts de mouvement sont significativement réduits dans la pseudo-densité reconstruite ρ_0 en comparaison de ceux présents dans les images acquises en respiration libre (Figure 4.22).

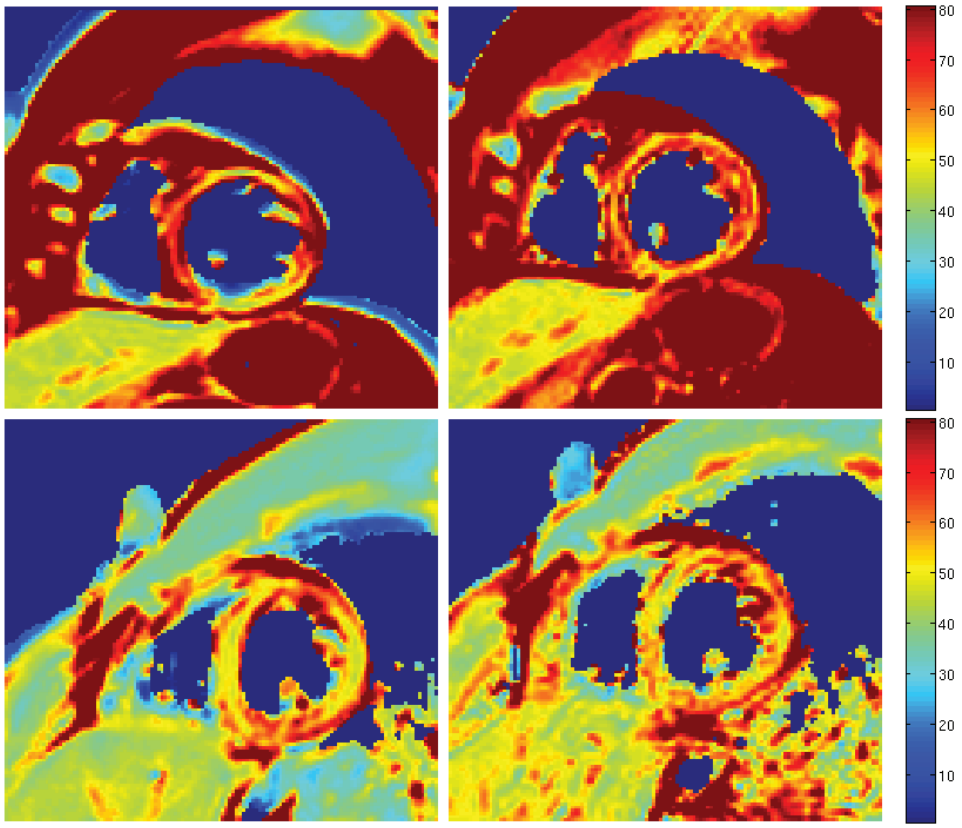


FIGURE 4.21: *Cartes T_2 obtenues sur des volontaires sain en apnée (droite) et en respiration libre (gauche). Haut : Volontaire 2, Bas : Volontaire 10. La distribution de T_2 sur les cartes obtenues en respiration libre avec ARTEMIS est en bonne concordance avec celles obtenues en respiration libre.*

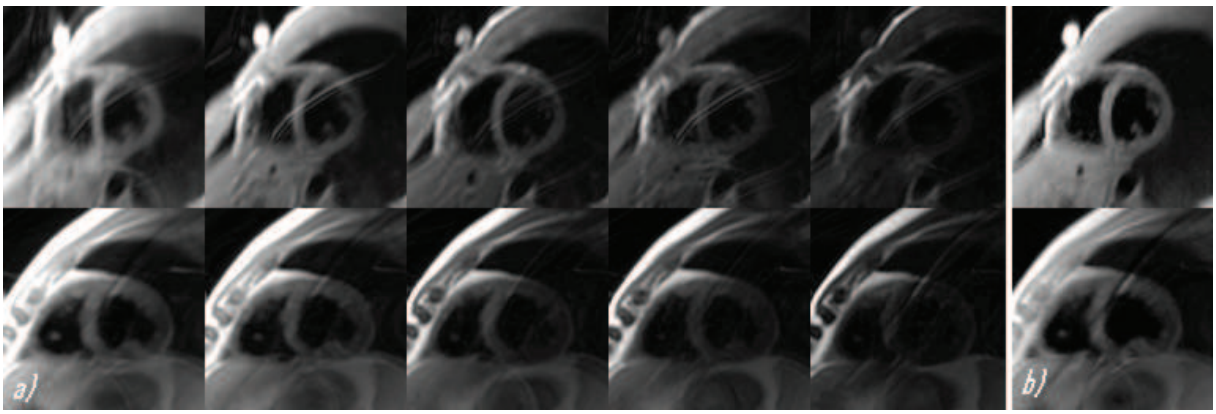


FIGURE 4.22: *Evaluation de la suppression des artefacts de respiration par ARTEMIS sur deux volontaires sains.* ***a)*** *Images acquises en respiration libre (T_E = 10, 20, 40, 50 and 75 ms).* ***b)*** *Image morphologique en pseudo-densité ρ_0 reconstruite par ARTEMIS. Haut : Volontaire 10. Les artefacts de respiration sont efficacement supprimés par ARTEMIS. Bas : Volontaire 5. Quelques artefacts de mouvement persistent dans l'image ρ_0 reconstruite. De plus, on observe une perte de signal dans le segment indérolatéral, ce qui suggère la survenue de mouvement de sortie coupe pendant les acquisitions en respiration libre.*

4.3.2.5 Discussion

Dans cette étude, une solution innovante qui permet la mesure de T_2 sur le myocarde en respiration libre a été implémentée et testée sur une population de volontaires sains, sans augmentation du temps d'examen. Les résultats montrent que cette méthode surestime légèrement

les valeurs de T_2 comparées à la méthode standard en apnée. Cependant, la distribution observée sur les cartographies T_2 semblent en concordance entre les deux méthodes, suggérant ainsi qu'ARTEMIS pourrait être utilisée dans un contexte clinique. Par ailleurs, le traitement des données est facilité avec cette nouvelle approche, puisque le recalage des images n'est plus nécessaire.

Le post-traitement des images a été effectué par un seul opérateur qui est en charge de l'analyse T_2 durant les examens cliniques, avec le même logiciel que celui qui a été utilisé dans la présente étude. En ne faisant effectuer cette analyse que par un seul opérateur expérimenté, la variabilité dans l'analyse qualitative a été supprimée. Le recalage des images a été effectué à l'aide d'un logiciel dédié développé au sein du laboratoire. Afin de gérer les changements de contraste, un recalage rigide a été appliqué sur les contours des différentes images, plutôt que sur les images elles-mêmes. Alors que cette opération n'est pas nécessaire pour l'examen en respiration libre, cet algorithme automatique échoue dans un cas sur deux, requérant alors l'intervention de l'opérateur. Sur ces derniers cas, nous avons constaté des déplacements importants entre les apnées successives. De plus, dans deux cas, les sujets presentaient des variations importantes du rythme cardiaque (non pathologiques) ce qui a conduit à des problèmes de synchronisation de la séquence. En effet, le myocarde apparaît sur les différentes images dans des phases de contractions légèrement différentes, ce qui ne peut être compensé avec de seules tranformations rigides (figure 4.18, bas). L'utilisation d'algorithmes de recalage non rigide autorisant les changements de contraste, tels que ceux appliqués à la perfusion cardiaque par IRM (Xue *et al.*, 2008), nous permettrait de traiter ces cas.

Lors de la segmentation et pour les deux méthodes, un soin particulier a été pris pour exclure des régions d'intérêt la graisse épicardique et l'éventuel sang stagnant à l'intérieur des cavités. Pour deux volontaires, les segments ainsi obtenus étaient très fins. Ceci pourrait être évité en effectuant cette exploration en fin de systole, en utilisant la méthode d'acquistion adaptative présentée dans la section 3.2.3. Cette approche a d'ailleurs été récemment utilisée pour la mesure de T_2 sur le myocarde en systole (Fernandez *et al.*, 2011b) et a permis d'établir *in vivo* le temps de relaxation tranversale du ventricule droit (Fernandez *et al.*, 2011a). De plus, cette approche permettrait de prendre en compte les changements de rythme cardiaque instantanné et donc d'éviter les problèmes de synchronisation décrits plus haut.

Les valeurs de T_2 obtenues avec la méthode standard en apnée sont en concordance avec les résultats sur volontaires sains relevés dans la littérature (Foltz *et al.*, 2003, Giri *et al.*, 2009, 2010, He *et al.*, 2006, Huang *et al.*, 2007). En revanche, les valeurs obtenues grâce à la méthode en respiration libre présentée sont légèrement surestimées. Une telle influence du mouvement sur les mesures de T_2 avait déjà été rapportée (Katz *et al.*, 1990) et doit être étudiée plus longuement pour la présente application. Dans les précédentes études en respiration libre, la même surestimation n'a pas été constatée, probablement parce qu'elles ont été réalisées avec des techniques d'acquisition *single-shot* (Giri *et al.*, 2010, Huang *et al.*, 2007) ou en synchronisation respiratoire (Foltz *et al.*, 2003, Huang *et al.*, 2007), le mouvement n'ayant pas lieu pendant les acquisitions dans ces deux cas. Par ailleurs, ARTEMIS permet d'améliorer les mesures de T_2 tant du point de vue de la valeur mesurées (la surestimation est moindre avec ARTEMIS que pour les mesures réalisées sur les images non corrigées) que du point de vue de la dispersion des mesures, avec une diminution du coefficient de variation de presque 3%. Une étude cliniques sur des populations pathologiques bien établies devrait permettre d'établir de nouveaux seuils pathologiques avec notre approche en respiration libre.

Les paramètres d'acquisition étaient les mêmes pour les deux protocoles de mesures, excepté l'ETL. Nous avons choisi d'effectuer les acquisitions tous les deux cycles cardiaques afin d'obtenir des TR les plus longs possible et ainsi limiter la pondération T_1 des images. Ceci a également comme avantage de réduire la variabilité des T_R (intra et inter acquisition), particulièrement en respiration libre. Afin de limiter la durée des apnées, nous avons dû reduire

la matrice d'acquisition et utiliser des trains d'échos relativement longs. Dans l'intérêt de la comparaison avec les acquisitions en apnée, nous avons conservé la même matrice d'acquisition pour les acquisitions en respiration. Comme l'apnée n'est plus une contrainte dans cette nouvelle technique, des résolutions plus importantes sont envisageables pour les futures applications cliniques sans altérer le confort du patient (figure 4.23). Par contre, un ETL plus court a été choisi afin de limiter les mouvements cardiaques pendant l'acquisition d'un train d'échos. Les différences relatives à ce changement de paramètres ont été corrigées à partir d'expériences réalisées sur fantômes. L'influence de la longueur du train d'échos sur la mesure de T_2 avait déjà été montrée par Pai *et al.* (2008), sur des fantômes et sur des données cliniques. Même si la mesure était basée sur une séquence FSE dual-echo, les auteurs ont mis en évidence la même tendance : plus le nombre d'échos utilisé est important, plus le T_2 mesuré est long.

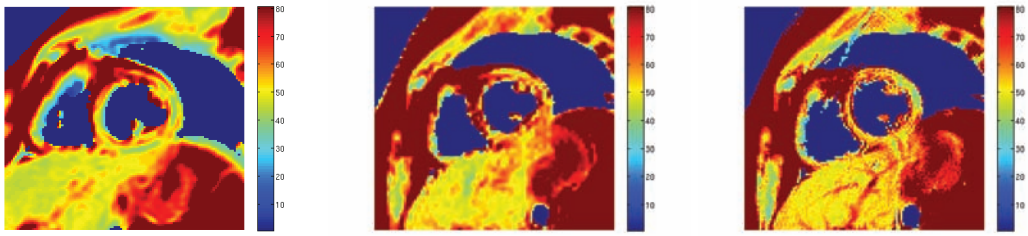


FIGURE 4.23: *Cartographie T_2 haute résolution du myocarde. Cartes de T_2 obtenues sur un volonatire sain (femme, 30 ans, 69kg, 1m70) en apnée avec une résolution antive de 128x128 (gauche) et en respiration libre avec une résolution native de 128x128 (milieu) et de 256x256 (droite)*

Dix temps d'écho différents ont été utilisés pour estimer les valeurs T_2, alors que la plupart des études précédentes en ont utilisés moins. D'après notre expérience, l'utilisation d'un tel nombre de T_E permet de limiter l'influence des erreurs liées au post-processing (mauvais recalage, ROI trop grandes) ou des variations de T_R dues aux variations naturelles de rythme cardiaque. Par ailleurs, il est ainsi possible d'exclure quelques images de l'analyse, à cause d'apnées imparfaites ou de *trigger* défectueux par exemple, sans pour autant détériorer la qualité du calcul de T_2. Par ailleurs, une étude sur le nombre de T_E à utiliser profiterait à l'approche en respiration libre, en trouvant un compromis entre la longueur totale de l'examen et la quantité de données nécessaires à une bonne convergence de l'algorithme.

Même si l'ETL utilisé en respiration libre était plus court, entraînant des temps d'acquisition plus longs pour chaque séquence, la durée de l'examen complet était la même qu'en apnée. En effet, l'examen en apnée incluait des temps de récupération entre les séquences ainsi que les manœuvres de préparation à l'apnée. De plus, comme la coopération des patients n'est plus nécessaire, le temps d'examen est moins variable en respiration libre et le confort des sujets est largement amélioré.

Dans cette étude, seuls les signaux extraits d'une ceinture pneumatique ont été utilisés pour contraindre le modèle de mouvement. Comme suggéré précedemment (Odille *et al.*, 2007b), l'association de plusieurs sources d'information sur le mouvement devrait améliorer l'estimation du mouvement et par suite les performances de la méthode. Ces informations pourraient provenir d'une deuxième ceinture respiratoire (Odille *et al.*, 2008a), des amplitudes des ondes R détectées sur le signal ECG (Felblinger et Boesch, 1997) ou d'une combinaison d'autres capteurs externes, comme des capteurs à base d'accéléromètre qui fournissent des informations localisées sur le mouvement (Rousselet *et al.*, 2010c). Des informations extraites des données IRM pourraient également être exploitées (Odille *et al.*, 2010), telles que des lignes centrales supplémentaires qui seraient acquises à chaque train d'échos. Ceci permettrait de ne plus avoir recours à une plateforme d'enregistrement dédiée, mais necessite des modifications de séquence.

Nous n'avons ici réalisé l'exploration que sur une seule coupe petit axe, située au mileu de la cavité, en utilisant des séquences FSE standard. L'acquisition d'au moins trois coupes petit axe (basale, apicale et au milieu de la cavité) est nécessaire pour obtenir une bonne représentation du ventricule gauche. L'extension de l'algorithme à des séquences plus rapides, telles que T_2-*prep SSFP*, permettrait une couverture multi-coupes du ventricule gauche, voire même une cartographie T_2 du cœur entier en respiration libre, en un temps d'acquisition compatible avec la pratique clinique. Cependant, la présente approche n'inclut qu'un modèle de mouvement bidimensionnel, qui ne prend donc pas en compte les phénomènes de sortie de coupe. Dans le plan de coupe que nous avons choisi, les mouvements du cœur causés par la respiration sont principalement dans le plan. De plus, nous avons choisi une épaisseur de coupe relativement importante (10 mm) afin de réduire encore l'occurence de mouvements à travers la coupe. Au cours de notre étude, la présence de tels mouvements au cours des acquisitions en respiration libre n'a été suspectée que dans un cas, qui présentait une perte de signal conséquente dans la région inféro-latérale du ventricule gauche, ainsi que des artefacts de repiration résiduels après reconstruction (Figure 4.22, bas). L'extension de l'algorithme ARTEMIS aux acquisitions tridimensionnelles permettrait de surmonter cette limitation.

4.3.2.6 Conclusion

Malgré le bénéfice diagnostique potentiel que pourrait apporter la quantification T_2, cette évaluation n'est que très rarement effectuée sur le myocarde au cours des examens IRM cardiaques et est loin de faire partie de la routine clinique comme le prouve le manque de littérature reportant des études cliniques l'incluant. Ceci est principalement dû à des temps d'acqusition longs et la nécessité d'apnées successives qui peuvent générer une fatigue du patient et obligent à un post-traitement parfois fastidieux.

Avec le développement de ARTEMIS, ces limitations ont été résolues en permettant de réaliser cet examen en respiration libre. ARTEMIS est un algorithme de reconstruction itératif qui permet à la fois de déterminer le T_2 de tissus et de corriger les artefacts de mouvement respiratoire à l'aide d'un modèle de mouvement non rigide et adaptatif qui exploite les informations physiologiques fournies par les capteurs externes. Ainsi, une carte T_2 et une image morphologique ρ_0 corrigée en mouvement sont obtenues sans augmentation du temps d'acquistion. Cette approche en respiration libre a été comparée à l'examen standard avec des apnées successives , associé à un recalage semi-automatique des images. Même si les valeurs de T_2 myocardiques obtenues sur les six segments du ventricule gauche sont légèrement surestimées avec notre méthode, les distributions de T_2 observées sur les cartes sont en concordance entre les deux techniques. De plus, le post-traitement a été grandement allégé, puisque le recalage des images n'est plus requis et la segmentation est apparue plus facile sur les images corrigées. Une étude clinique sera nécessaire afin de valider cette technique sur des valeurs pathologiques de T_2. Cette technique en respiration libre pourrait bien entendu être étendue à d'autre mesures quantitatives, telles que la cartographie $T_2^\star$ ou T_1, et appliquée à d'autres organes affectés par le mouvement respiratoire, tels que le foie ou les reins. De telles techniques apporteraient un complément diagnostique précieux pour la détection et la caractérisaiton de nombreuses pathologies, particulièrement chez les patients peu coopératifs tels que les enfants, puisqu'elles donnent accès à des informations quantifiées sur les tissus, sans injection de produit de contraste ni participation active du patient.

Une étude clinique, incluant 20 patients ayant subi une greffe cardiaque, est actuellement en cours de mise en place au CHU de Nancy en collaboration avec le CIC-IT de Nancy, afin d'évaluer cette méthode de mesure du T_2 du myocarde en respiration libre. Elle sera validée contre la technique standard en apnée et devrait permettre de définir de nouveaux seuils pour la détection précoce du rejet de greffe cardiaque. Ceci devrait permettre de limiter le recours aux biopsies dans le suivi post-opératoire, particulièrement chez les jeunes patients.

Chapitre 5

Mesures de mouvement

En IRM, l'estimation du mouvement est un problème fondamental, aussi bien pour la correction prospective que rétrospective comme nous l'avons montré à la section 2.5. Pour la correction prospective en imagerie cardiaque, on utilise la plupart du temps des navigateurs afin d'estimer les mouvements et d'appliquer les corrections nécessaires, bien que des approches exploitant les capteurs externes aient été proposées (Fernandez *et al.*, 2008). Dans les approches rétrospectives que nous avons proposées ici, ce sont les capteurs externes et principalement des signaux issus d'une ou deux ceintures pneumatiques qui sont utilisées. Dans ce chapitre, nous allons explorer d'autres moyens de mesurer le mouvement. Dans un premier temps, un capteur externe permettant une mesure localisée de la respiration sera intégré à l'algorithme GRICS. Dans un deuxième temps, l'utilisation d'une séquence FSE modifiée afin d'intégrer l'acquisition de navigateurs supplémentaires sera testée, dans le cadre de l'imagerie cardiaque morphologique et de la cartographie T_2 myocardique en respiration libre.

5.1 Capteurs à base d'accéléromètre

Les accéléromètres sont couramment utilisés pour la reconnaissance de mouvement, par exemple pour le dialogue homme-machine (Cho *et al.*, 2007) ou dans des applications de réalité augmentée (Farella *et al.*, 2007). Ils sont également incorporés dans des dispositifs médicaux, pour l'analyse de la dynamique de la marche (Itoh *et al.*, 2007), la détection de postures (Trächtler *et al.*, 2007), ou le monitoring respiratoire (Hung *et al.*, 2008, Jin *et al.*, 2009). Cependant, l'utilisation de ces capteurs en IRM reste très marginale (Iannuzzelli *et al.*, 1999). Son utilisation en temps que capteur respiratoire pour l'IRM a été explorée par Pasquier (2007) et est actuellement étudié par Godignon-Rousselet (2011). C'est dans le cadre de cette dernière thèse que s'est intégrée la présente étude.

5.1.1 Principe de mesure

5.1.1.1 Développement du capteur

Comme son nom l'indique, l'accéléromètre est un capteur qui, fixé à un objet ou une surface, permet d'en mesurer l'accélération. Il existe quatre types d'accéléromètres : piézoélectrique, piézorésistifs, capacitifs et asservis. Leur fonctionnement est très similaire, puisqu'ils sont en général constitués d'une masse sismique suspendue à un ressort, et repose sur la loi fondamentale de la dynamique :

$$\sum_i \vec{F}_i = m\vec{a}, \tag{5.1}$$

où $\left\{\vec{F}_i\right\}$ est l'ensemble de forces s'appliquant sur un objet, m sa masse et $\vec{a}$ son accélération. Dans le cas de la masse sysmique, il s'agit d'une force de rappel :

$$\vec{F} = -k\vec{x} = m\vec{a}, \tag{5.2}$$

où k est la raideur du ressort et $\vec{x}$ le déplacement de la masse.

Pour mesurer le deplacement de la masse, et par la suite en déduire l'accélération de l'objet, 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 similaire 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 méthode capacitive utilise une éléctrode mobile en guise de masse sismique qui, associée à une électrode fixe, forme une capacité (figure 5.1). Ce sont donc cette fois les variations de capacité observées lorsque la masse sismique s'éloigne ou se rapproche de la partie fixe sous l'effet de l'accélération qui sont mesurées.

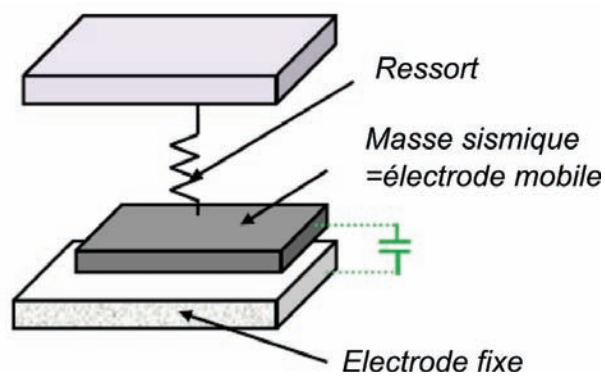


FIGURE 5.1: *Principe de fonctionnement d'un accéléromètre sismique capacitif*

Les accéléromètres capacitifs présentent de nombreux avantages : une grande sensibilité, une résolution élevée, une faible consommation et une faible sensibilité aux variations de température.

Un capteur compatible IRM à base d'accéléromètre capacitif a été développé par Rousselet *et al.* (2010b). Il se compose de toute l'électronique nécessaire au conditionnement des signaux et à leur transmission en dehors de la cage de Faraday par fibre optique (figure 5.2). Les signaux sont ensuite démodulés dans le SAEC, dans lequel a été ajoutée une carte de démodulation dédiée.

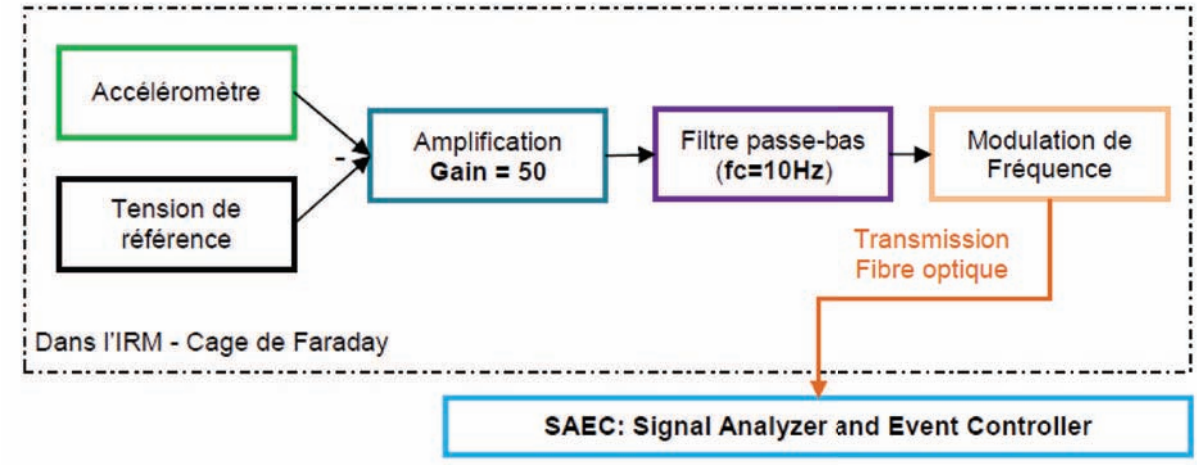


FIGURE 5.2: *Schéma synoptique de la conception du capteur*

Pour respecter au mieux les contraintes de développement liées à l'environnement IRM, le

capteur a été réalisé à l'aide de composants CMS (Composants Montés en Surface) et la taille du circuit imprimé a été réduite au maximum. Par abus de langage, le capteur complet de dimension 3,5 x 4,5 cm sera appelé « accéléromètre » (figure 5.3).

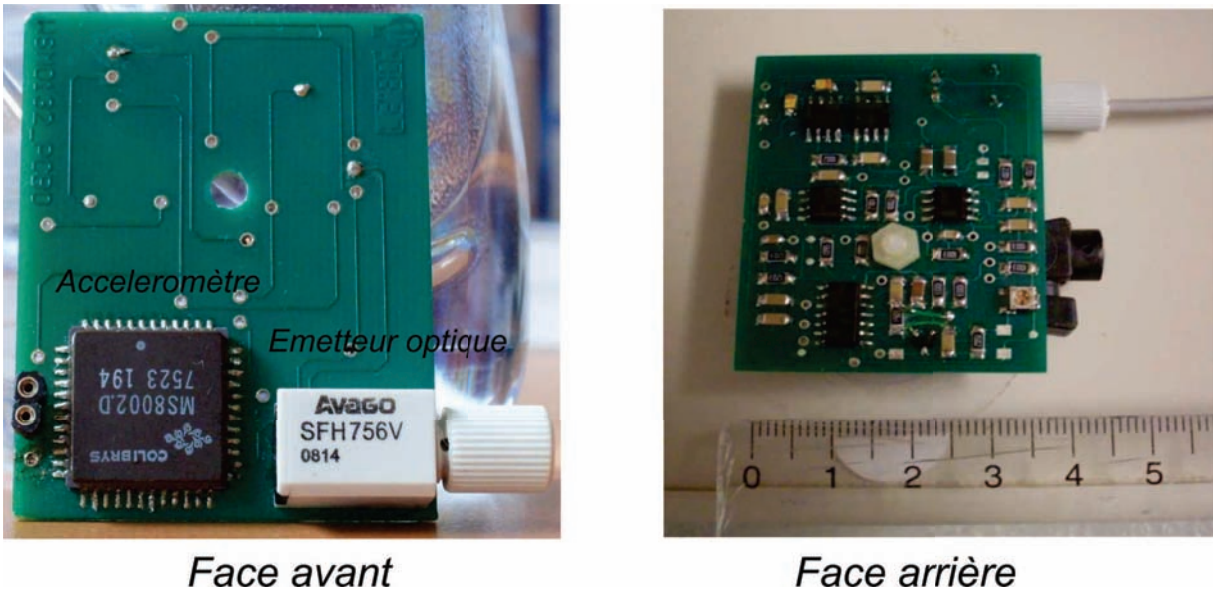


FIGURE 5.3: *Capteur complet comprenant l'accéléromètre*

5.1.1.2 Traitement des signaux

Le signal enregistré par le SAEC représente l'accélération de la surface sur laquelle est placé le capteur. Le post-traitement consiste donc principalement en une double intégration du signal en utilisant l'approximation trapézoïdale donnée par l'équation suivante :

$$I_{trap} = \Delta \sum_{n=2}^{N-1} f[n] + \frac{\Delta}{2}(f[1] + f[N]), \tag{5.3}$$

avec $f[n]$ est le n^{ieme} échantillon de la fonction f à intégrer et $\Delta = \frac{1}{f_s}$, la période d'échantillonnage.

Après la première et la seconde intégration, le signal résultant est filtré par un passe-haut, avec une fréquence de coupure faible (0,13 Hz), afin de supprimer les composantes basse fréquence indésirables. Ces composantes sont induites par l'approximation trapézoïdale lors du calcul d'intégrale.

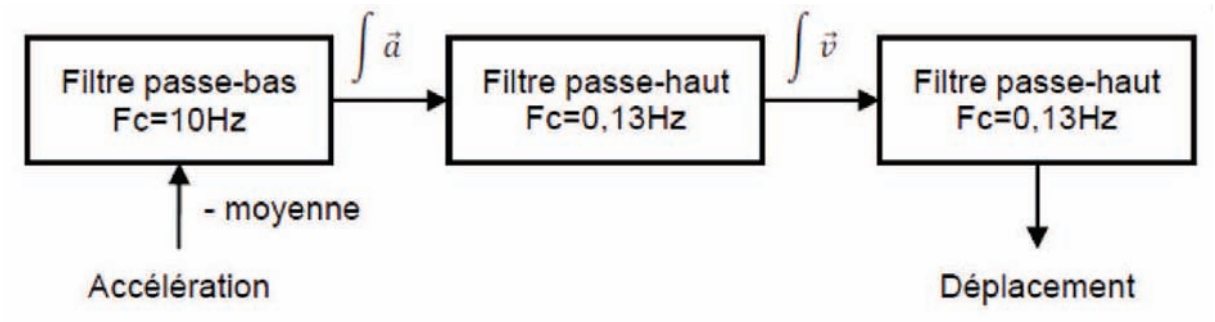


FIGURE 5.4: *Schéma bloc des post-traitements effectués sur les signaux de l'accéléromètre*

5.1.2 Imagerie morphologique

Afin d'évaluer l'apport de ces mesures de mouvement ponctuelles pour l'IRM des organes en mouvement, un protocole sur volontaires sains, le protocole "Capteurs", a été mis en place. Ce protocole prévoyait entre autres d'intégrer les signaux issus de l'accélérateur à la méthode de reconstruction GRICS. Nous allons donc ici comparer les images obtenues en exploitant l'information fournie par une ceinture respiratoire et celle fournie par un accéléromètre. Finalement, le gain obtenu en combinant les deux types de capteurs sera évalué.

5.1.2.1 Protocole IRM

Dix volontaires sains ont été soumis à un examen d'IRM cardiaque pour évaluer l'apport de différents types de capteurs pour la méthode de reconstruction GRICS. La population étudiée était composée de 5 femmes et de 5 hommes âgés en moyenne de $40,64 \pm 16,74$ ans (poids : $68,95 \pm 7,5\ kg$, taille : $1.74 \pm 0.1\ m$). Chaque volontaire a été convoqué 2 fois, à l'IRM 1.5T et/ou 3T. Cependant, pour 5 des volontaires, seul un des examens a été exploitable, principalement dû à des problèmes techniques lors de l'enregistrement des signaux physiologiques ou des données brutes. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique et conduite en respectant les lois locales sur la recherche clinique. Des consentements éclairés signés ont été obtenus pour chaque volontaire.

Comme dans les études précédentes, les différentes méthodes de reconstruction seront évaluées sur des images morphologiques cardiaques typiques, obtenues avec des séquences FSE avec préparation "sang noir", en utilisant l'antenne cardiaque clinique standard à 8 éléments. Les images ont été acquises suivant une coupe petit axe placée au milieu des ventricules. Après les séquences de repérage et de calibration, une coupe a été acquise en apnée, les acquisitions étant synchronisées sur l'ECG et réalisées en milieu de diastole. Puis, quatre acquisitions ont été réalisées en respiration libre. Les paramètres d'acquisition de ces séquences sont récapitulés dans le tableau 5.1.

	Apnée	Respiration libre
Paramètre	**Valeur**	**Valeur**
T_E	$35\ ms$	$35\ ms$
T_R	1RR	1RR
Épaisseur	$6\ mm$	$6\ mm$
Bande Passante	$250\ kHz$	$250\ kHz$
Refocalisation	$155°$	$155°$
Phase N_y	256	256
Fréquence N_x	256	256
ETL	16	8
T_I	$500\ ms$	$500\ ms$
Épaisseur DIR	$18\ mm$	$18\ mm$

TABLE 5.1: *Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre.*

Nous avons utilisé deux capteurs ECG et deux ceintures respiratoires pneumatiques (une placée au niveau du thorax et l'autre sur l'abdomen), ainsi que le capteur à base d'accéléromètre développé au laboratoire (figure 5.5). Les signaux physiologiques issus de ces capteurs sont enregistrés par le SAEC, de façon synchrone avec les signaux provenant de l'IRM.

5.1.2.2 Reconstuctions

Pour chacun des examens, cinq types de reconstructions ont été effectuées à partir des données acquises en respiration libre :

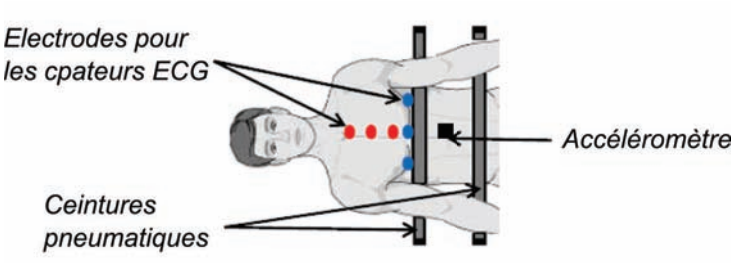


FIGURE 5.5: *Position des capteurs*

- Reconstruction moyennée : les 4 jeux de données brutes sont moyennées, avant d'être reconstruits selon la méthode standard,
- Reconstruction GRICS en exploitant les signaux issus de l'accéléromètre, c'est-à-dire le signal de position et de vitesse,
- Reconstruction GRICS en exploitant les signaux issus de la ceinture thoracique, c'est-à-dire l'amplitude de la ceinture et sa dérivée temporelle,
- Reconstruction GRICS en exploitant les signaux issus de l'accéléromètre et de la ceinture thoracique,
- Reconstruction GRICS en exploitant les signaux issus des deux ceintures.

Ces différentes reconstructions seront comparées entre elles, ainsi qu'à l'image acquise en apnée, en utilisant les critères d'entropie de l'image et d'entropie de la norme du gradient de l'image. Ces deux critères seront calculés sur l'image entière et sur une zone restreinte englobant le cœur.

5.1.2.3 Résultats

1 capteur Les résultats des reconstructions exploitant l'information d'un seul capteur (accéléromètre ou ceintrue thoracique) sont regroupés dans le tableau 5.2 pour l'évaluation sur toute l'image et dans le tableau 5.3 pour l'évaluation sur la région d'intérêt cardiaque. Lorsque deux examens étaient disponibles pour le même volontaire, seuls les résultats du meilleur examen sont présentés ici.

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Accéléromètre		Ceinture	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	3.7935	2.9652	4.0404	3.1803	3.8572	2.889	3.8152	2.8799
2	4.4409	3.5715	4.5262	3.4567	4.4467	3.3094	4.3509	3.2623
3	4.0435	3.3122	4.1331	3.2057	4.1707	3.2165	4.1445	3.2619
4	3.6931	3.1235	3.6958	2.8469	3.7769	2.9347	3.7671	2.9466
5	4.4356	3.5719	4.4349	3.293	4.455	3.4051	4.4469	3.3991
6	3.8891	3.1723	3.8772	2.9985	3.9249	3.0186	3.8646	2.9913
7	3.9545	3.2101	3.7502	2.9234	3.6246	2.836	3.5693	2.7565
8	4.5913	4.5408	4.3734	4.0758	4.3272	3.9535	4.325	3.8751
9	3.7931	2.9545	3.7973	2.6292	3.8601	2.6909	3.8224	2.6669
10	3.8287	3.0619	3.5997	2.6553	3.5364	2.7097	3.5249	2.6941

TABLE 5.2: *Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - 1 capteur. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus de l'accéléromètre ou de la ceinture thoracique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Accéléromètre		Ceinture	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	4.2065	3.3304	4.4411	3.4414	4.3117	3.1411	4.2833	3.1513
2	4.7446	4.2736	4.7155	4.3535	4.7469	4.1038	4.6845	4.0679
3	4.1355	3.5814	4.1806	3.5402	4.2378	3.5718	4.1729	3.473
4	4.3654	3.7777	4.5254	4.1701	4.625	4.2077	4.6338	4.0943
5	4.5268	3.8512	4.6685	3.6922	4.7168	3.7519	4.714	3.7726
6	3.9474	3.2804	4.179	3.7905	4.2847	3.8413	4.0108	2.9807
7	4.22	3.273	4.1619	3.1128	4.1319	3.0577	4.0818	3.0229
8	4.4445	4.4956	4.2588	4.0544	4.1976	3.8469	4.1783	3.7654
9	3.5206	3.1601	3.8617	3.2773	3.9168	3.2053	3.8492	3.1378
10	4.6355	3.9093	4.5656	3.8161	4.5737	3.8354	4.5697	3.7379

TABLE 5.3: *Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - 1 capteur. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus de l'accéléromètre ou de la ceinture thoracique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

Les images acquises en apnée présentent une entropie moyenne de $4,05 \pm 0,32$ et de $4,27 \pm 0,36$ dans la région cardiaque. Ce score d'entropie relativement élevé pour les images en apnée est dû à 3 examens pour lesquels les images en apnée présentaient un rapport signal sur bruit très bas, sans doute causé par un problème technique lors de l'acquisition de l'image. Par ailleurs, elles présentent le score le plus élévé pour l'entropie de la norme du gradient de l'image (moyenne $3,35 \pm 0,47$), avec le meilleur score parmi les images évaluées dans 9 cas sur 10.

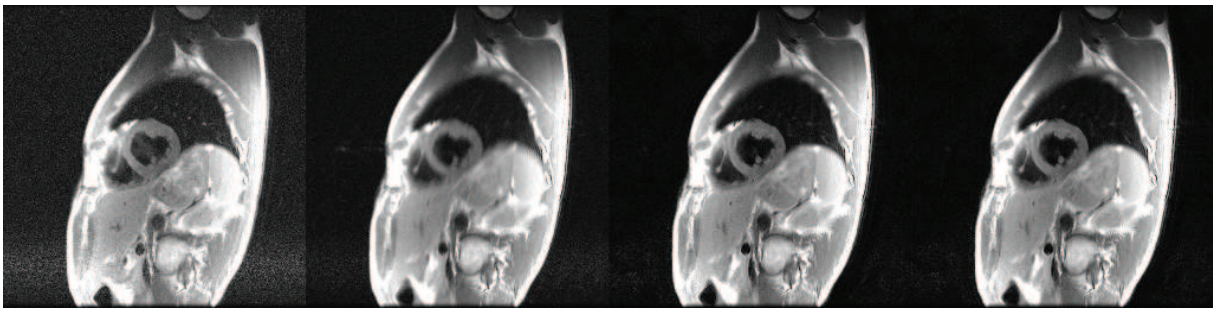


FIGURE 5.6: *Images reconstruites pour le volontaire 10 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux issus de l'accéléromètre et ceux de la ceinture pneumatique.*

Lorsqu'on ne compare que les différentes reconstructions GRICS entre elles, la reconstruction utilisant les signaux de la ceinture respiratoire sont de meilleure qualité lorsqu'on considère le critère d'entropie de l'image ($3,96 \pm 0,33$ contre $4,00 \pm 0,33$ sur toute l'image et $4,32 \pm 0,31$ contre $4,37 \pm 0,28$ dans la région cardiaque), tandis que la reconstruction utilisant les signaux de l'accéléromètre présente une entropie du gradient de l'image plus élévée (3.10 ± 0.37 contre $3,07 \pm 0,38$ sur toute l'image et $3,66 \pm 0,40$ contre $3,52 \pm 0,42$ dans la région cardiaque), la différence étant significative dans le cas des mesures d'entropie de l'image (figures 5.6 et 5.7).

2 capteurs Les résultats des reconstructions exploitant l'information de deux capteurs (accéléromètre et ceinture thoracique ou les deux ceintures) sont regroupés dans le tableau 5.4 pour l'évaluation sur toute l'image et dans le tableau 5.5 pour l'évaluation sur la région d'intérêt car-

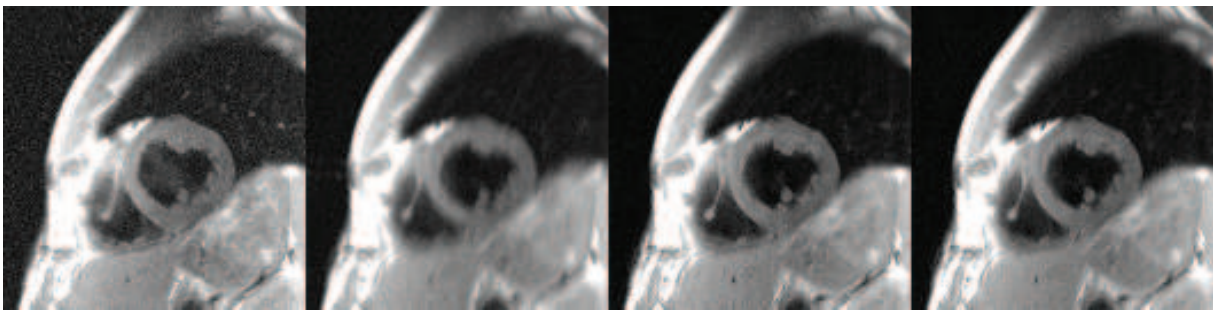


FIGURE 5.7: *Région cardiaque extraites des images reconstruites pour le volontaire 10 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux issus de l'accéléromètre et ceux de la ceinture pneumatique.*

diaque. Lorsque deux examens étaient disponibles pour le même volontaire, seuls les résultats du meilleur examen sont présentés ici.

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Accéléromètre et Ceinture		2 Ceintures	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	3.7935	2.9652	4.0404	3.1803	3.8154	2.8709	3.8119	2.873
2	4.4409	3.5715	4.5262	3.4567	4.3488	3.2631	4.3272	3.2975
3	4.0435	3.3122	4.1331	4.1395	3.2605	4.1226	3.2821	
4	3.6931	3.1235	3.6958	3.7681	2.9459	3.7744	3.0273	
5	4.4356	3.5719	4.4349	4.4495	3.9991	4.4496	3.422	
6	3.8891	3.1723	3.8772	3.8677	2.9895	3.8708	3.0026	
7	3.9545	3.2101	3.7502	2.9234	3.5704	2.9895	3.5748	2.8003
8	4.5913	4.5408	4.3734	4.3264	3.8819	4.3367	3.8814	
9	3.7931	2.9545	3.7973	3.8221	2.6657	3.8233	2.6991	
10	3.8287	3.0619	3.5997	2.6553	3.5244	2.6988	3.5424	2.7196

TABLE 5.4: *Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - 2 capteurs. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus de l'accéléromètre et de la ceinture thoracique ou des deux ceintures,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

Lorsqu'on ne compare que les différentes reconstructions GRICS entre elles, la reconstruction exploitant les signaux de l'accéléromètre présente une légère amélioration du critère de l'entropie par rapport à la reconstuction n'utilisant que les signaux des ceintures lorsqu'il est calculé sur toute l'image ($3,96 \pm 0,33$ contre $3.97 \pm 0,32$) alors qu'il augmente lorsqu'il est calculé sur la zone d'intérêt ($4,32 \pm 0,31$ contre $4.31 \pm 0,30$). L'entropie de la norme du gradient de l'image est quant à elle toujours plus importante ($3,16 \pm 0,46$ contre $3,10 \pm 0,37$ sur toute l'image et $3,51 \pm 0,40$ contre $3,49 \pm 0,36$ dans la région cardiaque) sans que les différences observées ne soient significatives. Les scores obtenus en utilisant deux capteurs sont sensiblement les mêmes que pour les reconstructions n'exploitant qu'un type de capteur (figures 5.8 et 5.9).

5.1.2.4 Discussion

L'utilisation des signaux issus de l'accéléromètre à la place des signaux issus des ceintures produit des reconstructions de qualité similaire. Ceci était prévisible étant donné la corrélation constatée entre les signaux de l'accéléromètre et ceux des ceintures : les mouvements estimés à partir des accéléromètres sont donc très semblables à ceux estimés à partir des ceintures res-

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Accéléromètre et ceinture		2 Ceintures	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	4.2065	3.3304	4.4411	3.4414	4.2848	3.1449	4.2843	3.1473
2	4.7446	4.2736	4.7155	4.3535	4.6743	3.893	4.637	3.8374
3	4.1355	3.5814	4.1806	3.5402	4.1748	3.4642	4.1693	3.42
4	4.3654	3.7777	4.5254	4.1701	4.6335	4.0923	4.5857	3.8705
5	4.5268	3.8512	4.6685	3.6922	4.7129	3.7532	4.7175	3.804
6	3.9474	3.2804	4.179	3.7905	4.0074	2.974	4.0131	2.9769
7	4.22	3.273	4.1619	3.1128	4.0797	3.0213	4.0749	3.062
8	4.4445	4.4956	4.2588	4.0544	4.1796	3.767	4.1795	3.7524
9	3.5206	3.1601	3.8617	3.2773	3.86	3.233	3.8323	3.2644
10	4.6355	3.9093	4.5656	3.8161	4.5696	3.7913	4.5775	3.8031

TABLE 5.5: *Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - 2 capteurs. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus de l'accéléromètre et de la ceinture thoracique ou des deux ceintures,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

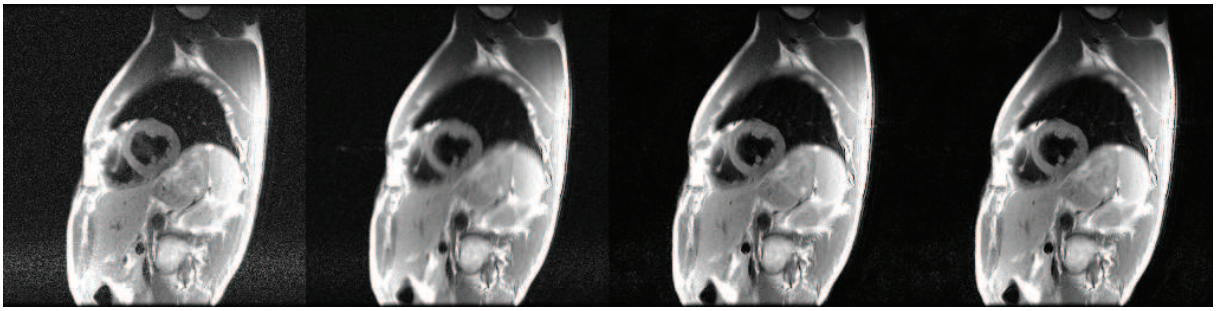


FIGURE 5.8: *Images reconstruites pour le volontaire 10 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux issus de l'accéléromètre associés à une ceinture et ceux des deux ceintures pneumatiques.*

piratoires. Si ces reconstructions sont parfois de moins bonne qualité que les acquisitions en apnée, elles permettent toujours une meilleure visualisation du myocarde que les images obtenues en moyennant les acquisitions en respiration libre : la netteté des contours est restaurée grâce à la reconstruction GRICS.

L'accéléromètre présente l'avantage de fournir une mesure localisée du mouvement. Le placement de ce capteur devrait donc largement influencer la qualité de l'estimation de mouvement. Par exemple, dans le cadre de l'imagerie cardiaque, il pourrait être intéressant de le positionner sur le thorax, plutôt que sur l'abdomen, en regard du cœur. Malheureusement, le dispositif qui a fait l'objet de la présente étude ne pouvait être placé dans cette région, puisqu'il créait un vide de signal dans les images à cause de certains composants magnétiques. Un nouveau capteur est actuellement en cours de développement qui devrait minimiser ces artefacts et donc permettre un placement dans le champ de vue.

Par ailleurs, l'utilisation combinée de l'accéléromètre et d'une ceinture produit des reconstructions d'une qualité légèrement meilleure qu'en considérant deux ceintures respiratoires placées à différents endroits. Ceci laisse penser que l'exploitation d'information sur le mouvement provenant de différents types de capteurs devrait permettre d'améliorer les résultats obtenus. Ici, la combinaison d'une information moyennée, plus globale, (provenant de la ceinture) et d'une information localisée (provenant de l'accéléromètre) permet d'avoir une estimation du mouvement fiable à la fois sur l'ensemble et l'image et sur l'organe d'intérêt. Une fois en-

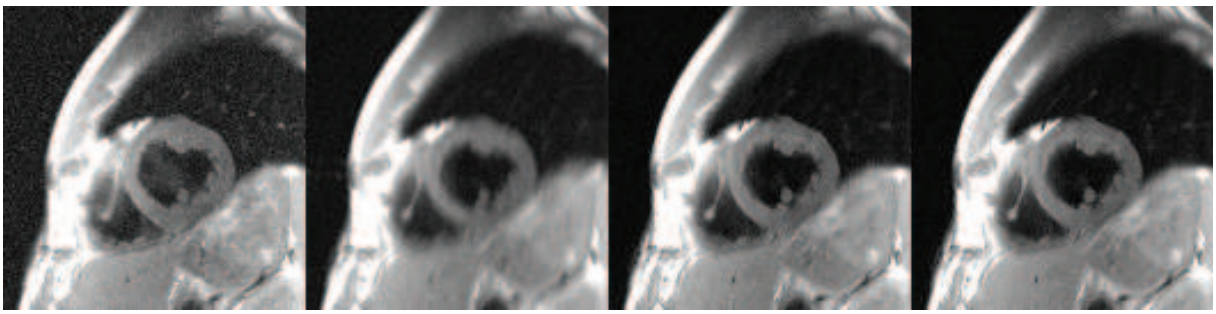


FIGURE 5.9: *Région cardiaque extraites des images reconstruites pour le volontaire 10 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux issus de l'accéléromètre associés à une ceinture et ceux des deux ceintures pneumatiques.*

core, un placement plus proche du cœur pourrait améliorer les résultats. L'utilisation plusieurs accéléromètres (Rousselet *et al.*, 2011), dont le placement et le nombre devront être optimisés en fonction de l'application visée, permettrait également de mieux estimer le mouvement de l'organe d'intérêt.

Une limitation du capteur à base d'accéléromètre utilisé est qu'il ne possède qu'un seul axe de mesure. En fonction du placement du capteur, la direction principale du mouvement peut ne pas coïncider avec l'axe de mesure du capteur, diminuant ainsi la sensibilité de la mesure de mouvement. Un capteur, qui intègre un accéléromètre à 3 axes, ainsi qu'un gyroscope à 3 axes et 3 capteurs à effet Hall, est actuellement à l'étude afin de pallier cette limitation et de mesurer des mouvements plus complexes. Les résultats préliminaires obtenus sur un fantôme en mouvement suivant 2 axes (y et z) sont prometteurs, l'utilisation de deux axes de mesures de l'accéléromètre fournissant des reconstructions de meilleure qualité qu'en utilisant deux ceintures respiratoires (figure 5.10).

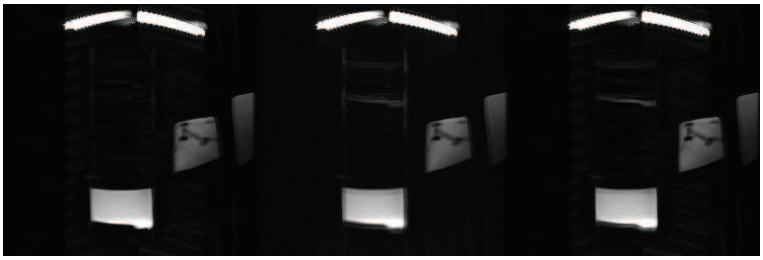


FIGURE 5.10: *Résultats préliminaires sur fantômes de reconstruction utilisant l'accéléromètre 3 axes. De gauche à droite : reconstruction GRICS avec l'accéléromètre (Y et Z, signaux intégrés 1 et 2 fois), moyenne des 4 images en mouvement, reconstruction GRICS avec deux ceintures (signal et dérivée).*

Enfin, si l'accéléromètre n'a jusqu'à présent été utilisé que pour mesurer les mouvements respiratoires, il peut également être utilisé dans d'autres applications telles que l'imagerie cérébrale, ou des articulations, pour lesquels peu, voire aucun, capteurs externes sont disponibles.

5.2 Navigateurs embarqués

Dans cette partie, nous proposons de modifier une séquence DIR-FSE afin d'ajouter l'acquisition d'un navigateur à chaque train d'échos et ainsi d'obtenir une information complémentaire sur le mouvement respiratoire. Cette information est alors "embarquée" dans la séquence d'imagerie et supprime la nécessité d'un matériel d'enregistrement synchrone.

5.2.1 Principes de mesure

5.2.1.1 Séquence DIR-FSE-NAV

Comme nous l'avons dit dans la section 3.1.2.2, les premiers échos d'une séquence de type FSE avec des impulsions de refocalisation inférieure à $180°$ ne sont pas stables (Le Roux, 2002). Dans notre cas, nous utilisons généralement des angles de refocalisation de $155°$ à $1,5$ T et de $137°$ à 3 T. Ceci a pour but de limiter le SAR. Par conséquent, étant donné l'encodage de phase utilisé avec les FSE, l'utilisation du premier écho au centre de l'espace k peut être particulièrement gênante pour le contraste obtenu sur l'image finale. Par exemple, dans le cadre d'une mesure de T_2 cela perturberait l'estimation que l'on ferait du T_2. Les temps d'écho accessibles avec une FSE sont des multiples de l'espace inter-échos (ou *echo spacing* esp, il s'agit du temps entre deux impulsions de refocalisation) et dépendent donc du nombre d'échos dans le train. Effectivement, dans le cas des FSE, chaque écho du train est encodé en phase de façon différente puis ces différents échos sont répartis de telle sorte que les échos ayant le T_E le plus proche de la valeur souhaitée soit placé au centre de l'espace k. On parle dans ce cas de T_E effectif. La figure 5.11 représente la répartition des différents échos dans le cas où il y a 4 échos dans le train.

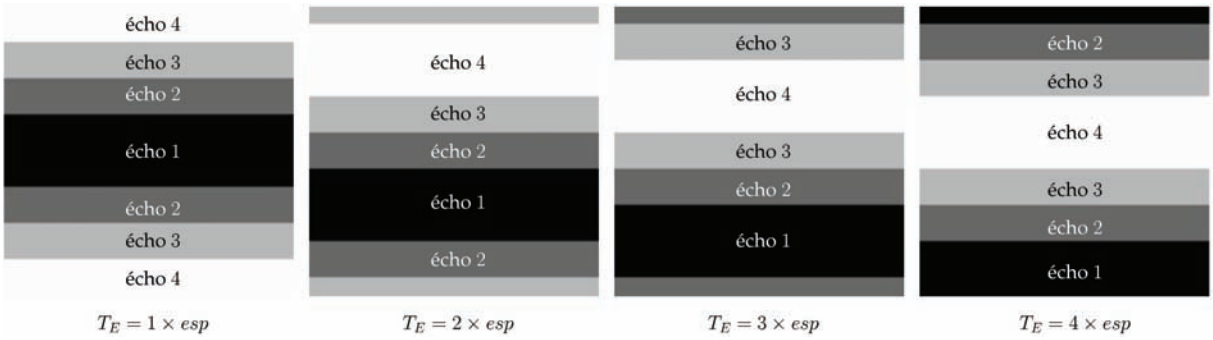


FIGURE 5.11: *Représentation du placement des différents échos d'une FSE dans l'espace k avec un train de 4 échos. Les 4 T_E effectifs disponibles sont représentés.*

Nous avons donc choisi d'utiliser le premier écho en tant que navigateur embarqué. Cette technique, que nous appelons navigateurs embarqués, a été proposée par (Spraggins, 1990) pour les séquences ciné cardiaques bSSFP. La difficulté dans ce cas est que l'on ne peut pas utiliser un navigateur classique placé sur le diaphragme car cela perturberait l'état d'équilibre nécessaire aux séquences bSSFP. Par conséquent, (Spraggins, 1990) a proposé d'utiliser un écho sans encodage de phase, entrelacé avec les données encodées en phase, pour extraire les informations de mouvement. D'autres méthodes plus récentes consistent à utiliser uniquement quelques points acquis au centre de l'espace k disponibles juste après l'excitation (Brau et Brittain, 2006, Crowe *et al.*, 2004). Ces méthodes sont généralement utilisées pour faire du *self-gating* c'est-à-dire du *gating* cardiaque et/ ou respiratoire directement à partir des données RMN.

Dans notre cas, étant donné que nous ne souhaitons pas utiliser le premier écho pour les données image, nous utiliserons donc le premier écho qui ne sera pas encodé en phase pour en extraire des informations de mouvement. Un tel écho est la ligne centrale de l'espace k et peut être vu comme la projection de l'image sur l'axe défini par la direction de fréquence. Le reste des échos du train sera encodé de la même façon que la séquence standard (figure 5.11). Nous avons représenté cette séquence à la figure 5.12. Comme nous souhaitons utiliser cette méthode en imagerie cardiaque morphologique, nous utiliserons donc cette séquence avec une préparation DIR qui sera synchronisée avec l'activité cardiaque.

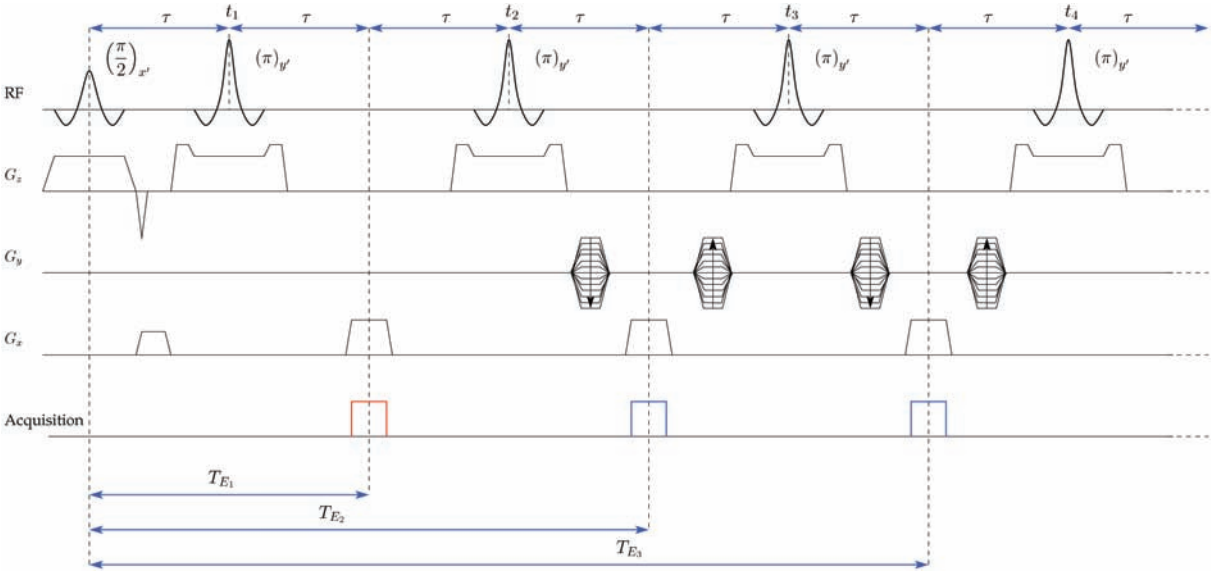


FIGURE 5.12: *Séquence d'échos de spins rapides avec navigateur intégré (FSE-NAV). Les données de navigation acquises sont représentées en rouge et les données image en bleu. L'espace inter-échos esp est représenté ici par 2τ.*

5.2.1.2 Traitement des navigateurs

GRICS estime le modèle linéaire entre les informations liées aux mouvements qu'on lui fournit en entrée (ceintures respiratoires par exemple) et le mouvement de chaque pixel. Par conséquent, nous n'avons nullement besoin de lui fournir des informations chiffrées absolues sur le mouvement respiratoire mais seulement des informations relatives, par rapport à une référence à déterminer.

Le premier algorithme pour estimer les mouvements à partir des navigateurs est basé sur le maximum de l'inter-corrélation des profils d'un navigateur n dans l'espace image $s_n(x)$ et du navigateur de référence $s_r(x)$ (Ehman et Felmlee, 1989) tous les deux composés de N points. Le déplacement est alors estimé par :

$$\hat{d} = \arg\max_d \left(c(d)\right) = \arg\max_d \left(\sum_{x=x_1}^{x_2} |s_n(x-d)||s_r(x)| \right). \tag{5.4}$$

Dans ce cas on calcule généralement d sur un intervalle D entre les positions spatiales x_1 et X_2. Une autre méthode proposée par Wang *et al.* (1996) consiste à minimiser l'erreur quadratique suivante :

$$l(d) = \sum_{x=x_1}^{x_2} \|s_n(x-d) - s_r(x)\|^2. \tag{5.5}$$

Cependant, les profils des navigateurs peuvent varier de façon significative au cours du temps. Cela peut, par exemple, provenir du fait que les séquences d'imagerie et de navigation peuvent se perturber. On préfère généralement utiliser les informations de phase et le théorème du décalage de Fourier. En supposant que le navigateur n est le navigateur de référence décalé spatialement, on a :

$$\mathcal{F}\left\{s_n(x)\right\} = \mathcal{F}\left\{s_r(x-d)\right\}, \tag{5.6}$$

$$S_n(k) = S_r(k) \exp\left(-\frac{2\pi}{N} \jmath k d\right). \tag{5.7}$$

Si ensuite on considère que le navigateur de référence est dans l'espace de Fourier de la forme :

$$S_r(k) = |S_r(k)| \exp\left(-\jmath\phi(k)\right) \tag{5.8}$$

on peut alors extraire les déplacements d de l'équation (5.6) en calculant :

$$d = \frac{N}{2\pi} \left(\arg \left\{ S_n^*(k) S_n(k+1) \right\} - \arg \left\{ S_r^*(k) S_r(k+1) \right\} \right). \tag{5.9}$$

Comme les données sont généralement bruitées, on préfère utiliser la méthode de Ahn et Cho (1987) qui consiste à faire la moyenne de l'ensemble des points $S^*(k)S(k+1)$ disponibles afin d'être plus robuste au bruit. Ce qui nous donne :

$$\hat{d}_{Ahn} = \frac{N}{2\pi} \left(\arg \left\{ \sum_{k=-N/2}^{N/2-2} S_n^*(k) S_n(k+1) \right\} - \arg \left\{ \sum_{k=-N/2}^{N/2-2} S_r^*(k) S_r(k+1) \right\} \right). \tag{5.10}$$

C'est cette dernière méthode que nous utiliserons dans la suite pour extraire les informations de mouvement des navigateurs. A noter qu'il existe plusieurs améliorations de cette méthode pour l'estimation des déplacements soit dans le but de prendre en compte le bruit dans l'espace de Fourier (Foo et King, 1999) soit pour limiter la complexité calculatoire (Nguyen *et al.*, 2001).

5.2.1.3 Validation préliminaire

Cette méthode a été évaluée sur l'IRM 3 T sur fantôme et sur un volontaire (femme, 32 ans, 70 kg, 1.70 m). Les essais sur fantôme ont été faits avec la plateforme mobile présentée à la section 2.2.1.3 qui nous permet de créer un mouvement proche du mouvement respiratoire dans la direction haut-bas. Nous avons utilisé une antenne cardiaque à 8 éléments. L'antenne était posée sur une structure en bois et le fantôme mobile était au centre de cette structure. Pour être plus proche du mouvement respiratoire réel, il aurait fallu créer un mouvement dans la longueur de l'aimant mais nous ne disposons pas encore d'une telle plateforme mobile. Pour le volontaire, nous avons utilisé la même antenne. Les signaux physiologiques ont été traités et enregistrés par le SAEC comme précédemment. Nous avons utilisé deux capteurs ECG pour la synchronisation cardiaque externe et deux ceintures respiratoires ont été utilisées pour la reconstruction GRICS.

Le protocole de test était composé d'une acquisition avec la séquence DIR-FSE en apnée pour servir de référence, puis de 4 acquisitions en respiration libre avec la séquence DIR-FSE-NAV. Pour le fantôme et le volontaire, nous avons utilisé un T_I de 600 ms et une synchronisation tous les 2RR. Pour le volontaire, toutes les coupes ont été faites en petit axe. La longueur du train d'échos a été fixée à 8 pour l'expérience faite sur fantôme et à 8 puis à 16 pour le volontaire. L'acquisition en apnée a uniquement été faite avec un train d'échos de 16 car l'apnée était trop longue avec un train d'échos de 8. Les autres paramètres de la séquence sont récapitulés dans la table 5.6.

Paramètre	Valeur
T_E	35 ms
T_R	2RR
Épaisseur	5 mm
Bande Passante	125 kHz
Refocalisation	137°
Phase N_y	256
Fréquence N_x	256
ETL	8 ou 16
T_I	600 ms
Épaisseur DIR	15 mm

TABLE 5.6: *Paramètres de la séquence utilisés pour la validation préliminaire de la séquence DIR-FSE-NAV.*

Afin de vérifier la possibilité d'utiliser les informations de déplacement extraites des navigateurs, nous calculerons dans un premier temps les corrélations linéaires entre les informations des navigateurs et les ceintures respiratoires. Nous calculerons la signification statistique de ces coefficients de corrélation à partir d'eux-mêmes et du nombre d'échantillons (Hays, 1994). Ensuite, les données en respiration libre seront reconstruites en faisant la moyenne des différents jeux de données, puis avec l'algorithme GRICS en utilisant, soit les ceintures respiratoires et leurs dérivées, soit les déplacements extraits des navigateurs, soit les deux.

Les corrélations linéaires entre les ceintures et les déplacements estimés à partir des navigateurs avec l'algorithme de Ahn et Cho (1987) sont regroupées dans la table 5.7, indiquant une excellente corrélation dans le cas du volontaire ($-0,93 \pm 0,03$) ce qui n'est pas le cas pour le fantôme ($-0,46 \pm 0,08$).

	ETL 8				ETL 16			
Fantôme	$-0.40^{\dagger}$	$-0.43^{\dagger}$	$-0.45^{\dagger}$	$-0.57^{\dagger}$				
Volontaire	$-0.94^{\dagger}$	$-0.91^{\dagger}$	$-0.93^{\dagger}$	$-0.93^{\dagger}$	$-0.96^{\dagger}$	$-0.94^{\dagger}$	$-0.87^{\dagger}$	$-0.98^{\dagger}$

TABLE 5.7: *Coefficients de corrélation linéaire entre les déplacements extraits des navigateurs pour les différentes acquisitions en respiration libre et la ceinture respiratoire pour les essais sur fantôme et sur volontaire. Le signe † signifie que les coefficients correspondants sont statistiquement significatifs* ($p < 0.05$).

Les images reconstruites avec l'algorithme GRICS sur le fantôme sont présentées dans la figure 5.13. On remarque sur cette figure que l'image reconstruite avec GRICS est moins floue, avec des contours beaucoup plus nets, que l'image moyenne. L'image reconstruite seulement avec les navigateurs n'est pas d'aussi bonne qualité que celle reconstruite avec les ceintures. Ceci n'est pas étonnant étant donné les faibles coefficients de corrélation obtenus avec le fantôme.

Les images reconstruites sur le volontaire sont présentées dans les figures 5.14 et 5.15 avec les ETL de 16 et de 8, respectivement. On remarque sur cette figure que la qualité des images reconstruites avec les ceintures respiratoires et les navigateurs seuls sont équivalentes. L'image reconstruite avec les ceintures et les navigateurs est de qualité supérieure.

Cette étude préliminaire a permis d'une part de valider l'utilisation de la séquence DIR-FSE-NAV, sur fantôme d'abord puis sur volontaire sain. D'autre part, elle a démontré la possiblilité d'utiliser les signaux physiologiques extraits des navigateurs afin de corriger les artefacts de mouvement avec l'algorithme GRICS. Cette dernière application va maintenant être étudiée sur une plus grande population de volontaire à 1,5T, avant d'exploré la possibilité d'utiliser les navigateurs pour la mesure de T_2 en respiration libre.

5.2.2 Imagerie morphologique

5.2.2.1 Matériels et méthodes

Une étude à plus grande échelle a été menée à l'IRM 1.5 T dont les résultats ont en partie été présentés au congrès annuel de l'ISMRM en 2011 (Lohezic *et al.*, 2011). Cinq volontaires sains (3 hommes et 2 femmes, 26,2±6,58 ans, 1,72±0,11 m, 57,4±7,7 kg) ont été recrutés pour valider l'intégration des signaux issus des navigateurs à l'algorithme de reconstruction GRICS, dans le cadre d'une application d'imagerie morphologique cardiaque. Comme lors de l'étude préliminaire, une séquence a été acquise en apnée avec la séquence DIR-FSE standard, pour référence, puis 4 acquisitions en respiration libre ont été réalisées avec la séquence DIR-FSE-NAV. Les images ont été acquises suivant une coupe petit axe située au milieu du ventricule gauche, les acquisitions étant synchronisées sur le rythme cardiaque et réalisées tous les cycles cardiaques ($T_R = 1RR$) en diastole ($T_I = 500ms$). Les signaux de deux capteurs ECG, ainsi que

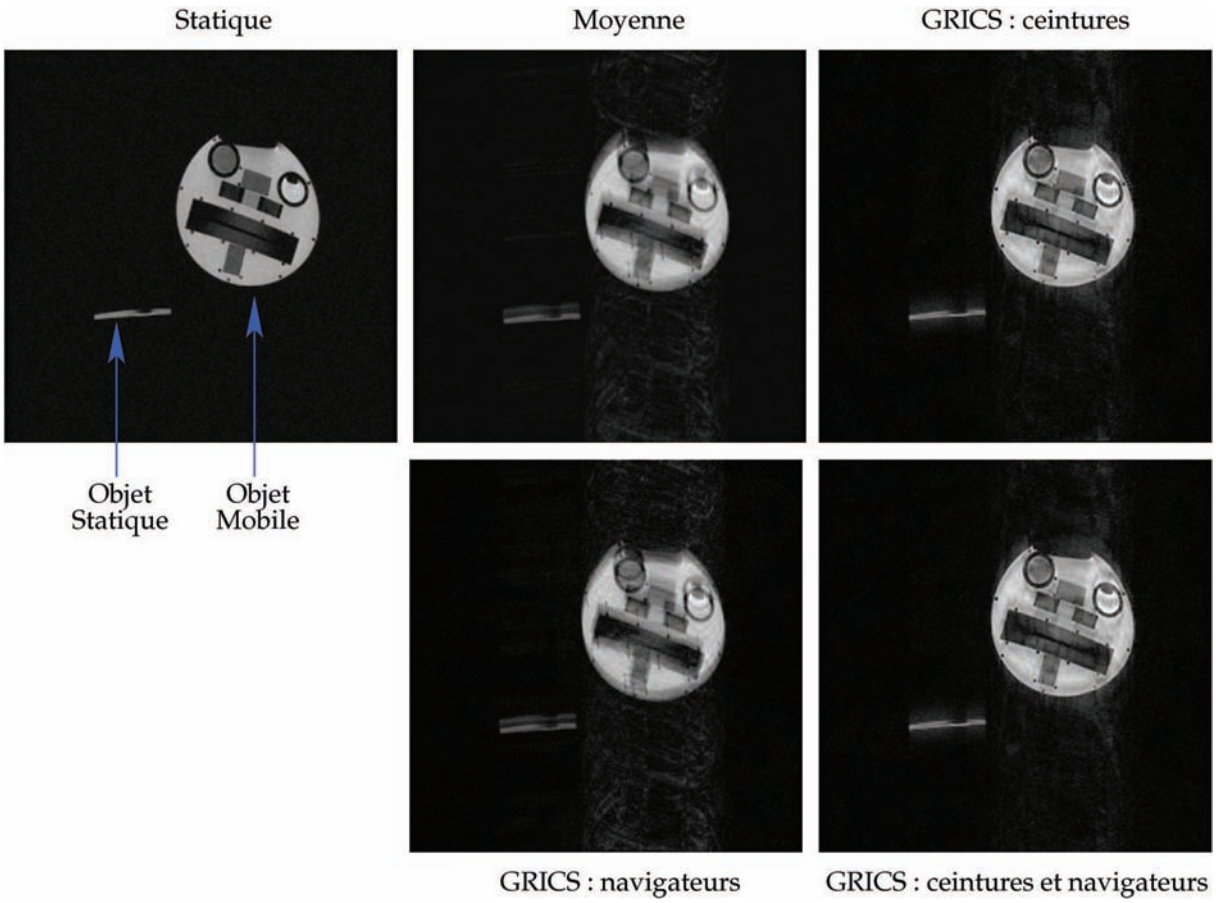


FIGURE 5.13: *Images reconstruites sur le fantôme mobile avec les différentes méthodes utilisées. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.*

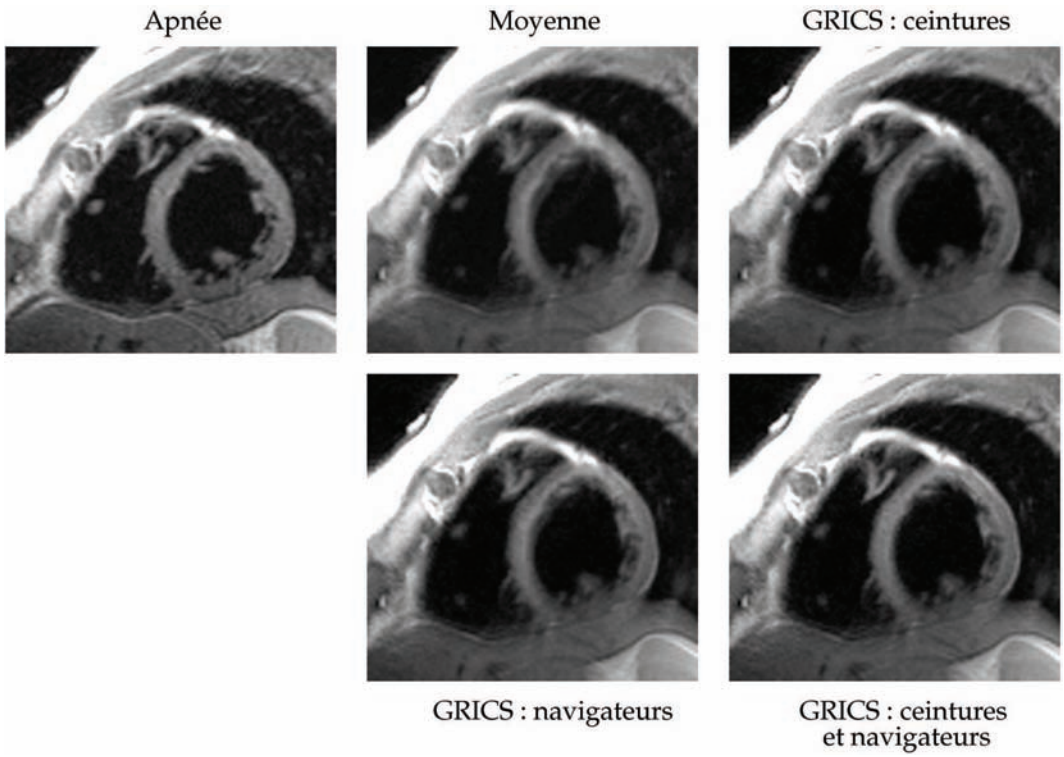


FIGURE 5.14: *Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de* 16. *La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.*

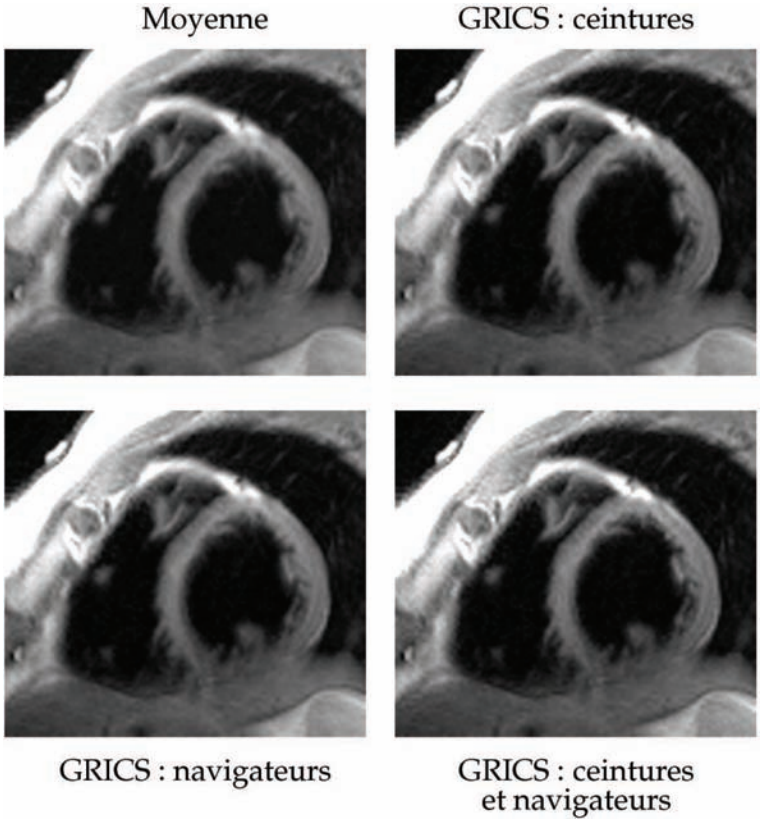


FIGURE 5.15: *Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de* 8. *La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.*

de deux ceintures respiratoires ont été enregistrées via le SAEC. Les paramètres d'acquisition des différentes séquences sont rassemblés dans le tableau 5.8.

Paramètre	Valeur
T_E	35 ms
T_R	1RR
Épaisseur	6 mm
Bande Passante	125 kHz
Refocalisation	165°
Phase N_y	256
Fréquence N_x	256
ETL	8 ou 16
T_I	500 ms
Épaisseur DIR	18 mm

TABLE 5.8: *Paramètres de la séquence utilisés pour l'évaluation de la séquence DIR-FSE-NAV.*

Les données acquises en respiration libre sont reconstruites avec l'algorithme GRICS, en utilisant les signaux issus des lignes centrales de l'espace k supplémentaires, les signaux des ceintures respiratoires ou une combinaison des deux. Les images ainsi obtenues sont comparées à la reconstruction moyennée et aux images acquises en apnée. La qualité des images reconstruites est évaluée par le calcul de l'entropie de l'image et de l'entropie de la norme du gradient de l'image.

5.2.2.2 Résultats

Signaux bruts Dans un premier temps, nous avons utilisé les estimations de mouvement obtenues d'après (5.10) pour exploiter l'information physiologique issue des navigateurs. Afin de

ne pas exploiter plus d'information provenant des ceintures respiratoires, nous n'avons considéré qu'une ceinture respiratoire et utilisé uniquement l'intensité du signal de cette dernière. Les résultats des mesures de qualité image sont présentés dans les tableaux 5.9 et 5.10.

Numéro Volontaire	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Navigateur		Ceinture	
	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$
1	3.6603	3.0711	3.6886	3.092	3.6828	3.0747	3.6777	3.0454
2	4.0245	3.3969	3.9265	3.2446	3.9194	3.2029	3.8821	3.1501
3	3.5391	2.8627	3.7388	2.8686	3.7361	2.872	3.6885	2.8917
4	3.6678	2.8178	3.7557	2.8674	3.6501	2.8802	3.7327	2.8989
5	3.2095	2.5937	3.4601	2.675	3.4514	2.6809	3.3363	2.6044

TABLE 5.9: *Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : signaux bruts. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs ou d'une ceinture pneumatique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

Numéro Volontaire	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Navigateur		Ceinture	
	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$
1	4.2465	3.7049	4.2039	3.5685	4.2366	3.5947	4.231	3.5651
2	4.5142	3.8804	4.4205	3.6623	4.4456	3.6329	4.395	3.6093
3	3.9893	3.3976	4.3084	3.6417	4.3103	3.5656	4.27	3.4765
4	4.1593	3.417	4.2829	3.6725	4.0674	3.276	4.2101	3.6173
5	3.9767	3.3628	4.2097	3.6117	4.1387	3.5218	3.9996	3.3021

TABLE 5.10: *Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : signaux bruts. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs ou d'une ceinture pneumatique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

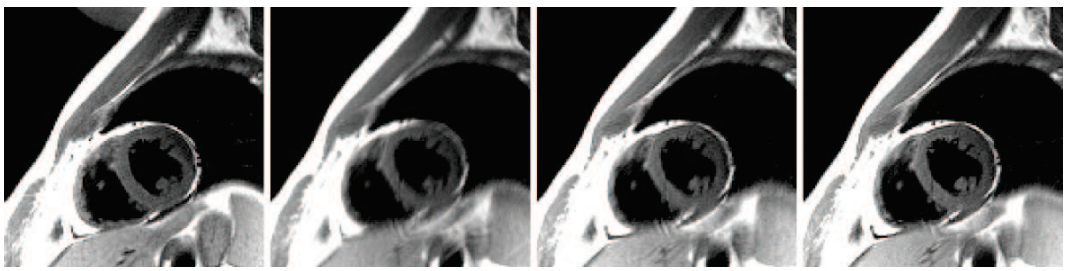


FIGURE 5.16: *Images reconstruites pour le volontaire 1 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux bruts issus du navigateur et de la ceinture pneumatique.*

Apport de la dérivée temporelle Dans les applications précédentes, la dérivée temporelle du signal issu de la ceinture respiratoire était également prise en compte. Ceci permettait de

prendre en compte la dynamique de la respiration et notamment la phase respiratoire (inspiration ou expiration) ce qui est important étant donné que le mouvement du cœur lors de la respiration est un cycle d'hystérésis. Or, dans le cas du signal mesuré par les navigateurs, la résolution temporelle obtenue (un échantillon par cycle cardiaque) ne nous permet pas de calculer cette dérivée temporelle précisément. Nous l'avons estimée en calculant la différence entre deux estimations successives :

$$dNav(k) = \hat{d}_{Ahn}(k) - \hat{d}_{Ahn}(k-1). \tag{5.11}$$

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Navigateur		Ceinture	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$
1	3.6603	3.0711	3.6886	3.092	3.6654	3.013	3.6654	3.013
2	4.0245	3.3969	3.9265	3.2446	3.9099	3.2005	3.88	3.1485
3	3.5391	2.8627	3.7388	2.8686	3.7222	2.9029	3.688	2.8735
4	3.6678	2.8178	3.7557	2.8674	3.7794	2.9371	3.7398	2.9052
5	3.2095	2.5937	3.4601	2.675	3.3385	2.6088	3.3196	2.5918

TABLE 5.11: *Qualité des reconstructions évaluée sur toute l'image suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : apport de la dérivée temporelle. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs ou d'une ceinture pneumatique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

N°	Apnée		Moyenne		GRICS			
					Navigateur		Ceinture	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$
1	4.2465	3.7049	4.2039	3.5685	4.225	3.5615	4.225	3.5615
2	4.5142	3.8804	4.4205	3.6623	4.417	3.6204	4.388	3.5997
3	3.9893	3.3976	4.3084	3.6417	4.2988	3.4411	4.2656	3.4727
4	4.1593	3.417	4.2829	3.6725	4.3043	3.7077	4.2072	3.599
5	3.9767	3.3628	4.2097	3.6117	4.016	3.2812	3.9923	3.2861

TABLE 5.12: *Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Navigateurs vs ceinture pneumatique : apport de la dérivée temporelle. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs ou d'une ceinture pneumatique,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

Combinaison des différentes sources d'information Finalement, nous avons exploité les deux sources d'information au cours de la reconstruction GRICS (navigateur - d_{Ahn} - et ceinture pneumatique - intensité et dérivée temporelle).

5.2.2.3 Discussion

L'avantage des navigateurs traditionnels placés sur l'hémidiaphragme droit par rapport aux lignes centrales de l'espace k est qu'ils n'imposent *a priori* pas de contraintes sur l'orientation de la coupe. Effectivement, pour que la technique des lignes centrales ou des navigateurs

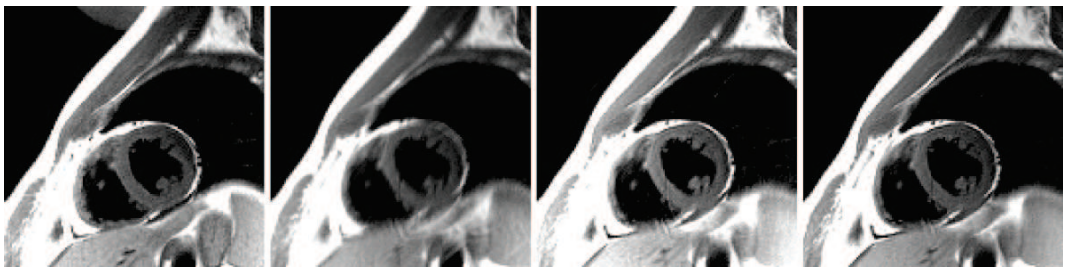


FIGURE 5.17: *Images reconstruites pour le volontaire 1 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant les signaux bruts ainsi que leur dérivée temporelle issus du navigateur et de la ceinture pneumatique.*

N°	Apnée		Moyenne		GRICS (navigateur et ceinture)	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$	$H(I)$	$H(\|\|\nabla I\|\|)$
1	3.6603	3.0711	3.6886	3.092	4.2238	3.5577
2	4.0245	3.3969	3.9265	3.2446	4.4073	3.6117
3	3.5391	2.8627	3.7388	2.8686	4.2597	3.4874
4	3.6678	2.8178	3.7557	2.8674	4.0115	3.2222
5	3.2095	2.5937	3.4601	2.675	3.9995	3.2955

TABLE 5.13: *Qualité des reconstructions évaluée sur l'image reconstruite suivant le type de capteur exploité - Combinaison du navigateur et de la ceinture pneumatique. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs et de la ceinture ou de la ceinture seule,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

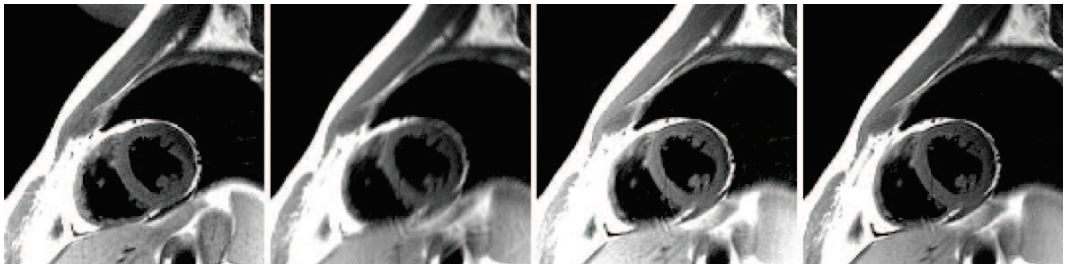


FIGURE 5.18: *Images reconstruites pour le volontaire 1 avec les différentes méthodes utilisées. De gauche à droite : Image acquise en apnée ; Reconstruction moyennée ; Images reconstruites avec GRICS, en utilisant la combinaison des informations extraites du navigateur et de la ceinture et celles de la ceinture seule .*

embarqués fonctionne correctement, il faut que la direction de fréquence soit dans la direction du mouvement. Ceci impose donc la direction de sélection de coupe. Dans le cas des FSE, on peut toujours pour la séquence d'imagerie inverser les directions de phase et de fréquence en respectant les conditions CPMG, l'important étant de ne pas modifier les gradients de sélection de coupe. D'un autre coté, dans la cas du navigateur embarqué, on est sûr de ne pas perturber l'aimantation dans la coupe d'intérêt ce qui peut ne pas être le cas avec les navigateurs diaphragmatiques. Effectivement, dans ce dernier cas, l'interaction entre les aimantations mesurées pour les navigateurs et pour l'image dépend beaucoup du placement d'un volume excité par rapport à l'autre et des impulsions RF utilisées. Ce qui signifie, qu'en pratique, le positionnement des navigateurs diaphragmatiques et du volume d'intérêt doit être fait avec précaution. De plus Spincemaille *et al.* (2007a) ont montré que les lignes centrales, ou simple-

N°	Apnée		Moyenne		GRICS (navigateur et ceinture)	
Vol.	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$	$H(I)$	$H(\|\nabla I\|)$
1	4.2465	3.7049	4.2039	3.5685	3.6603	3.0223
2	4.5142	3.8804	4.4205	3.6623	3.8855	3.1574
3	3.9893	3.3976	4.3084	3.6417	3.6807	2.8642
4	4.1593	3.417	4.2829	3.6725	3.6091	2.8673
5	3.9767	3.3628	4.2097	3.6117	3.3278	2.596

TABLE 5.14: *Qualité des reconstructions évaluée sur la zone d'intérêt cardiaque suivant le type de capteur exploité - Combinaison du navigateur et de la ceinture pneumatique. Mesure de l'entropie $H(I)$ et de l'entropie de la norme du gradient $H(\|\nabla I\|)$ des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. "GRICS" correspond aux résultats obtenus avec l'algorithme GRICS en utilisant les signaux physiologiques issus des navigateurs et de la ceinture ou de la ceinture seule,"Moyenne" est la moyenne dans le domaine de Fourier des 4 acquisitions en respiration libre, "Apnée" correspond à l'acquisition en apnée.*

ment le centre de l'espace, était bien corrélé au mouvement du diaphragme et des ceintures mais qu'ils étaient très dépendants de l'orientation des coupes.

Il existe d'autres possibilités pour utiliser des navigateurs diaphragmatiques avec une séquence DIR-FSE. On peut citer par exemple Spincemaille *et al.* (2007b) qui propose de combiner l'utilisation des navigateurs avec une technique pour acquérir différentes coupes à différentes positions du diaphragme connue sous le nom de "Simultaneous Multiple Volume" ou "SMV" (Kolmogorov *et al.*, 2004, 2003) et avec une technique d'ordonnancement des lignes de phase en fonction du déplacement mesuré avec le navigateur, technique nommée "Phase Ordering With Automatic Window Selection" ou "PAWS" (Jhooti *et al.*, 2000). Dans ces travaux, les auteurs proposent d'acquérir les navigateurs (sur le diaphragme) une première fois avant la préparation DIR afin que l'algorithme SMV determine la coupe qui sera acquise, ce qui permet de déterminer où sera placée la préparation DIR. Un suivi de plan de coupe est également utilisé en considérant que le coeur se déplace de $0,6$ fois le déplacement du diaphragme (Wang *et al.*, 1995) et une implusion de $180°$ est ajoutée après la préparation DIR afin de limiter les pertes de signal dues aux navigateurs. Ensuite le navigateur est acquis pour effectuer le même type de suivi de coupe et pour déterminer quelles sont les lignes de phase à acquérir grâce à l'algorithme PAWS et la position du diaphragme ou quelles sont les lignes à rejeter. Cette méthode semble donner de bons résultats mais elle pourrait ne pas fonctionner correctement en cas de dérive respiratoire importante du diaphragme pendant l'acquisition. La méthode que nous proposons est plus simple à mettre en œuvre au niveau séquence et acquisition et, en cas de dérive importante, les images finales pourront toujours être reconstruites tant que le mouvement reste mesurable.

L'utilisation des données provenant des lignes centrales de l'espace k a été très récemment publiée mais avec des séquences de type bSSFP pour faire des cinés cardiaques en respiration libre et sans ECG (Odille *et al.*, 2010). L'utilisation de ces navigateurs semble donner d'aussi bons résultats que les résultats obtenus à Nancy en utilisant les signaux externes (ECG et ceintures) (Vuissoz *et al.*, 2009, 2010). Dans notre application, nous sommes désavantagés par la faible résolution temporelle à laquelle sont acquis les lignes supplémentaires. Ceci est notamment préjudiciable lors de l'analyse de la dynamique du mouvement (calcul de la dérivée temporelle). Nous avons ici estimé cette dérivée temporelle par une simple différence temporelle, ce qui semble donner de bons résultats sur les volontaires testés. On peut également envisager d'acquérir un deuxième navigateur au cours du train d'échos, en acquérant la ligne centrale à nouveau à la fin du train par exemple, sachant que la décroissance T_2 qui intervient au cours du train d'échos peut poser problème lors l'analyse des données. Il est également envisageable d'acquérir ce deuxième nabigateur en inversant la direction d'encodage en phase et celle d'en-

codage en féquence afin de mesurer le mouvement ayant lieu dans la direction orthogonale au premier navigateur.

5.2.2.4 Conclusion

Ces résultats sur l'utilisation des lignes centrales de l'espace k embarquées dans une séquence DIR-FSE sont encourageants. Les signaux extraits des navigateurs permettent de corriger efficacement le mouvement respiratoire quand exploités dans l'algorithme GRICS, particulièrement quand l'information de la dynamique de la respiration (estimation de la dérivée temporelle) est utilisée. Les images reconstruites avec les navigateurs sont de qualité comparable à celles reconstruites avec les ceintures. On remarque une amélioration lorsque les ceintures et les navigateurs sont utilisés ensemble lors de la reconstruction. Cette étude doit être poursuivie sur une population plus large afin de valider la méthode proposée et évaluer son gain pour le diagnostic.

5.2.3 Cartographie T_2

Nous avons par la suite évalué l'utilisation des lignes centrales de l'espace k pour la mesure du temps de relaxation T_2 sur le myocarde en respiration libre. Ces signaux ont donc été intégrés à la méthode de reconstruction ARTEMIS présentée précédemment (section 4.3.1).

5.2.3.1 Matériels et méthodes

Cette méthode a été évaluée à l'IRM 1.5 T sur six volontaires sains (4 hommes et 2 femmes, 26,2 $\pm$ 8,98 ans, 62 $\pm$ 13 kg, 1,73 $\pm$ 0,11 m). Nous avons utilisé une antenne cardiaque à 8 éléments. Les signaux physiologiques ont été traités et enregistrés par le SAEC comme précédemment. Nous avons utilisé deux capteurs ECG pour la synchronisation cardiaque externe ainsi que deux ceintures respiratoires.

Le protocole de test est similaire a celui présenté dans la section 4.3.1. La mesure de T_2 de référence, composée de 10 séquences DIR-FSE standard avec des T_E varient de 10 ms à 75 ms, est effectuée dans un premier temps en apnée. Puis, 10 acquisitions sont réalisées en respiration libre en utilisant la séquence DIR-FSE-NAV, avec les mêmes T_E. Les séquences sont synchronisées avec le rythme cardiaque, les données étant acquises tous les deux cycles (T_R = 2RR) et pendant le milieu de diastole (T_I=500ms). Contrairement à l'expérience précédente, les deux jeux d'acquisitions ont été réalisés avec des longueurs de train d'échos de 16, afin d'éviter de corriger l'influence de ce paramètre sur les mesures de T_2. Les paramètres d'acquisition sont récapitulés dans le tableau 5.15.

Paramètre	Valeur
T_E	10 à 75 ms
T_R	2RR
Épaisseur	10 mm
Bande Passante	125 kHz
Refocalisation	155°
Phase N_y	128
Fréquence N_x	128
ETL	16
T_I	500 ms
Épaisseur DIR	30 mm

TABLE 5.15: *Paramètres de la séquence utilisés pour l'utilisation de la séquence DIR-FSE-NAV dans ARTEMIS.*

Les données acquises en respiration libre ont été reconstruites avec la méthode ARTEMIS, soit en utilisant les signaux des navigateurs, soit en utilisant ceux de la ceinture respiratoire abdominale. L'image en pseudo-densité ρ_0 ainsi obtenue est alors segmentée manuellement. Les 6 segments sont ensuite reportés sur la carte de T_2 reconstruite, afin d'obtenir 6 valeurs de T_2 myocardiques ainsi qu'une valeur globale (en prenant en compte tout le myocarde). Les images acquises en apnée sont recalées manuellement avant le calcul de la carte de T_2 et de l'image de pseudo-densité ρ_0. Les cartes ainsi obtenues sont ensuite traitées comme décrit précédemment.

5.2.3.2 Résultats

La valeur de T_2 moyenne mesurée en apnée était de 60,5 $\pm$ 4,36, et en respiration libre de 64,2 $\pm$ 2,40, 63,3 $\pm$ 1,45 et 64,9 $\pm$ 2,15 en utilisant ARTEMIS avec les signaux des navigaterus, les signaux des navigateurs et leur dérivée et les signaux de la ceinture et leur dérivée respectivement. La variablilité de la mesure de T_2 à l'interieur du myocarde était de 14,7 $\pm$ 1,96 % en apnée et de 18,8 $\pm$ 2,42 %, 20,1 $\pm$ 1,42 % et 21,4 $\pm$ 2,48 % en respiration libre. Les valeurs de T_2 myocardiques obtenues en apnée et en respiration libre sont rassemblées dans la figure 5.19. Aucune différence significative n'a été trouvé entre les mesures en apnée et celles en respiration libre, sauf pour la région d'intérêt 3 (p<0,001 pour les 3 méthodes) et pour la région globale pour la reconstruction utilisant la ceinture (p=0,02).

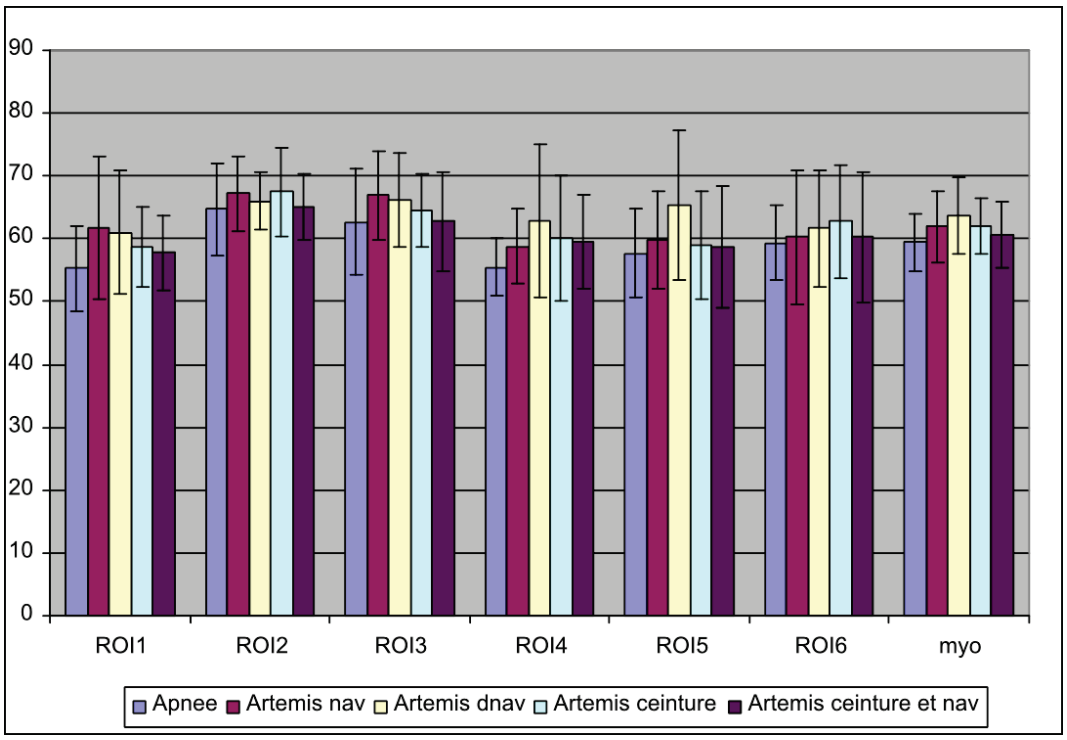


FIGURE 5.19: *Valeurs de T_2 myocardiques obtenues en apnée et en respiration libre. Comparaison des résultats obtenus avec ARTEMIS en utilisant les navigateurs et les ceintures respiratoires.*

Un exemple de cartes de T_2 est donné dans la figure 5.20.

5.2.3.3 Discussion

Comme constaté lors de l'étude précédente, les valeurs de T_2 mesurées en respiration libre sont légèrement surestimées par rapport aux valeurs obtenues en apnée. Cependant, les valeurs obtenues en utilisant les signaux des navigateurs sont du même ordre que celles obtenues avec la ceinture respiratoire. Par ailleurs, les artefacts de respiration sont efficacement diminués tant dans les cartes T_2 que dans les pseudo-densités ρ_0. Malheureusement, le faible effectif présenté

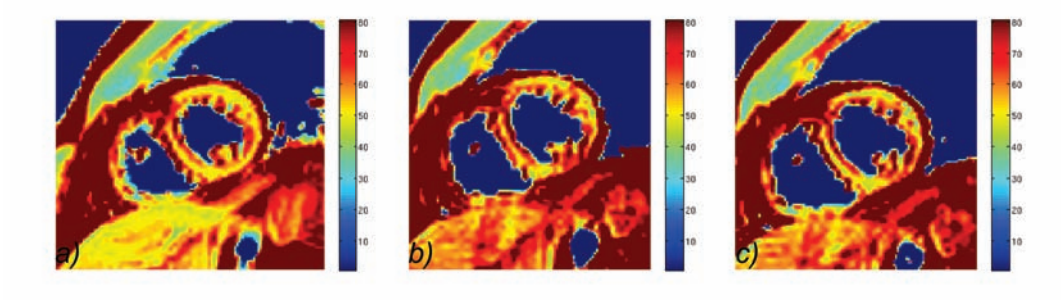


FIGURE 5.20: *Cartes T_2 obtenues sur le myocarde en apnée et en respiration libre avec la séquence DIR-FSENAV. Comparaison des résultats obtenus avec ARTEMIS en utilisant les navigateurs et les ceintures respiratoires.* ***(a)*** *Carte obtenue en apnée. Cartes obtenues en respiration libre avec la méthode ARTEMIS utilisant* ***(b)*** *les signaux des navigateurs et* ***(c)*** *les signaux des ceintures.*

ici ne permet pas de tirer des conclusions significatives.

L'intégration des séquences DIR-FSE-NAV à la méthode ARTEMIS permet de s'affranchir de la nécessité de mesurer les signaux externes et donc d'avoir recours à un matériel de mesure et d'enregistrement de ces signaux. Ceci devrait permettre de faciliter le déploiement de cette méthode à d'autres sites et d'autres constructeurs. Par ailleurs, comme évoqué précédemment, nous avons choisi d'utiliser le premier écho du train d'échos pour acquérir le navigateur. Même si cela augmente le T_2 minimum mesurable, ceci ne devrait pas perturber la quantification du T_2. Au contraire, nous pensons que supprimer le premier écho de notre analyse devrait plutôt l'améliorer, puisque le premier écho du train, moins stable, était suspecté de fausser notre mesure. Cependant, ceci n'a pas été vérifié en apnée, puisque lors de cette étude, les mesures en apnée ont été réalisées avec la séquence DIR-FSE standard.

L'utilisation conjointe des navigateurs et de la ceinture respiratoire devrait améliorer les résultats obtenus. La plupart des constructeurs permettent d'enregistrer les signaux de monitorage directement via l'imageur. La difficulté résidera alors dans la synchronisation de l'échantillonage des signaux physiologiques avec les données IRM enregistrées par l'imageur. Dans le cas de notre appareil IRM, il y a effectivement la possibilité, en mode recherche d'enregistrer ces signaux (un signal d'ECG ou d'oxymétrie et une ceinture respiratoire). Dans le cas de séquences synchronisées, comme c'est le cas dans cette application, l'imageur enregistre également le signal de déclenchement. Ce dernier signal pourrait nous permettre, en considérant les différents paramètres d'acquisition, d'associer les valeurs des signaux de la ceinture respiratoire aux lignes de l'espace k acquises au même moment et ainsi nous affranchir du SAEC, qui jusqu'à présent permettait cette association via le signal des fenêtres d'acquisition enregistré de façon synchrone avec les signaux physiologiques.

Conclusions et perspectives

Malgré les avancées technologiques et logicielles qui permettent d'accélérer les techniques d'acquisitions, l'IRM reste une modalité d'imagerie médicale lente (surtout par rapport au scanner et à l'échographie) et le mouvement du patient est toujours un problème majeur. La survenue de mouvement au cours de l'examen induit des dégradations dans les images qui gènent leur interprétation, au point parfois d'empêcher l'établissement du diagnostic. L'acquisition doit donc être répétée jusqu'à l'obtention d'une qualité d'image satisfaisante. Par ailleurs, lors de la réalisation d'examen quantitatif, la comparaison d'images acquises à différents moment est souvent nécessaire. Un mouvement entre les différentes acquisitions est là aussi délétère, un recalage des structures d'intérêt est alors nécessaire avant toute analyse. Afin de limiter les mouvements, la coopération du patient est requise. De fait, l'accès des examens d'IRM est limité aux patients coopératifs, excluant ainsi les personnes incapables de rester immobile pendant les examens qui peuvent durer de 30 minutes à 1h, voire 1h30 : nourissons, enfants en bas âges, patients inconscients ou en grande souffrance, malades délirants ou animés de mouvements incontrôlables (Parkinson).

Ces problématiques sont encore exacerbées dans le cas de l'imagerie cardiaque. En effet, les battements cardiaques, spontannés, ne peuvent être contrôlés, et on doit avoir recours à la synchronisation pour les "geler". Ceci implique une conception particulière pour les séquences d'imagerie et limite la flexibilité de l'IRM. Par ailleurs, le mouvement induit par le déplacement du diaphragme lors de la respiration affecte aussi le cœur. Il est plus facilement contrôlable, par la réalisation d'apnées. La durée des acquisitions, et donc la résolution spatiale et/ou temporelle atteignable, est alors imposée par la capacité du patient à retenir sa respiration. La répétition des apnées, nécessaire à la réalisation de l'examen cardiaque complet, entraîne alors une fatigue et un inconfort du patient qui nuisent à la reproductibilité et à la qualité des apnées. Le recours aux apnées restreint encore l'accès à l'IRM, les personnes ayant des difficultés respiratoires (qui sont souvent associées aux cardiomyopathies...) étant incapables de retenir leur souffle. Une autre solution consiste à combiner la synchronisation respiratoire à la synchronisation cardiaque. Ceci implique des contraintes temporelles plus fortes sur la conception des séquences d'imagerie et allonge le temps d'examen de façon conséquente. De plus, la variabilité des cycles respiratoires nuit à la qualité des images et empêche dans certains cas extrêmes l'acquisition des données.

Dans ce manuscrit, nous avons proposé des solutions afin d'adapter les techniques d'imagerie au patient et à ses mouvements, en prenant en compte ces derniers lors du processus de reconstruction des images. Ainsi, nous sommes en mesure de corriger le mouvement lorsque celui-ci intervient pendant l'acquisition. Plus encore, ces techniques rendent possible la réalisation d'examens cardiaques en respiration libre. D'une part, ceci retire, dans une certaine mesure, la contrainte sur le temps d'acquisition (le temps d'examen total doit tout de même rester raisonnable, pour le confort des patients et la "rentabilité" de l'imageur) et donc autorise des résolutions spatiales plus importantes. Cependant, le gain diagnostique apporté par cette augmentation de la résolution reste à établir, et ne sera sans doute effectif que dans certains cas très precis. D'autre part, et plus simplement, ceci retire la nécessité du recours à l'apnée, élargissant ainsi l'accès à l'IRM cardiaque, par exemple aux patients souffrant de difficultés respiratoires ou aux enfants en bas age, voire aux nourissons. L'introduction de l'imagerie cardiaque en respiration est particulièrement prometteuse pour cette dernière population. En effet,

dans le cas des cardiomyopathies congénitales, il est primordial d'avoir une vision complète de la morphologie du cœur et de sa fonction, chaque cas étant particulier. Si l'échocardiographie permet la plupart du temps d'établir le diagnostic, le manque d'échogénécité, parfois induit par la pathologie elle-même, empêche toute interprétation dans une part non négligeable des cas. Par ailleurs, les méthodes quantitatives établies à partir de l'échographie ne sont souvent pas applicables aux malformations pathologiques survenant dans ces maladies.

Ce travail se base sur l'algorithme de reconstruction GRICS. C'est un algorithme de reconstruction itératif, qui résoud alternativement deux problèmes couplés et qui permet à la fois de reconstruire une image corrigée des artefacts de mouvement et d'estimer les mouvements ayant lieu pendant l'acquisition. Cette estimation se fait à l'aide d'un modèle de mouvement, contraint linéairement par les signaux physiologiques extraits de capteurs externes (ceintures respiratoires pneumatiques, capteurs ECG...). Si les performances en terme de réduction des artefacts ont été prouvées, peu d'études ont jusqu'ici été menées pour évaluer ses capacités diagnostiques. Nous nous sommes donc attachés dans un premier temps à étudier sa capacité à détecter, à l'aide d'une méthode semi-automatique basée sur la statistique des pixels de l'image, un œdème myocardique localisé, semblable à ceux constatés dans le cas d'un infarctus du myocarde, simulé à partir d'un jeu de données acquis sur volontaires sains.

Dans un deuxième temps, nous avons associé cette technique de reconstruction à une technique d'acquisition adaptative, basée sur un algorithme prédictif du rythme cardiaque. Cette étude s'intégrait dans un projet d'imagerie morphologique cardiaque en télésystole et a permis l'obtention d'images de type "sang noir" en systole et en respiration libre. Contrairement à l'imagerie morphologique standard, en mésodiastole, l'acquisition de ces images pendant la phase de contraction totale du cœur permet une meilleure visualisation du myocarde et particulièrement de la fine paroi du ventricule droit. Cependant, la faible durée de cette contraction impose de réduire autant que possible la fenêtre d'acquisition des données, jusqu'à rendre le temps d'acquisition totale incompatible avec l'apnée. La méthode GRICS a alors été mise en œuvre afin de réaliser cette imagerie systolique en respiration libre. La respiration, mais aussi le mouvement cardiaque résiduel dû au *jitter* de l'algorithme prédictif, ont été corrigés lors de la reconstruction des images. Les images ainsi reconstruites ont été comparées aux techniques habituellement utilisées en clinique lorsque les apnées ne sont pas possibles : moyennage de plusieurs acquisitions successives et double synchronisation. Les images reconstruites sont toujours de meilleure qualité que les acquisitions moyennées, avec des contours mieux définis et suppression de la majorité des artefacts de respiration, et de qualité similaire à celles obtenues en double synchronisation, l'efficacité de l'acquisition étant dans la majorité meilleure pour l'approche adaptative, malgré les acquisitions supplémentaires nécessaires à la convergence de l'algorithme GRICS. Cependant, nous avons constaté que l'algorithme de prédiction du ryhtme cardiaque était moins performant en respiration libre qu'en apnée, ce qui nécessite des recherches supplémentaires sur la modélisation et la prédiction des variations du rythme cardiaque en respiration libre.

Un autre versant de ce travail de recherche a visé à étendre l'algorithme GRICS à la mesure des temps de relaxation. En effet, comme évoqué précédemment, la convergence de ce dernier est favorisée par l'acquisition de données supplémentaires, notamment parce que cela permet un meilleur "échantillonnage" des différents états physiologiques associés au mouvement respiratoire et améliore l'estimation de ce dernier. Or, ceci réduit considérablement l'efficacité de l'examen, d'autant plus si l'objectif affiché est d'augmenter les résolutions spatiales. En revanche, l'évaluation des temps de relaxation nécessite la répétition des acquisitions, en faisant varier un paramètre d'acquisition afin d'échantillonner la courbe de relaxation. Nous avons donc exploité cette redondance, nécessaire et intrinsèque, pour permettre la réalisation de cet examen en respiration libre et sans temps d'examen supplémentaire. Cette méthode, baptisée *ARTEMIS*, a été appliquée à la mesure du temps de relaxation transversale T_2 sur le cœur. La cartographie T_2 du cœur permet en effet de caractériser l'œdème myocardique, afin

de différencier différents stades et différents pronostics de nombreuses cardiomyopathies. Elle permet par ailleurs de détecter des œdèmes diffus, qui ne peuvent être visualisés en imagerie morphologique. Cet examen n'est pas souvent pratiqué en routine clinique à cause des apnées successives qu'il nécessite et du recalage à effectuer en cas de mouvement entre les acquisitions successives, le patient pouvant s'arrêter de respirer dans des positions diaphragmatiques différentes. La méthode ARTEMIS permet non seulement d'obtenir une carte T_2 et une image morphologique, corrigées des artefacts de mouvement, mais élimine également les étapes de post-traitement (recalage) pour l'opérateur, rendant les résultats plus robustes. Les mesures de T_2 ainsi obtenues, quoique légèrement surestimées par rapport aux mesures en apnée, sont largement améliorées par rapport à ceux réalisées sur les images brutes artefactées, dont le traitement (recalages et segmentation) est par ailleurs très pénible.

Les méthodes adaptatives proposées ici exploitent des signaux physiologiques afin d'estimer le mouvement ayant eu lieu pendant l'acquisition. Différentes solutions pour obtenir ces informations physiologiques ont donc également été explorées. Parmi elles, les capteurs à base d'accéléromètres permettent de multiplier les points de mesure alors que les informations "embarquées" dans la séquence d'acquisition IRM ("navigateur") facilitent le déploiement de ces techniques puisqu'elles évitent de recourir à des équipements supplémentaires. Ces différents signaux ont été inclus aux techniques de reconstruction développées. Les accéléromètres, qui n'ont été testés qu'en imagerie morphologique, fournissent des signaux comparables à ceux des ceintures respiratoires lorsqu'ils sont placés sur l'abdomen du sujet, leur installation étant plus facile. Les qualités des reconstructions obtenues sont également comparables. La possibilité d'associer plusieurs capteurs ou d'utiliser des capteurs à plusieurs axes et ainsi de multiplier les sources d'information sur le mouvement est prometteuse. Ils présentent également l'avantage de ne pas être adaptés à la seule mesure du mouvement respiratoire, des applications cérébrales ou osteo-articulaires pouvant être envisagées. Les navigateurs, quant à eux, présentent l'avantage de ne nécessiter aucun matériel d'enregistrement, puisqu'ils sont mésurées "dans" les données RMN. Parmi toutes les solutions existantes, nous avons choisi d'acquérir régulièrement la ligne centrale de l'espace k, d'une part pour sa simplicité d'implémentation et d'exploitation, d'autre part parce que ces données ne créent pas d'interférence avec les données images et n'engendrent pas de temps d'acquisition supplémentaire. Les mesures obtenues sont bien corrélées avec les signaux extraits des ceintures respiratoires, mais présentent une résolution temporelle limitée (une mesure par cycle cardiaque ou tous les deux cycles cardiaques suivant les paramètres d'acquistions choisis). L'ajout d'un deuxième navigateur est possible, soit afin d'améliorer la résolution temporelle du "capteur", soit pour mesurer le mouvement dans la sirection orthogonale. Cependant, les reconstructions obtenues dans ces travaux sont de bonne qualité et l'application aux mesures de T_2 est particulièrement intéressante.

Troisième partie

Annexes

Annexe A

Contributions et publications

Les recherches effectuées dans le cadre de cette thèse ont fait l'objet d'un certain nombre de publications dans des journaux internationaux et des communications dans des conférences nationales et internationales Nous énumérons ci-dessous uniquement la liste des communications acceptées ou déjà parues :

A.1 Journaux Internationaux

2011

- **M. Lohezic, A. Menini,M.Beaumont, B. Fernandez, J.-M. Escanyé, D. Mandry, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Assessment of Relaxation Times using Motion-compensated Iterative Scheme (ARTEMIS) : Application to Free Breathing Myocardial T_2 Mapping", *Magnetic Resonance in Medicine, in press*, 2011.
- **P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, D. Mandry and J. Felblinger**, "Free-breathing Imaging of the Heart using 2D Cine-GRICS (Generalized Reconstruction by Inversion of Coupled Systems) with Assessment of Ventricular Volumes and Funstion", *Journal of Magnetic Resonance Imaging, in press*, 2011.

2010

- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Adaptive Black Blood Fast Spin Echo for End-Systolic Rest Cardiac Imaging", *Magnetic Resonance in Medicine*, 64 :1760-1771, 2010.

A.2 Conférences Internationales

2011

- **M. Lohezic, B. Fernandez, D. Mandry, J. Felblinger and P.-A. Vuissoz**, "Free breathing cardiac black blood imaging using 1D navigator driven reconstruction" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Montréal, Canada, 2011. p. 4608.
- **B. Fernandez, M. Lohezic, L. Hammen, J.-M. Escanyé, D. Mandry, J. Felblinger and P.-A. Vuissoz**, "Comparison of the Transverse Relaxation Time of the Left Ventricle during the Mid-diastolic Rest and the End-systolic Rest Periods" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Montréal, Canada, 2011. p. 612.
- **B. Fernandez, M. Lohezic, L. Hammen, M. Beaumont, D. Mandry, J. Felblinger and P.-A. Vuissoz**, "In vivo T_2 Measurements of the Right Ventricle Inferior Wall : Comparison with the Left Ventricle" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Montréal, Canada, 2011. p. 2765.
- **H. Poinsignon, M. Lohezic, H.-L. Cheng, P.-Y. Marie, J. Felblinger and M. Beaumont**, "Myocardial T_1 Mapping at 3T using variable flip angle method : a pilot study" *in Proc. of*

the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Montréal, Canada, 2011. p. 2944.

- **L. Rousselet, S. Jovanovic, M. Lohezic, M. Filipovic, C. Pasquier and J. Felblinger**, "Association of several MR Compatible Sensors for Free Breathing Reconstruction Method" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Montréal, Canada, 2011. p. 4609.
- **A. Sewonu, M. Beaumont, F. Carbillet, M. Lohezic, R.Ãnxionat, J. Felblinger and G. Hossu**, "Influence of a plugged and inactive coil on a MR study : example of liver iron measurement" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Montréal, Canada, 2011. p. 801.
- **M. Lohezic, A. Menini, J.-M. Escanyé, P.-Y. Marie, D. Mandry, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Free Breathing Myocardial T_2 Measurements at 1.5T" *in Proc. of the annual meeting of the Society Cardiovascular for Magnetic Resonance*, Nice, France, 2011. P11.

2010

- **M. Lohezic, A. Menini, B. Fernandez, D. Mandry, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Free Breathing Myocardial T_2 Measurements" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010. p. 2958.
- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Adaptive Method for Black Blood Cardiac Imaging in End-Systolic Rest Improves Visualization of the Right Ventricular Wall" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010. p. 3615.
- **P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, D. Mandry and J. Felblinger**, "High Spatial and Temporal Resolution Free Breathing Cardiac CINE-GRICS : 512x512 vs 128x128 matrix" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010. p. 5016.
- **P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, D. Mandry and J. Felblinger**, "Analysis of Cardio-Respiratory Motion of the Heart Using GRICS (first insights)" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010. p. 3601.
- **L. Rousselet, M. Lohezic, C. Pasquier and J. Felblinger**, "MR Compatible Sensor for Motion Artifact Corrected Reconstruction Method" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Stockholm, Sweden, 2010. p. 5024.
- **M. Lohezic, A. Menini, B. Fernandez, D. Mandry, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Motion Corrected T_2 Mapping : Application to Free-Breathing Myocardial Measurements" *in ISMRM Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Beat to Beat Management of Heart Cycle Changes for Black Blood Imaging in End-Systolic Rest" *in ISMRM Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.
- **P.-A. Vuissoz, D. Mandry, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, F. Odille and J. Felblinger**, "Left ventricular function assessment on free breathing acquisitions using CINE-GRICS" *in ISMRM Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.

2009

- **M. Lohezic, B. Fernandez, J. Oster, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Free breathing black-blood systolic imaging using heart rate prediction and motion compensated reconstruction" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, USA, 2009. p. 4629.
- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Adaptive Trigger Delay Using a Predictive Model Applied to Black Blood Fast Spin Echo Cardiac Imaging in Systole" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, USA, 2009. p. 4719.

– **J. Oster, B. Fernandez, M. Lohezic, D. Mandry, P.-A. Vuissoz, O. Pietquin and J. Felblinger**, "Adaptive Heart Rate Prediction for Black-Blood Systolic Imaging" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, USA, 2009. p. 3935.
– **P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, D. Mandry and J. Felblinger**, "High Frame Rate Cardio-Respiratory Imaging Using Model-Based Reconstruction" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, USA, 2009. p. 4612.
– **P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, M. Lohezic, A. Benhadid, D. Mandry and J. Felblinger**, "Model-Based Reconstruction for Free-Breathing Cardiac CINE Imaging Using GRICS" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Honolulu, Hawaii, USA, 2009. p. 816.

2008

– **B. Fernandez, M. Lohezic, P.-A. Vuissoz, and J. Felblinger**, "New Approach for Affine Transform Parameter Estimation for Prospective Motion Correction Using External Sensors" *in Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Toronto, Ontario, Canada, 2008. p. 3118.

A.3 Conférences Nationales

2011

– **M. Lohezic, A. Menini, M. Beaumont, B. Fernandez, J.-M. Escanyé, P.-Y. Marie, D. Mandry, P.-A. Vuissoz et J. Felblinger**, "Cartographie T_2 du Myocarde en Respiration Libre" *in Actes des journées de Recherche en Imagerie et Technologies de la Santé (RITS'11)*, Rennes, France, 2011.
– **H. Poinsignon, M. Lohezic, H.-L. Cheng, P.-Y. Marie, J. Felblinger et M. Beaumont**, "Cartographie T_1 du myocarde à l'IRM 3T par la méthode des petits angles : étude pilote" *in Actes des journées de Recherche en Imagerie et Technologies de la Santé (RITS'11)*, Rennes, France, 2011.
– **L. Rousselet, M. Lohezic, M. Filipovic, C. Pasquier,J. Felblinger et S. Jovanovic**, "Capteurs compatibles IRM pour la mesure des mouvements respiratoires" *in Actes des journées de Recherche en Imagerie et Technologies de la Santé (RITS'11)*, Rennes, France, 2011.

2009

– **M. Lohezic, A. Menini, B. Fernandez, D. Mandry, P.-A. Vuissoz et J. Felblinger**, "Mesure de T_2 sur le Myocarde en Respiration Libre" *in Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2009.
– **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz et J. Felblinger**, "Amélioration de l'Imagerie du Ventricule Droit en IRM Cardiaque en Sang Noir par une Méthode Adaptative" *in Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2009.
– **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz et J. Felblinger**, "Synchronisation Adaptative Utilisant un Modèle Prédictif : Application à l'Imagerie Cardiaque par résonance Magnétique en Sang Noir et en Systole" *in Actes des journées de Recherche en Imagerie et Technologies de la Santé (RITS'09)*, Lille, France, 2009.

2008

– **M. Lohezic, P.-A. Vuissoz, F. Odille, B. Fernandez, A. Benhadid, D. Mandry, et J. Felblinger**, "Imagerie par Résonance Magnétique " Ciné " du Cœur Entier en Respiration Libre" *in Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2008.
– **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz et J. Felblinger**, "Synchronisation Adaptative Utilisant un Modèle Prédictif : Application à l'Imagerie Cardiaque par résonance Magnétique en Sang Noir et en Systole" *in Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2008.

Bibliographie

R. ABÄCHERLI, C. PASQUIER, F. ODILLE, M. KRAEMER, 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*, 18(1):41–50, 2005.

H. ABDEL-ATY, P. BOYÉ, A. ZAGROSEK, R. WASSMUTH, A. KUMAR, D. MESSROGHLI, P. BOCK, R. DIETZ, M. G. FRIEDRICH et J. SCHULZ-MENGER : Diagnostic performance of cardiovascular magnetic resonance in patients with suspected acute myocarditis : Comparison of different approaches. *Journal of the American College of Cardiology*, 45(11):1815–1822, 2005.

H. ABDEL-ATY, M. COCKER et M. G. FRIEDRICH : Myocardial edema is a feature of Tako-Tsubo cardiomyopathy and is related to the severity of systolic dysfunction : Insights from T_2-weighted cardiovascular magnetic resonance. *International journal of cardiology*, 132(2): 291–293, 2009a.

H. ABDEL-ATY, M. COCKER, C. MEEK, J. V. TYBERG et M. G. FRIEDRICH : Edema as a very early marker for acute myocardial ischemia. A cardiovascular magnetic resonance study. *Journal of the American College of Cardiology*, 53(14):1194–1201, 2009b.

H. ABDEL-ATY, O. SIMONETTI et M. G. FRIEDRICH : T_2-weighted cardiovascular magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*, 26(3):452–459, 2007.

H. ABDEL-ATY et C. TILLMANNS : The use of cardiovascular magnetic resonance in acute myocardial infarction. *Current cardiology reports*, 12(1):76–81, 2010.

H. ABDEL-ATY, A. ZAGROSEK, J. SCHULZ-MENGER, A. J. TAYLOR, D. MESSROGHLI, A. KUMAR, M. GROSS, R. DIETZ et M. G. FRIEDRICH : Delayed enhancement and t2-weighted cardiovascular magnetic resonance imaging differentiate acute from chronic myocardial infarction. *Circulation*, 109(20):2411–2416, 2004.

C. B. AHN et Z. H. CHO : New phase correction method in NMR imaging based on autocorrelation and histogram analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, MI-6(1):32–36, 1987.

M. AKSOY : Real time prospective motion-correction II - practical solutions. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.

A. H. ALETRAS, P. KELLMAN, J. A. DERBYSHIRE et A. E. ARAI : ACUT2E TSE-SSFP : A hybrid method for T_2-weighted imaging of edema in the heart. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59 (2):229–235, 2008.

A. H. ALETRAS, G. S. TILAK, A. NATANZON, L. . HSU, F. M. GONZALEZ, R. F. HOYT JR. et A. E. ARAI : Retrospective determination of the area at risk for reperfused acute myocardial infarction with t2-weighted cardiac magnetic resonance imaging : Histopathological and displacement encoding with stimulated echoes (dense) functional validations. *Circulation*, 113 (15):1865–1870, 2006.

E. ALEXOPOULOU, F. STRIPELI, P. BARAS, I. SEIMENIS, A. KATTAMIS, V. LADIS, E. EFSTATHOPOULOS, E. N. BROUNTZOS, A. D. KELEKIS et N. L. KELEKIS : R_2 relaxometry with MRI for the quantification of tissue iron overload in beta-thalassemic patients. *J Magn Reson Imaging*, 23(2):163–170, 2006.

D. C. ALSOP : The sensitivity of low flip angle RARE imaging. *Magn Reson Med*, 37:176–184, 1997.

L. C. AMADO, B. L. GERBER, S. N. GUPTA, D. W. RETTMANN, G. SZARF, R. SCHOCK, K. NASIR, D. L. KRAITCHMAN et J. A. LIMA : Accurate and objective infarct sizing by contrast-enhanced magnetic resonance imaging in a canine myocardial infarction model. *Journal of the American College of Cardiology*, 44(12):2383 – 2389, 2004.

B. S. ARMSTRONG : Optical markers and detection accuracy. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.

R. ASHMAN : The normal duration of the Q-T interval. *Am Heart J*, 23:522–534, 1942.

D. ATKINSON, S. COUNSELL, J. V. HAJNAL, P. G. BATCHELOR, D. L. G. HILL et D. J. LARKMAN : Nonlinear phase correction of navigated multi-coil diffusion images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56(5):1135–1139, 2006.

D. ATKINSON et D. L. G. HILL : Reconstruction after rotational motion. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49(1):183–187, 2003.

D. ATKINSON, D. L. G. HILL, P. N. R. STOYLE, P. E. SUMMERS, S. CLARE, R. BOWTELL et S. F. KEEVIL : Automatic compensation of motion artifacts in MRI. *Magn Reson Med*, 41(1):163–170, 1999.

D. ATKINSON, D. L. G. HILL, P. N. R. STOYLE, P. E. SUMMERS et S. F. KEEVIL : Automatic correction of motion artifacts in magnetic resonance images using an entropy focus criterion. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(6):903–910, 1997.

D. ATKINSON, D. J. LARKMAN, P. G. BATCHELOR, D. L. G. HILL et J. V. HAJNAL : Coil-based artifact reduction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52(4):825–830, 2004.

D. R. BAILES, D. J. GILDERDALE et G. M. BYDDER : Respiratory ordered phase encoding (ROPE) : A method for reducing respiratory motion artefacts in MR imaging. *Journal of computer assisted tomography*, 9(4):835–838, 1985.

R. BAMMER, M. AKSOY et C. LIU : Augmented generalized SENSE reconstruction to correct for rigid body motion. *Magn Reson Med*, 57(1):90–102, 2007.

N. BARON, N. KACHENOURA, F. BEYGUI, P. CLUZEL, P. GRENIER, A. HERMENT et F. FROUIN : Quantification of myocardial edema and necrosis during acute myocardial infarction. *In Computers in Cardiology*, vol. 35, p. 781–784, 2008.

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. *Magn Reson Med*, 54(5):1273–1280, 2005.

S. J. BERKOWITZ, R. MACEDO, A. A. MALAYERI, S. M. SHEA, C. H. LORENZ, H. CALKINS, J. VOGEL-CLAUSSEN, H. TANDRI et D. A. BLUEMKE : Axial black blood turbo spin echo imaging of the right ventricle. *Magnetic Resonance in Medicine*, 61(2):307–314, 2009.

M. A. BERNSTEIN, K. F. KING et X. J. ZHOU : *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Elsevier Academic Press, 2004.

J. M. BLACKALL, S. AHMAD, M. E. MIQUEL, J. R. MCCLELLAND, D. B. LANDAU et D. J. HAWKES : MRI-based measurements of respiratory motion variability and assessment of imaging strategies for radiotherapy planning. *Physics in Medicine and Biology*, 51(17):4147–4169, 2006.

F. BLOCH, W. W. HANSEN et M. PACKARD : Nuclear induction. *Physical Review*, 69(3-4):127, Feb 1946.

K. T. BLOCK, M. UECKER et J. FRAHM : Undersampled radial MRI with multiple coils. Iterative image reconstruction using a total variation constraint. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57 (6):1086–1098, 2007.

U. BLUME, T. LOCKIE, C. STEHNING, S. SINCLAIR, S. URIBE, R. RAZAVI et T. SCHAEFFTER : Interleaved t1 and t2 relaxation time mapping for cardiac applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 29(2):480–487, 2009.

L. M. BOXT, D. HSU, J. KATZ, P. DETWEILER, S. MCLAUGHLIN, T. J. KOLB et H. M. SPOTNITZ : Estimation of myocardial water content using transverse relaxation time from dual spin-echo magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging*, 11(3):375–383, 1993.

A. C. S. BRAU et J. H. BRITTAIN : Generalized self-navigated motion detection technique : Preliminary investigation in abdominal imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55(2):263–270, 2006.

J. L. BROWN JR. et S. D. CABRERA : On well-posedness of the Papoulis generalized sampling expansion. *IEEE transactions on circuits and systems*, 38(5):554–556, 1991.

G. D. BUCKBERG, A. MAHAJAN, B. JUNG, M. MARKL, J. HENNIG et M. BALLESTER-RODES : MRI myocardial motion and fiber tracking : a confirmation of knowledge from different imaging modalities. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 29(SUPPL. 1):S165–S177, 2006.

M. BUEHRER, J. CURCIC, P. BOESIGER et S. KOZERKE : Prospective self-gating for simultaneous compensation of cardiac and respiratory motion. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60(3):683–690, 2008.

R. F. BUSSE, H. HARIHARAN, A. VU et J. H. BRITTAIN : Fast spin echo sequences with very long echo trains : Design of variable refocusing flip angle schedules and generation of clinical T_2 constrast. *Magn Reson Med*, 55:1030–1037, 2006.

C. R. BUTLER, R. THOMPSON, M. HAYKOWSKY, M. TOMA et I. PATERSON : Cardiovascular magnetic resonance in the diagnosis of acute heart transplant rejection : A review. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 11(1), 2009.

M. BYDDER, D. ATKINSON, D. J. LARKMAN, D. L. G. HILL et J. V. HAJNAL : Smash navigators. *Magn Reson Med*, 49(3):493–500, 2003.

M. BYDDER, D. J. LARKMAN et J. V. HAJNAL : Generalized SMASH imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(1):160–170, 2002.

M. BYDDER, A. A. SAMSONOV et J. DU : Evaluation of optimal density weighting for regridding. *Magnetic resonance imaging*, 25(5):695–702, 2007.

J. W. CARLSON et T. MINEMURA : Imaging time reduction through multiple receiver coil data acquisition and image reconstruction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 29(5):681–687, 1993.

M. D. CERQUEIRA, N. J. WEISSMAN, V. DILSIZIAN, A. K. JACOBS, S. KAUL, W. K. LASKEY, D. J. PENNELL, J. A. RUMBERGER, T. RYAN et M. S. VERANI : Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart : A statement for healthcare professionals from the cardiac imaging committee of the council on clinical cardiology of the American heart association. *Circulation*, 105(4):539–542, 2002.

Z. CHEN, J. ZHANG, R. YANG, P. KELLMAN, L. A. JOHNSTON et G. F. EGAN : IIR GRAPPA for parallel MR image reconstruction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(2):502–509, 2010.

A. B. CHERYAUKA, J. N. LEE, A. A. SAMSONOV, M. DEFRISE et G. T. GULLBERG : MRI diffusion tensor reconstruction with PROPELLER data acquisition. *Magnetic resonance imaging*, 22(2): 139–148, 2004.

K. F. CHEUNG : A multidimensional extension of Papoulis generalized sampling expansion with the application in minimum density sampling. *Advanced Topics in Shannon Sampling and Interpolation Theory*, p. 85–119, 1993.

I. . CHO, J. SUNWOO, Y. . SON, M. . OH et C. . LEE : *Development of a single 3-axis accelerometer sensor based wearable gesture recognition band*, vol. 4611 LNCS de *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*. 2007.

C. A. CLARK, M. HEDEHUS et M. E. MOSELEY : VD-AUTO-SMASH imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45(6):1066–1074, 2001.

M. CLYNES : Computer analysis of reflex control and organization : Respiratory sinus arrhythmia. *Science*, 131(3396):300–302, 1960.

J. G. COBB et C. B. PASCHAL : Improved in vivo measurement of myocardial transverse relaxation with 3 tesla magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30 (3):684–689, 2009.

M. COCKER et M. G. FRIEDRICH : Cardiovascular magnetic resonance of myocarditis. *Current cardiology reports*, 12(1):82–89, 2010.

M. E. CROWE, A. C. LARSON, Q. ZHANG, J. CARR, R. D. WHITE, D. LI et O. P. SIMONETTI : Automated rectilinear self-gated cardiac cine imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52 (4):782–788, 2004.

B. CUMMINGS : Cardiac anatomy, circulation, 2004. URL http://www.biologycorner.com/anatomy/circulatory/images/heart03.jpg. Pearson Education Inc., Publishing as Benjamin Cummings.

R. C. CURY, K. SHASH, J. T. NAGURNEY, G. ROSITO, M. D. SHAPIRO, C. H. NOMURA, S. ABBARA, F. BAMBERG, M. FERENCIK, E. J. SCHMIDT, D. F. BROWN, U. HOFFMANN et T. J. BRADY : Cardiac magnetic resonance with T_2-weighted imaging improves detection of patients with acute coronary syndrome in the emergency department. *Circulation*, 118(8):837–844, 2008.

R. DAMADIAN : Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science*, 171:1151–1153, 1971.

K. DANTENDORFER, M. AMERING, A. BANKIER, T. HELBICH, D. PRAYER, S. YOUSSEFZADEH, R. ALEXANDROWICZ, H. IMHOF et H. KATSCHNIG : A study of the effects of patient anxiety, perceptions and equipment on motion artifacts in magnetic resonance imaging. *Magnetic resonance imaging*, 15(3):301–306, 1997.

K. L. DAVIS, U. MEHLHORN, G. A. LAINE et S. J. ALLEN : Myocardial edema, left ventricular function, and pulmonary hypertension. *Journal of applied physiology*, 78(1):132–137, 1995.

J. G. DELFINO, M. BHASIN, R. COLE, R. L. EISNER, J. MERLINO, A. R. LEON et J. N. OSHINSKI : Comparison of myocardial velocities obtained with magnetic resonance phase velocity mapping and tissue doppler imaging in normal subjects and patients with left ventricular dyssynchrony. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24(2):304–311, 2006.

C. L. DENT, M. J. SCOTT, S. A. WICKLINE et C. S. HALL : High-frequency ultrasound for quantitative characterization of myocardial edema. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 26 (3):375–384, 2000.

D. DIBONA et W. J. POWELL JR. : Quantitative correlation between cell swelling and necrosis in myocardial ischemia in dogs. *Circulation research*, 47(5):653–665, 1980.

R. M. DONGAONKAR, R. H. STEWART, H. J. GEISSLER et G. A. LAINE : Myocardial microvascular permeability, interstitial oedema, and compromised cardiac function. *Cardiovascular research*, 87(2):331–339, 2010.

D. L. DONOHO : Compressed sensing. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52(4):1289–1306, 2006.

N. C. EDWARDS, H. ROUTLEDGE et R. P. STEEDS : T_2-weighted magnetic resonance imaging to assess myocardial oedema in ischaemic heart disease. *Heart*, 95(16):1357–1361, 2009.

R. L. EHMAN et J. P. FELMLEE : Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. *Radiology*, 173(1):255–263, 1989.

R. L. EHMAN, M. T. MCNAMARA et M. PALLACK : Magnetic resonance imaging with respiratory gating : Techniques and advantages. *American Journal of Roentgenology*, 143(6):1175–1182, 1984.

I. EITEL et M. FRIEDRICH : T_2-weighted cardiovascular magnetic resonance in acute cardiac disease. *J Cardiovasc Magn Reson*, 13(1):56, 2011a.

I. EITEL et M. FRIEDRICH : T2-weighted cardiovascular magnetic resonance in acute cardiac disease. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 13(1):13, 2011b.

R. EL BERBARI, I. BLOCH, A. REDHEUIL, E. D. ANGELINI, E. MOUSSEAUX, F. FROUIN et A. HERMENT : Automated segmentation of the left ventricle including papillary muscles in cardiac magnetic resonance images. *In Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 4466 LNCS, p. 453–462, 2007.

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*, 2007, 2007.

D. A. FEINBERG, D. GIESE, D. A. BONGERS, S. RAMANNA, M. ZAITSEV, M. MARKL et M. GÜNTHER : Hybrid ultrasound mri for improved cardiac imaging and real-time respiration control. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63(2):290–296, 2010.

J. FELBLINGER et C. BOESCH : Amplitude demodulation of the electrocardiogram signal (ECG) for respiration monitoring and compensation during MR examinations. *Magn Reson Med*, 38 (1):129–136, 1997.

J. FELBLINGER et C. BOESCH : Patient monitoring in the MR environment. *Medical Radiology. Diagnostic Imaging and Radiation Oncology*, p. 105–112, 1998.

J. FELBLINGER, J. SLOTBOOM, R. KREIS, B. JUNG et C. BOESCH : Restoration of electrophysiological signals by inductive effects of magnetic field gradients during MR sequences. *Magn Reson Med*, 41:715–721, 1999.

L. FENG, R. OTAZO, H. JUNG, J. H. JENSEN, J. C. YE, D. K. SODICKSON et D. KIM : Accelerated cardiac t2 mapping using breath-hold multiecho fast spin-echo pulse sequence with k-t focuss. *Magnetic Resonance in Medicine*, 65(6):1661–1669, 2011.

B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, L. HAMMEN, M. BEAUMONT, D. MANDRY, J. FELBLINGER et P.-A. VUISSOZ : In vivo T_2 measurements of the right ventricle inferior wall : Comparison with the left ventricle. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2765, Montréal, Canada, 2011a.

B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, L. HAMMEN, J.-M. ESCANYE, D. MANDRY, J. FELBLINGER et P.-A. VUISSOZ : Comparison of the transverse relaxation time of the left ventricle during the mid-diastolic rest and the end-systolic rest periods. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 612, Montréal, Canada, 2011b.

B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, P.-A. VUISSOZ et J. FELBLINGER : New approach for affine transform parameter estimation for prospective motion correction using external sensors. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 3118, Toronto, Ontario, Canada, 2008.

B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISSOZ et J. FELBLINGER : Adaptive black blood fast spin echo for end-systolic rest cardiac imaging. *Magn Reson Med*, 64:1760–1771, 2010.

M. FILIPOVIC, P. . VUISSOZ, A. CODREANU, M. CLAUDON et J. FELBLINGER : Motion compensated generalized reconstruction for free-breathing dynamic contrast-enhanced mri. *Magnetic Resonance in Medicine*, 65(3):812–822, 2011.

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*, 55(3):612–618, 2006.

S. E. FISCHER, S. A. WICKLINE et C. H. LORENZ : Novel real-time R-wave detection algortihm based on vectocardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. *Magn Reson Med*, 42:361–370, 1999.

J. L. FLECKENSTEIN, B. T. ARCHER, B. A. BARKER, J. T. VAUGHAN, R. W. PARKEY et R. M. PESHOCK : Fast short-tau inversion-recovery MR imaging. *Radiology*, 179(2):499–504, 1991.

W. D. FOLTZ, O. AL-KWIFI, M. S. SUSSMAN, J. A. STAINSBY et G. A. WRIGHT : Optimized spiral imaging for measurement of myocardial T_2 relaxation. *Magn Reson Med*, 49(6):1089–1097, 2003.

T. K. F. FOO et K. F. KING : A computationally efficient method for tracking reference position displacements for motion compensation in magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(3):548–553, 1999.

K. P. N. FORBES, J. G. PIPE, C. R. BIRD et J. E. HEISERMAN : PROPELLER MRI : Clinical testing of a novel technique for quantification and compensation of head motion. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 14(3):215–222, 2001.

M. G. FRIEDRICH : Myocardial edema - a new clinical entity ? *Nature Reviews Cardiology*, 7 (5):292–296, 2010.

M. G. FRIEDRICH, U. SECHTEM, J. SCHULZ-MENGER, G. HOLMVANG, P. ALAKIJA, L. T. COOPER, J. A. WHITE, H. ABDEL-ATY, M. GUTBERLET, S. PRASAD, A. ALETRAS, J. . LAISSY, I. PATERSON, N. G. FILIPCHUK, A. KUMAR, M. PAUSCHINGER et P. LIU : Cardiovascular magnetic resonance in myocarditis : A jacc white paper. *Journal of the American College of Cardiology*, 53(17):1475–1487, 2009.

M. G. FRIEDRICH, H. ABDEL-ATY, A. TAYLOR, J. SCHULZ-MENGER, D. MESSROGHLI et R. DIETZ : The salvaged area at risk in reperfused acute myocardial infarction as visualized by cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American College of Cardiology*, 51 (16):1581 – 1587, 2008.

D. GARCIA-DORADO et J. OLIVERAS : Myocardial oedema : A preventable cause of reperfusion injury ? *Cardiovascular research*, 27(9):1555–1563, 1993.

S. GIRI, Y.-C. CHUNG, A. MERCHANT, G. MIHAI, S. RAJAGOPALAN, S. RAMAN et O. SIMONETTI : T_2 quantification for improved detection of myocardial edema. *J Cardiovasc Magn Reson*, 11(1):56, 2009.

S. GIRI, H. XUE, S. SHAH, R. DHARMAKUMAR, D. VERHAERT, J. GUEHRING, S. ZUEHLSDORFF, S. RAMAN et O. SIMONETTI : Inline non-rigid motion-corrected T_2 mapping of myocardium. *J Cardiovasc Magn Reson*, 12(Suppl 1):P229, 2010.

L. GODIGNON-ROUSSELET : *Intégration des mouvements respiratoires en imagerie adaptative*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Laboratoire IADI, 2011.

J. D. GREEN, J. R. CLARKE, J. A. FLEWITT et M. G. FRIEDRICH : Single-shot steady-state free precession can detect myocardial edema in patients : A feasibility study. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(3):690–695, 2009.

M. A. GRISWOLD, M. BLAIMER, F. BREUER, R. M. HEIDEMANN, M. MUELLER et P. M. JAKOB : Parallel magnetic resonance imaging using the GRAPPA operator formalism. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(6):1553–1556, 2005.

M. A. GRISWOLD, P. M. JAKOB, R. M. HEIDEMANN, M. NITTKA, V. JELLUS, J. WANG, B. KIEFER et A. HAASE : Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(6):1202–1210, 2002.

M. W. GROCH, D. A. TURNER et W. D. ERWIN : Respiratory gating in magnetic resonance imaging : Improved image quality over non-gated images for equal scan time. *Clinical imaging*, 15(3):196–201, 1991.

E. M. HAACKE et J. L. PATRICK : Reducing motion artifacts in two-dimensional fourier transform imaging. *Magnetic resonance imaging*, 4(4):359–376, 1986.

E. M. HAACKE, R. W. BROWN, M. R. THOMPSON et R. VENKATESAN : *Magnetic Resonance Imaging : Physical Principles And Sequence Design*. Wiley-Liss, 1999.

C. J. HARDY, J. D. PEARLMAN, J. R. MOORE, P. B. ROEMER et H. E. CLINE : Rapid nmr cardiography with a half-echo m-mode method. *Journal of computer assisted tomography*, 15(5):868–874, 1991.

C. E. HAYES, N. HATTES et P. B. ROEMER : Volume imaging with MR phased arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 18(2):309–319, 1991.

W. L. HAYS : *Statistics*. Harcourt Brace, Fort Worth, Texas, USA, fifth édn, 1994.

C. F. HAZLEWOOD, D. C. CHANG, B. L. NICHOLS et D. E. WOESSNER : Nuclear magnetic resonance transverse relaxation times of water protons in skeletal muscle. *Biophysical journal*, 14(8):583–606, 1974.

T. HE, P. D. GATEHOUSE, L. J. ANDERSON, M. TANNER, J. KEEGAN, D. J. PENNELL et D. N. FIRMIN : Development of a novel optimized breathhold technique for myocardial T_2 measurement in thalassemia. *J Magn Reson Imaging*, 24(3):580–585, 2006.

T. HE, P. KIRK, D. N. FIRMIN, W. M. LAM, W. C. W. CHU, W. . AU, G. C. F. CHAN, R. S. TAN, I. NG, S. BICEROGLU, Y. AYDINOK, M. A. FOGEL, A. R. COHEN et D. J. PENNELL : Multicenter transferability of a breath-hold t2 technique for myocardial iron assessment. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 10(1), 2008.

J. HENNIG : Multiecho sequences with low refocusiong flip angles. *Journal of Magnetic Resonance*, 78:397–407, 1988.

J. HENNIG, A. NAUERTH et H. FRIEDBURG : RARE imaging : A fast imaging method for clinical MR. *Magnetic Resonance in Medicine*, 3(6):823–833, 1986.

J. HENNIG et K. SCHEFFLER : Hyperechoes. *Magn Reson Med*, 46:6–12, 2001.

J. HENNIG, M. WEIGEL et K. SCHEFFLER : Multiecho sequences with variables refocusing filp angles : Optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). *Magn Reson Med*, 49:527–535, 2003.

J. HENNIG, M. WEIGEL et K. SCHEFFLER : Calculation of flip angles for echo trains with predefined amplitudes with the extended phase graph (EPG)-algorithm : Principles and applications to hyperecho and TRAPS sequences. *Magn Reson Med*, 51:68–80, 2004.

C. B. HIGGINS, R. HERFKENS et M. J. LIPTON : Nuclear magnetic resonance imaging of acute myocardial infarction in dogs : Alterations in magnetic relaxation times. *American Journal of Cardiology*, 52(1):184–188, 1983.

E. A. HOFFMAN et E. L. RITMAN : Invariant total heart volume in the intact thorax. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 18(4), 1985.

J. HORNEGGER : Pattern recognition methods to detect position. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.

L. . HSU, A. NATANZON, P. KELLMAN, G. A. HIRSCH, A. H. ALETRAS et A. E. ARAI : Quantitative myocardial infarction on delayed enhancement mri. part i : Animal validation of an automated feature analysis and combined thresholding infarct sizing algorithm. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(3):298–308, 2006.

F. HUANG, W. LIN, P. BÖRNERT, Y. LI et A. REYKOWSKI : Data convolution and combination operation (cocoa) for motion ghost artifacts reduction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(1), 2010.

T. . HUANG, Y. . LIU, A. STEMMER et B. P. PONCELET : T_2 measurement of the human myocardium using a T_2-prepared transient-state trueFISP sequence. *Magn Reson Med*, 57(5):960–966, 2007.

P. D. HUNG, S. BONNET, R. GUILLEMAUD, E. CASTELLI et P. T. N. YEN : Estimation of respiratory waveform using an accelerometer. *In 2008 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macro, Proceedings, ISBI*, p. 1493–1496, 2008.

M. HUTCHINSON et U. RAFT : Fast MRI data acquisition using multiple detectors. *Magnetic Resonance in Medicine*, 6(1):87–91, 1988.

J. S. HYDE, A. JESMANOWICZ, T. M. GRIST, W. FRONCISZ et J. B. KNEELAND : Quadrature detection surface coil. *Magnetic resonance in medicine : official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 4(2):179–184, 1987.

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 (Applied Physics Laboratory)*, 20(2):143–154, 1999.

T. ITOH, Y. KUMAGAI, I. MORIOKA, S. MAE, T. NAKA, H. UENISHI et T. MATSUOKA : Development of new instrument for evaluating leg motions using acceleration sensors. *Environmental Health and Preventive Medicine*, 12(3):111–118, 2007.

C. JAHNKE, I. PAETSCH, K. NEHRKE, B. SCHNACKENBURG, A. BORNSTEDT, R. GEBKER, E. FLECK et E. NAGEL : A new approach for rapid assessment of the cardiac rest period for coronary MRA. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 7(2):395–399, 2005.

C. JAHNKE, I. PAETSCH, S. ACHENBACH, B. SCHNACKENBURG, R. GEBKER, E. FLECK et E. NAGEL : Coronary MR imaging : Breath-hold capability and patterns, coronary artery rest periods, and β-blocker use. *Radiology*, 239:71–78, 2006.

P. M. JAKOB, M. A. GRISWOLD, R. R. EDELMAN et D. K. SODICKSON : AUTO-SMASH : A self-calibrating technique for SMASH imaging. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 7(1):42–54, 1998.

P. JHOOTI, P. D. GATEHOUSE, J. KEEGAN, N. H. BUNCE, A. M. TAYLOR et D. N. FIRMIN : Phase ordering with automatic window selection (PAWS) : A novel motion- resistant technique for 3D coronary imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 43(3):470–480, 2000.

P. JHOOTI, T. HAAS, N. KAWEL, J. BREMERICH, J. KEEGAN et K. SCHEFFLER : Use of respiratory biofeedback and claws for increased navigator efficiency for imaging the thoracic aorta. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2011. Article in Press.

P. JHOOTI, J. KEEGAN et D. N. FIRMIN : A fully automatic and highly efficient navigator gating technique for high-resolution free-breathing acquisitions : Continuously adaptive windowing strategy. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64(4):1015–1026, 2010.

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 Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society : Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, p. 5677–5680, 2009.

B. JUNG, D. FÖLL, P. BÖTTLER, S. PETERSEN, J. HENNIG et M. MARKL : Detailed analysis of myocardial motion in volunteers and patients using high-temporal-resolution MR tissue phase mapping. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24(5):1033–1039, 2006.

H. JUNG, K. SUNG, K. S. NAYAK, E. Y. KIM et J. C. YE : K-t focuss : A general compressed sensing framework for high resolution dynamic mri. *Magnetic Resonance in Medicine*, 61(1):103–116, 2009.

H. JUNG, J. C. YE et E. Y. KIM : Improved k-t BLAST and k-t SENSE using FOCUSS. *Physics in Medicine and Biology*, 52(11):3201–3226, 2007.

N. KACHENOURA, A. REDHEUIL, A. HERMENT, E. MOUSSEAUX et F. FROUIN : Robust assessment of the transmural extent of myocardial infarction in late gadolinium-enhanced mri studies using appropriate angular and circumferential subdivision of the myocardium. *European radiology*, 18(10):2140–2147, 2008.

K. KADIR, A. PAYNE, J. J. SORAGHAN et C. BERRY : Automatic quantification of oedema from t2 weighted cmr image using a hybrid thresholding oedema sizing algorithm (htosa). *In Computers in Cardiology*, vol. 37, p. 233–236, 2010a.

K. KADIR, A. PAYNE, J. SORAGHAN et C. BERRY : Automatic left ventricle segmentation in t2 weighted cmr images. *In* R. CHORAS, éd. : *Image Processing and Communications Challenges 2*, vol. 84 de *Advances in Intelligent and Soft Computing*, p. 247–254. Springer Berlin / Heidelberg, 2010b.

J. KATZ, L. M. BOXT, R. R. SCIACCA et P. J. CANNON : Motion dependence of myocardial transverse relaxation time in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging*, 8(4):449–458, 1990.

N. KAWEL, P. JHOOTI, D. DASHTI, T. HAAS, L. WINTER, M. J. ZELLWEGER, P. T. BUSER, J. KEEGAN, K. SCHEFFLER et J. BREMERICH : Mr-imaging of the thoracic aorta : 3d-ecg- and respiratory-gated bssfp imaging using the claws algorithm versus contrast-enhanced 3d-mra. *European Journal of Radiology*, 2011.

P. KELLMAN, A. H. ALETRAS, C. MANCINI, E. R. MCVEIGH et A. E. ARAI : T_2-prepared SSFP improves diagnostic confidence in edema imaging in acute myocardial infarction compared to turbo spin echo. *Magn Reson Med*, 57(5):891–897, 2007.

P. KELLMAN, C. CHEFD'HOTEL, C. H. LORENZ, C. MANCINI, A. E. ARAI et E. R. MCVEIGH : Fully automatic, retrospective enhancement of real-time acquired cardiac cine MR images using image-based navigators and respiratory motion-corrected averaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59(4):771–778, 2008.

P. KELLMAN, C. CHEFD'HOTEL, C. H. LORENZ, C. MANCINI, A. E. ARAI et E. R. MCVEIGH : High spatial and temporal resolution cardiac cine mri from retrospective reconstruction of data acquired in real time using motion correction and resorting. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(6), 2009.

J. J. KHAN, L. F. DONNELLY, B. L. KOCH, L. A. CURTWRIGHT, J. M. DICKERSON, J. L. HARDIN, S. HUTCHINSON, J. WRIGHT et K. E. GESSNER : A program to decrease the need for pediatric sedation for ct and mri. *Applied Radiology*, 36(4):30–33, 2007.

E. G. KHOLMOVSKI, A. A. SAMSONOV et D. L. PARKER : Motion artifact reduction technique for dual-contrast fse imaging. *Magnetic resonance imaging*, 20(6):455–462, 2002.

I. C. KIRICUTA JR. et V. SIMPLACEANU : Tissue water content and nuclear magnetic resonance in normal and tumor tissues. *Cancer research*, 35(5):1164–1167, 1975.

R. A. KNIGHT, R. J. ORDIDGE, J. A. HELPERN, M. CHOPP, L. C. RODOLOSI et D. PECK : Temporal evolution of ischemic damage in rat brain measured by proton nuclear magnetic resonance imaging. *Stroke*, 22(6):802–808, 1991.

A. KOLIN : Electromagnetic blood flow meters. *Science*, 130:1088–1097, 1959.

V. KOLMOGOROV, T. D. NGUYEN, A. NUVAL, P. SPINCEMAILLE, M. R. PRINCE, R. ZABIH et Y. WANG : Multiprocessor scheduling implementation of the simultaneous multiple volume (SMV) navigator method. *Magnetic Resonance in Medicine*, 52(2):362–367, 2004.

V. N. KOLMOGOROV, R. WATTS, M. R. PRINCE, R. ZABIH et Y. WANG : Simultaneous multiple volume (SMV) acquisition algorithm for real-time navigator gating. *Magnetic resonance imaging*, 21(9):969–975, 2003.

K. KOTANI, K. TAKAMASU, Y. JIMBO et Y. YAMAMOTO : Postural-induced phase shift of respiratory sinus arrhythmia and blood pressure variations : Insight from respiratory-phase domain analysis. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 294(3):H1481–H1489, 2008.

D. KWIAT, S. EINAV et G. NAVON : A decoupled coil detector array for fast image acquisition in magnetic resonance imaging. *Medical physics*, 18(2):251–265, 1991.

G. A. LAINE et S. J. ALLEN : Left ventricular myocardial edema. Lymph flow, interstitial fibrosis, and cardiac function. *Circulation research*, 68(6):1713–1721, 1991.

G. A. LAINE et H. J. GRANGER : Microvascular, interstitial, and lymphatic interactions in normal heart. *The American Journal of Physiology*, 249(4 Pt 2):H834–842, 1985.

S. B. LAMINE, P. CALABRESE, H. PERRAULT, T. P. DINH, A. EBERHARD et G. BENCHETRIT : Individual differences in respiratory sinus arrhythmia. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 286(6 55-6):H2305–H2313, 2004.

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*, 51(1):93–102, 2004.

P. C. LAUTERBUR : Image formation by induced local interactions : Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242(5394):190–191, 1973.

P. LE ROUX : Non-CPMG fast spin echo with full signal. *Journal of Magnetic Resonance*, 155:278–292, 2002.

P. LE ROUX et R. S. HINKS : Stabilization of echo amplitudes in FSE sequences. *Magn Reson Med*, 30:183–191, 1993.

Z. P. LIANG, R. BAMMER, J. JI, N. PELC et G. GLOVER : Making better SENSE : Wavelet denoising, Tikhonov regularization, and total least squares. *Proceedings of the 10th Annual Meeting of ISMRM*, p. 2388, 2002.

Z.-P. LIANG et P. C. LAUTERBUR : *Principles of Magnetic Resonance Imaging : A signal Processing Prespective*. IEEE Press Series in Biomedical Engineering, 2000.

W. LIN, G. A. LADINSKY, F. W. WEHRLI et K. S. HEE : Image metric-based correction (autofocusing) of motion artifacts in high-resolution trabecular bone imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(1):191–197, 2007.

G. LIU et G. WRIGHT : Adapting trigger delays to heart rate for coronary MR angiography. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2157, Seattle, Washington, USA, 2006.

M. LOHEZIC, B. FERNANDEZ, D. MANDRY, J. FELBLINGER et P.-A. VUISSOZ : Free breathing cardiac black blood imaging using 1D navigator driven reconstruction. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 4608, Montréal, Canada, 2011.

M. LOHEZIC, B. FERNANDEZ, J. OSTER, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISSOZ et J. FELBLINGER : Free breathing black-blood systolic imaging using heart rate prediction and motion compensated reconstruction. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 4629, Honolulu, Hawaii, USA, 2009.

M. LOHEZIC, A. MENINI, B. FERNANDEZ, D. MANDRY, P.-A. VUISSOZ et J. FELBLINGER : Free breathing myocardial T_2 measurements. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2958, Stockholm, Sweden, 2010.

C. H. LORENZ, J. S. PASTOREK et J. M. BUNDY : Delineation of normal human left ventricular twist throughout systole by tagged cine magnetic resonance imaging. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2(2):97–108, 2000.

M. LUSTIG, D. DONOHO et J. M. PAULY : Sparse MRI : The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 58(6):1182–1195, 2007.

A. MACOVSKI : Noise in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36(3):494–497, 1996.

A. H. MAHNKEN, P. BRUNERS, C. M. BORNIKOEL, N. KRÄMER et R. W. GUENTHER : Assessment of myocardial edema by computed tomography in myocardial infarction. *JACC : Cardiovascular Imaging*, 2(10):1167–1174, 2009.

G. MALFATTO, M. FACCHINI et A. ZAZA : Characterization of the non-linear rate-dependency of QT intervals in humans. *Europace*, 5:163–170, 2003.

D. MANDRY : *Analyse et gestion des mouvement physiologiques en IRM thoraco-abdominale*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Laboratoire IADI, 2009.

A. MANDUCA, K. P. MCGEE, E. B. WELCH, J. P. FELMLEE, R. C. GRÍMM et R. L. EHMAN : Autocorrection in mr imaging : Adaptive motion correction without navigator echoes. *Radiology*, 215(3):904–909, 2000.

D. MANKE, K. NEHRKE et P. BÖRNERT : Novel prospective respiratory motion correction approach for free-breathing coronary MR angiography using a patient-adapted affine motion model. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(1):122–131, 2003.

P. MANSFIELD : Multi-planar imaging formation using NMR spin echoes. *J. Phys. C : Solid State Physics*, 10:L55–L58, 19877.

P. MANSFIELD et A. MAUDSLEY : Planar spin imaging by NMR. *Journal of Physics C : Solid State Physics*, 9(15):L409–L412, 1976.

P. Y. MARIE, M. ANGIOÏ, J. P. CARTEAUX, J. M. ESCANYE, S. MATTEI, K. TZVETANOV, O. CLAUDON, N. HASSAN, N. DANCHIN, G. KARCHER, A. BERTRAND, P. M. WALKER et J. P. VILLEMOT : Detection and prediction of acute heart transplant rejection with the myocardial T_2 determination provided by a black-blood magnetic resonance imaging sequence. *J Am Coll Cardiol*, 37(3):825–831, 2001.

K. P. MCGEE, A. MANDUCA, J. P. FELMLEE, S. J. RIEDERER et R. L. EHMAN : Image metric-based correction (autocorrection) of motion effects : Analysis of image metrics. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 11(2):174–181, 2000.

C. A. MCKENZIE, E. N. YEH, M. A. OHLIGER, M. D. PRICE et D. K. SODICKSON : Self-calibrating parallel imaging with automatic coil sensitivity extraction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(3):529–538, 2002.

K. MCLEISH, D. L. G. HILL, D. ATKINSON, J. M. BLACKALL et R. RAZAVI : A study of the motion and deformation of the heart due to respiration. *IEEE Trans Med Imaging*, 21(9):1142–1150, 2002.

J. MENDES, E. KHOLMOVSKI et D. L. PARKER : Rigid-body motion correction with self-navigation mri. *Magnetic Resonance in Medicine*, 61(3):739–747, 2009.

C. MEYER, B. S. HU, D. NISHIMURA et A. MACOVSKI : Fast spiral coronary artery imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 28:202–213, 1992.

Y. MIKAMI, H. SAKUMA, M. NAGATA, M. ISHIDA, T. KURITA, I. KOMURO et M. ITO : Relation between signal intensity on T_2-weighted MR images and presence of microvascular obstruction in patients with acute myocardial infarction. *American Journal of Roentgenology*, 193(4):W321–W326, 2009.

M. I. MILLER, T. J. SCHAEWE, C. S. BOSCH et J. J. H. ACKERMAN : Model-based maximum-likelihood estimation for phase- and frequency-encoded magnetic-resonance-imaging data. *Journal of Magnetic Resonance, Series B*, 107(3):210–221, 1995.

S. MILLMAN, I. I. RABI et J. R. ZACHARIAS : On the nuclear moments of indium. *Physical Review*, 53(5):384–391, Mar 1938.

J. W. MURAKAMI, C. E. HAYES et E. WEINBERGER : Intensity correction of phased-array surface coil images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 35(4):585–590, 1996.

V. MUTHURANGU, P. LURZ, J. D. CRITCHELY, J. E. DEANFIELD, A. M. TAYLOR et M. S. HANSEN : Real-time assessment of right and left ventricular volumes and function in patients with congenital heart disease by using high spatiotemporal resolution radial *k-t* SENSE. *Radiology*, 248(3):782–791, 2008.

R. NANA, T. ZHAO, K. HEBERLEIN, S. M. LACONTE et X. HU : Cross-validation-based kernel support selection for improved GRAPPA reconstruction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59 (4):819–825, 2008.

K. NEHRKE et P. BÖRNERT : Prospective correction of affine motion for arbitrary MR sequences on a clinical scanner. *Magn Reson Med*, 54(5):1130–1138, 2005.

K. NEHRKE, P. BÖRNERT, D. MANKE et J. C. BÖCK : Free-breathing cardiac MR imaging : Study of implications of respiratory motion - initial results. *Radiology*, 220(3):810–815, 2001.

F. H. NETTER : *The Netter Collection of Medical Illustrations, The Heart*, vol. 5. Ciba Pharmaceutical Company, 1992.

T. D. NGUYEN, A. NUVAL, S. MULUKUTLA et Y. WANG : Direct monitoring of coronary artery motion with cardiac fat navigator echoes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(2):235–241, 2003.

T. D. NGUYEN, Y. WANG, R. WATTS et I. MITCHELL : k-space weighted least-squares algorithm for accurate and fast motion extraction from magnetic resonance navigator echoes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 46(5):1037–1040, 2001.

F. ODILLE, N. CÎNDEA, D. MANDRY, C. PASQUIER, P. . VUISSOZ et J. FELBLINGER : Generalized MRI reconstruction including elastic physiological motion and coil sensitivity encoding. *Magnetic Resonance in Medicine*, 59(6):1401–1411, 2008a.

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. *Magn Reson Med*, 63(5), 2010.

F. ODILLE, C. PASQUIER, R. ABÄCHERLI, P.-A. VUISSOZ, G. P. ZIENTARA et J. FELBLINGER : Noise cancellation signal precessing method and computer system for improved real-time electrocardiogram artifact correction during MRI data acquisition. *IEEE Trans Biomed Eng*, 54:630–640, 2007a.

F. ODILLE, P.-A. VUISSOZ, P.-Y. MARIE et J. FELBLINGER : Generalized reconstruction by inversion of coupled systems (GRICS) applied to free-breathing MRI. *Magn Reson Med*, 60:146–157, 2008b.

F. ODILLE, P.-A. VUISSOZ, C. PASQUIER, B. FERNANDEZ et J. FELBLINGER : Linear predictive modeling of patient motion using external sensors. *In Proceedings of the 15th Annual Meeting of ISMRM*, p. 2524, Berlin, Germany, 2007b.

F. ODILLE, P.-A. VUISSOZ, C. PASQUIER, B. FERNANDEZ et J. FELBLINGER : Motion artifact correction in cardiac MRI as an irregularly sampled imaging reconstruction. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 872, Berlin, Germany, 2007c.

V. T. OLAFSSON, D. C. NOLL et J. A. FESSIER : Fast joint reconstruction of dynamic $R_2\star$ and field maps in functional MRI. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(9):1177–1188, 2008.

. E. OLSEN : Practical body mri-a paediatric perspective. *European Journal of Radiology*, 68 (2):299–308, 2008.

D. P. O'REGAN, R. AHMED, C. NEUWIRTH, Y. TAN, G. DURIGHEL, J. V. HAJNAL, I. NADRA, S. J. CORBETT et S. A. COOK : Cardiac mri of myocardial salvage at the peri-infarct border zones after primary coronary intervention. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 297(1):H340–H346, 2009.

J. OSTER, O. PIETQUIN, R. ABÄCHERLI, M. KRAEMER et J. FELBLINGER : Independent component analysis-based artefact reduction : application to the electrocardiogram for improved magnetic resonance imaging triggering. *Physiological Measurement*, 30(12):1381–1397, 2009a.

J. OSTER, O. PIETQUIN, R. ABÄCHERLI, M. KRAEMER et J. FELBLINGER : A specific QRS detector for electrocardiography during MRI : Using wavelets and local regularity characterization. *In Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, p. 341–344, 2009b.

J. OSTER, O. PIETQUIN, G. BOSSER et J. FELBLINGER : Adaptive RR prediction for cardiac MRI. *In ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, p. 513–516, 2008.

J. OSTER, O. PIETQUIN, M. KRAEMER et J. FELBLINGER : Nonlinear bayesian filtering for denoising of electrocardiograms acquired in a magnetic resonance environment. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(7):1628–1638, 2010.

J. OSTER : *Traitement temps-réel des signaux électrophysiologiques acquis dans un environnement d'Imagerie par Résonance Magnétique*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Laboratoire IADI, Novembre 2009.

A. PAI, X. LI et S. MAJUMDAR : A comparative study at 3T of sequence dependence of T_2 quantitation in the knee. *Magn Reson Imaging*, 26(9):1215–1220, 2008.

N. PAPANIKOLAOU, A. GHIATAS, A. KATTAMIS, C. LADIS, N. KRITIKOS et C. KATTAMIS : Noninvasive myocardial iron assessment in thalassaemic patients : T2 relaxometry and magnetization transfer ratio measurements. *Acta radiologica*, 41(4):348–351, 2000.

A. PAPOULIS : Generalized sampling expansion. *IEEE Trans Circuits Syst*, CAS-24(11):652–654, 1977.

C. PASQUIER : *Capteurs de mouvement dédiés à l'imagerie adaptative en IRM : développement technique et méthodologique*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Laboratoire IADI, 2007.

D. W. PETRIE, A. F. COSTA, A. TAKAHASHI, Y. . YEN et M. DRANGOVA : Optimizing spherical navigator echoes for three-dimensional rigid-body motion detection. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53(5):1080–1087, 2005.

A. PHROMMINTIKUL, H. ABDEL-ATY, J. SCHULZ-MENGER, M. G. FRIEDRICH et A. J. TAYLOR : Acute oedema in the evaluation of microvascular reperfusion and myocardial salvage in reperfused myocardial infarction with cardiac magnetic resonance imaging. *European Journal of Radiology*, 74(3):e12–e17, 2010.

J. G. PIPE : Motion correction with PROPELLER MRI : Application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn Reson Med*, 42(5):963–969, 1999.

J. G. PIPE, V. G. FARTHING et K. P. FORBES : Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(1):42–52, 2002.

J. G. PIPE et N. ZWART : Turboprop : Improved PROPELLER imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55(2):380–385, 2006.

H. POINSIGNON, M. LOHEZIC, H.-L. CHENG, P.-Y. MARIE, J. FELBLINGER et M. BEAUMONT : Myocardial T_1 mapping at 3T using variable flip angle method : a pilot study. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2944, Montréal, Canada, 2011.

C. S. POON et R. M. HENKELMAN : Practical t2 quantitation for clinical applications. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*, 2(5):541–553, 1992.

W. G. PROCTOR et F. C. YU : On the magnetic moments of Xe^{129}, Bi^{209}, Sc^{45}, Sb^{121}, and Sb^{123}. *Physical Review*, 78(4):471, May 1950.

K. P. PRUESSMANN, M. WEIGER, P. BÖRNERT et P. BOESIGER : Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. *Magnetic Resonance in Medicine*, 46(4):638–651, 2001.

K. P. PRUESSMANN, M. WEIGER, M. B. SCHEIDEGGER et P. BOESIGER : Sense : Sensitivity encoding for fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5):952–962, 1999.

E. M. PURCELL, R. V. POUND et N. BLOEMBERGEN : Nuclear magnetic resonance absorption in hydrogen gas. *Physical Review*, 70(11-12):986–987, Dec 1946a.

E. M. PURCELL, H. C. TORREY et R. V. POUND : Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Physical Review*, 69(1-2):37–38, Jan 1946b.

M. QIAO, K. L. MALISZA, M. R. DEL BIGIO et U. I. TUOR : Correlation of cerebral hypoxic-ischemic T_2 changes with tissue alterations in water content and protein extravasation. *Stroke*, 32(4):958–963, 2001.

L. QIN, P. VAN GELDEREN, J. A. DERBYSHIRE, F. JIN, J. LEE, J. A. DE ZWART, Y. TAO et J. H. DUYN : Prospective head-movement correction for high-resolution MRI using an in-bore optical tracking system. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(4):924–934, 2009.

J. B. RA et C. Y. RIM : Fast imaging using subencoding data sets from multiple detectors. *Magnetic Resonance in Medicine*, 30(1):142–145, 1993.

I. I. RABI, J. R. ZACHARIAS, S. MILLMAN et P. KUSCH : A new method of measuring nuclear magnetic moment. *Physical Review*, 53(4):318, Feb 1938.

A. RAJ, G. SINGH, R. ZABIH, B. KRESSLER, Y. WANG, N. SCHUFF et M. WEINER : Bayesian parallel imaging with edge-preserving priors. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(1):8–21, 2007.

A. J. RAPER, D. W. RICHARDSON, H. A. KONTOS et J. L. PATTERSON JR. : Circulatory responses to breath holding in man. *Journal of applied physiology*, 22(2):201–206, 1967.

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*, 9 (2), 1996.

J. RIDGWAY : Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians : part I. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12(1):71, 2010.

J. K. RIEK, A. M. TEKALP, W. E. SMITH et E. KWOK : Out-of-plane motion compensation in multislice spin-echo mri. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(3):464–470, 1995.

P. B. ROEMER, W. A. EDELSTEIN, C. E. HAYES, S. P. SOUZA et O. M. MUELLER : The NMR phased array. *Magnetic Resonance in Medicine*, 16(2):192–225, 1990.

S. D. ROES, G. KOROSOGLOU, M. SCHAR, J. J. WESTENBERG, M. J. van OSCH, A. de ROOS et M. STUBER : Correction for heart rate variability during 3D whole heart MR coronary angiography. *J Magn Reson Imaging*, 27:1046–1053, 2008.

M. D. ROQUEFEUILLE, A. MENINI, J.-M. ESCANYÉ, P.-Y. MARIE et J. FELBLINGER : Effect of physiological variation of heart rate on quantitative cardiac T_2 mapping. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 3561, Stockholm, Sweden, 2010.

L. ROUSSELET, M. FILIPOVIC, S. JOVANOVIC, G. BOSSER, C. PASQUIER et J. FELBLINGER : MR compatible spirometer. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1553, Stockholm, Sweden, 2010a.

L. ROUSSELET, M. FILIPOVIC, Z. RAMDAN-CHERIF, V. LAURANT, C. PASQUIER et J. FELBLINGER : MR compatible sensor for measuring respiratory motion based on acceleration. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1550, Stockholm, Sweden, 2010b.

L. ROUSSELET, S. JOVANOVIC, M. LOHEZIC, M. FILIPOVIC, C. PASQUIER et J. FELBLINGER : Association of several MR compatible sensors for free breathing reconstruction method. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 4609, Montréal, Canada, 2011.

L. ROUSSELET, M. LOHEZIC, C. PASQUIER et J. FELBLINGER : MR compatible sensor for motion artifact corrected reconstruction method. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 5024, Stockholm, Sweden, 2010c.

Y. SAAD et M. H. SCHULTZ : GMRES : A generalized minimal residual algorithm for solving nonsymmetric linear systems. *SIAM Journal on Scientific and Statistical Computing*, 7(3):856–869, 1986.

T. S. SACHS, C. H. MEYER, B. S. HU, J. KOHLI, D. G. NISHIMURA et A. MACOVSKI : Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. *Magnetic Resonance in Medicine*, 32(5):639–645, 1994.

M. SCHAR, S. KOZERKE, S. E. FISCHER et P. BOESIGER : Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51:799–806, 2004.

J. F. SCHENCK, H. R. HART JR. et T. H. FOSTER : Improved MR imaging of the orbit at 1.5 T with surface coils. *American Journal of Neuroradiology*, 6(2):193–196, 1985. URL www.scopus.com. Cited By (since 1996) : 4.

C. L. SCHULTZ, R. J. ALFIDI et A. D. NELSON : The effect of motion on two-dimensional fourier transformation magnetic resonance images. *Radiology*, 152(1):117–121, 1984.

A. D. SCOTT, J. KEEGAN et D. N. FIRMIN : Motion in cardiovascular MR imaging. *Radiology*, 250:331–351, 2009.

W. P. SEGARS et B. M. W. TSUI : Mcat to xcat : The evolution of 4-D computerized phantoms for imaging research. *Proceedings of the IEEE*, 97(12):1954–1968, 2009.

C. E. SHANNON : Communication in the presence of noise. *Proc.IRE*, 37:10–21, 1949.

G. SHECHTER, J. R. RESAR et E. R. MCVEIGH : Rest period duration of the coronary arteries : Implications for magnetic resonance coronary angiography. *Medical physics*, 32(1):255–262, 2005.

F. G. SHELLOCK : *Magnetic Resonance Procedures : Health effects and Safety*. CRC Press, 2001.

F. G. SHELLOCK et J. V. CRUES : MR Procedures : Biologic Effects, Safety, and Patient Care. *Radiology*, 232:635–352, 2004.

R. I. SHRAGER, G. H. WEISS et R. G. S. SPENCER : Optimal time spacings for t2 measurements : Monoexponential and biexponential systems. *NMR in biomedicine*, 11(6):297–305, 1998.

S. SIBERNAGL et A. DESPOPOULOS : *Atlas de poche de physiologie - 3ème édition française*. Flammarion Médecine-Siences, 2004.

O. P. SIMONETTI, J. P. FINN, R. D. WHITE, G. LAUB et D. A. HENRY : "Black blood" T_2-weighted inversion-recovery MR imaging of the heart. *Radiology*, 199(1):49–57, 1996.

O. P. SIMONETTI, R. J. KIM, D. S. FIENO, H. B. HILLENBRAND, E. WU, J. M. BUNDY, J. P. FINN et R. M. JUDD : An improved MR imaging technique for the visualization of myocardial infarction. *Radiology*, 218(1):215–223, 2001.

P. Y. W. SIN, D. C. GALLETLY et Y. C. TZENG : Influence of breathing frequency on the pattern of respiratory sinus arrhythmia and blood pressure : Old questions revisited. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 298(5):H1588–H1599, 2010.

S. SKARE, R. D. NEWBOULD, D. B. CLAYTON et R. BAMMER : Propeller EPI in the other direction. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55(6):1298–1307, 2006.

D. K. SODICKSON : Tailored SMASH image reconstructions for robust in vivo parallel MR imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(2):243–251, 2000.

D. K. SODICKSON et W. J. MANNING : Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH) : Fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38(4):591–603, 1997.

P. SPARROW, A. AMIRABADI, M. S. SUSSMAN, N. PAUL et N. MERCHANT : Quantitative assessment of myocardial t2 relaxation times in cardiac amyloidosis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(5):942–946, 2009.

P. SPINCEMAILLE, T. D. NGUYEN, M. R. PRINCE et Y. WANG : Quantitative study of motion detection performance of center-of-k-space measurements. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 01826, Berlin, Germany, 2007a.

P. SPINCEMAILLE, T. D. NGUYEN, J. WEINSAFT, M. R. PRINCE et Y. WANG : Efficient simultaneous multiple volume free breathing black blood cardiac MRI. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 02516, Berlin, Germany, 2007b.

P. SPINCEMAILLE, T. D. NGUYEN, M. R. PRINCE et Y. WANG : Kalman filtering for real-time navigator processing. *Magn Reson Med*, 60:158–168, 2008.

T. A. SPRAGGINS : Wireless retrospective gating : Application to cine cardiac imaging. *Magnetic resonance imaging*, 8(6):675–681, 1990.

G. J. STANISZ, E. E. ODROBINA, J. PUN, M. ESCARAVAGE, S. J. GRAHAM, M. J. BRONSKILL et R. M. HENKELMAN : T_1, T_2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(3):507–512, 2005.

G. STRAUSS-BLASCHE, M. MOSER, M. VOICA, D. R. MCLEOD, N. KLAMMER et W. MARKTL : Relative timing of inspiration and expiration affects respiratory sinus arrhythmia. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 27(8):601–606, 2000.

B. P. SUTTON, D. C. NOLL et J. A. FESSLER : Fast, iterative image reconstruction for MRI in the presence of field inhomogeneities. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(2):178–188, 2003.

B. P. SUTTON, D. C. NOLL et J. A. FESSLER : Dynamic field map estimation using a spiral-in/spiral-out acquisition. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51(6):1194–1204, 2004.

A. A. TAMHANE et K. ARFANAKIS : Motion correction in periodically-rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) and turboprop MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(1), 2009.

T. S. TENFORDE : Interaction mechanisms and biological effects of static magnetic fields. *Automedica*, 14:271–293, 1992.

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*, 44 (3):457–465, 2000.

M. TRÄCHTLER, D. HODGINS, L. KENNEY, M. DIENGER, T. LINK et Y. MANOLI : Multi-axis inertial measurement units measuring human posture and motion. *In* R. MAGJAREVIC, S. LEONHARDT, T. FALCK et P. MÄHÖNEN, éds : *4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN 2007)*, vol. 13 de *IFMBE Proceedings*, p. 184–188. Springer Berlin Heidelberg, 2007.

E. TÖRNQVIST, A. MNSSON, E. . LARSSON et I. HALLSTRÖM : Impact of extended written information on patient anxiety and image motion artifacts during magnetic resonance imaging. *Acta radiologica*, 47(5):474–480, 2006.

J. TSAO, P. BOESIGER et K. P. PRUESSMANN : k-t BLAST and k-t SENSE : Dynamic MRI with high frame rate exploiting spatiotemporal correlations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50 (5):1031–1042, 2003.

J. TSAO, S. KOZERKE, P. BOESIGER et K. P. PRUESSMANN : Optimizing spatiotemporal sampling for k-t BLAST and k-t SENSE : Application to high-resolution real-time cardiac steady-state free precession. *Magnetic Resonance in Medicine*, 53(6):1372–1382, 2005.

D. B. TWIEG : Parsing local signal evolution directly from a single-shot MRI signal : A new approach for fMRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50(5):1043–1052, 2003.

Y. C. TZENG, P. Y. W. SIN et D. C. GALLETLY : Human sinus arrhythmia : Inconsistencies of a teleological hypothesis. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 296 (1):H65–H70, 2009.

S. URIBE, V. MUTHURANGU, R. BOUBERTAKH, T. SCHAEFFTER, R. RAZAVI, D. L. G. HILL et M. S. HANSEN : Whole-heart cine MRI using real-time respiratory self-gating. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(3):606–613, 2007.

A. A. USMAN, K. TAIMEN, M. WASIELEWSKI, S. SHAH, J. D. COLLINS, J. M. MCDONALD et J. C. CARR : Cardiac magnetic resonance quantitative t_2 mapping for monitoring of acute cardiac transplant rejection. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 611, Montréal, Canada, 2011.

P. P. VAIDYANATHAN et V. C. LIU : Classical sampling theorems in the context of multirate and polyphase digital filter bank structures. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 36(9):1480–1495, 1988.

A. J. W. VAN DER KOUWE, T. BENNER et A. M. DALE : Real-time rigid body motion correction and shimming using cloverleaf navigators. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56(5):1019–1032, 2006.

S. A. VANDERBY, P. S. BABYN, M. W. CARTER, S. M. JEWELL et P. D. MCKEEVER : Effect of anesthesia and sedation on pediatric mr imaging patient flow. *Radiology*, 256(1):229–237, 2010.

D. VERHAERT, P. THAVENDIRANATHAN, S. GIRI, G. MIHAI, S. RAJAGOPALAN, O. P. SIMONETTI et S. V. RAMAN : Direct t2 quantification of myocardial edema in acute ischemic injury. *JACC : Cardiovascular Imaging*, 4(3):269–278, 2011.

P.-A. VUISSOZ, F. ODILLE, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, A. BENHADID, D. MANDRY et J. FELBLINGER : High frame rate cardio-respiratory imaging using model-based reconstruction. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 4612, Honolulu, Hawaii, USA, 2009.

P.-A. VUISSOZ, F. ODILLE, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, A. BENHADID, D. MANDRY et J. FELBLINGER : High spatial and temporal resolution free breathing cardiac CINE-GRICS : 512x512 vs 128x128 matrix. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 5016, Stockholm, Sweden, 2010.

Y. WANG, R. C. GRIMM, J. P. FELMLEE, S. J. RIEDERER et R. L. EHMAN : Algorithms for extracting motion information from navigator echoes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 36(1):117–123, 1996.

Y. WANG, S. J. RIEDERER et R. L. EHMAN : Respiratory motion of the heart : Kinematics and the implications for the spatial resolution in coronary imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 33(5):713–719, 1995.

J. P. WANSAPURA, K. N. HOR, W. MAZUR, R. FLECK, S. HAGENBUCH, D. W. BENSON et W. M. GOTTLIEBSON : Left ventricular t2 distribution in duchenne muscular dystrophy. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, 12(1), 2010.

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*, 43(3):459–469, 2000.

M. WEIGEL et J. HENNIG : Constrast behavior and relaxation effects of conventional and hyperecho turbo spin echo sequences at 1.5 and 3T. *Magn Reson Med*, 55:826–835, 2006.

A. M. WEISSLER, W. S. HARRIS et C. D. SCHOENFELD : Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation*, 37(2):149–159, 1968.

E. B. WELCH, A. MANDUCA, R. C. GRIMM, H. A. WARD et C. R. JACK JR. : Spherical navigator echoes for full 3D rigid body motion measurement in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(1):32–41, 2002.

M. J. WHITE, D. J. HAWKES, A. MELBOURNE, D. J. COLLINS, C. COOLENS, M. HAWKINS, M. O. LEACH et D. ATKINSON : Motion artifact correction in free-breathing abdominal mri using overlapping partial samples to recover image deformations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(2):440–449, 2009.

N. WHITE, C. RODDEY, A. SHANKARANARAYANAN, E. HAN, D. RETTMANN, J. SANTOS, J. KUPERMAN et A. DALE : PROMO : Real-time prospective motion correction in MRI using image-based tracking. *Magn Reson Med*, 63:91–105, 2010.

R. WINKELMANN, P. BÖRNERT et O. DÖSSEL : Ghost artifact removal using a parallel imaging approach. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(4):1002–1009, 2005.

M. L. WOOD et R. M. HENKELMAN : MR image artifacts from periodic motion. *Medical physics*, 12(2):143–151, 1985.

H. XUE, J. GUEHRING, L. SRINIVASAN, S. ZUEHLSDORFF, K. SADDI, C. CHEFDHOTEL, J. V. HAJNAL et D. RUECKERT : *Evaluation of rigid and non-rigid motion compensation of cardiac perfusion MRI*. Num. PART 2 5242 LNCS de Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics). D. Metaxas et al., 2008.

L. YING et Z. . LIANG : Parallel MRI using phased array coils. *IEEE Signal Processing Magazine*, 27(4):90–98, 2010.

L. YING et J. SHENG : Joint image reconstruction and sensitivity estimation in SENSE (JSENSE). *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(6):1196–1202, 2007.

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*, 31(3):1038–1050, 2006.

M. ZAITSEV, O. SPECK, J. HENNIG et M. BÜCHERT : Single-voxel MRS with prospective motion correction and retrospective frequency correction. *NMR in biomedicine*, 23(3):325–332, 2010.

M. ZAITSEV : Real time prospective motion-correction I - experimental setup. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010.

Titre : *Reconstructions Adaptatives pour l'Imagerie par Résonance Magnétique des Organes en Mouvement*

Résumé : L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un outil remarquable pour le diagnostic clinique, aussi bien pour l'imagerie cérébrale que pour l'imagerie cardiaque et abdominale. C'est notamment la seule modalité d'imagerie qui permet de visualiser et de caractériser l'œdème myocardique. Cependant, la gestion du mouvement reste un problème récurrent en IRM cardiaque. Tant le battement cardiaque que la respiration nécessitent une prise en compte attentive lors de l'acquisition des images et limitent la résolution temporelle et spatiale accessible en pratique clinique courante. L'approche adoptée dans ce travail propose d'intégrer ces mouvements physiologiques dans le processus de reconstruction des images et permet ainsi de réaliser des explorations cardiaques en respiration libre. Un algorithme de reconstruction itératif, corrigeant les mouvements estimés par un modèle contraint par les signaux physiologiques, est dans un premier temps appliqué à l'imagerie cardiaque morphologique. Ses performances vis-à-vis d'une méthode semi-automatique de détection de l'œdème sont évaluées. Il a également été utilisé en association avec une méthode d'acquisition adaptative, afin de permettre l'acquisition d'images en télésystole et en respiration libre. Dans un deuxième temps, cette méthode a été étendue à la quantification du temps de relaxation transversale T_2. La cartographie T_2 du cœur fournit en effet une caractérisation de l'œdème myocardique. La méthode de reconstruction présentée, ARTEMIS, permet de réaliser cette cartographie en respiration libre et sans allongement du temps d'examen. Ces méthodes exploitent des signaux physiologiques afin d'estimer le mouvement ayant eu lieu pendant l'acquisition. Différentes solutions pour obtenir ces informations physiologiques ont donc également été explorées. Parmi elles, les capteurs à base d'accéléromètres permettent de multiplier les points de mesure alors que les informations "embarquées" dans la séquence d'acquisition IRM ("navigateur") facilitent le déploiement de ces techniques puisqu'elles évitent de recourir à des équipements supplémentaires. Ainsi pendant ces travaux, des méthodes de reconstruction adaptatives ont été développées afin de corriger le mouvement et de prendre en compte les spécificités de chaque patient. Ces travaux ouvrent la voie de l'IRM cardiaque en respiration libre dans un contexte clinique.

Mots clés : Imagerie par Résonance Magnétique, Reconstruction d'images, Relaxométrie, Mouvement, Cœur

---

Title : *Adaptive Reconstructions for Magnetic Resonance Imaging of Moving Organs*

Abstract : Magnetic resonance imaging (MRI) is a valuable tool for the clinical diagnosis for brain imaging as well as cardiac and abdominal imaging. For instance, MRI is the only modality that enables the visualization and characterization myocardial edema. However, motion remains a challenging problem for cardiac MRI. Breathing as well as cardiac beating have to be carefully handled during patient examination. Moreover they limit the achievable temporal and spatial resolution of the images. In this work an approach that takes these physiological motions into account during image reconstruction process has been proposed. It allows performing cardiac examination while breathing freely. First, an iterative reconstruction algorithm, that compensates motion estimated from a motion model constrained by physiological signals, is applied to morphological cardiac imaging. A semi-automatic method for edema detection has been tested on reconstructed images. It has also been associated with an adaptive acquisition strategy which enables free-breathing end-systolic imaging. This reconstruction has then been extended to the assessment of transverse relaxation times (T_2), which is used for myocardial edema characterization. The proposed method, ARTEMIS, enables free-breathing T_2 mapping without additional acquisition time. The proposed free breathing approaches take advantage of physiological signals to estimate the motion that occurs during MR acquisitions. Several solutions have been tested to measure this information. Among them, accelerometer-based external sensors allow local measurements at several locations. Another approach consists in the use of k-space based measurements, which are "embedded" inside the MRI pulse sequence (navigator) and prevent from the requirement of additional recording hardware. Hence, several adaptive reconstruction algorithms were developed to obtain diagnostic information from free breathing acquisitions. These works allow performing efficient and accurate free breathing cardiac MRI.

Keywords : Magnetic Resonance Imaging, Image reconstruction, Relaxometry, Motion, Heart