



**HAL**  
open science

# Techniques adaptatives pour l'imagerie par résonance magnétique des organes en mouvement

Brice Fernandez

► **To cite this version:**

Brice Fernandez. Techniques adaptatives pour l'imagerie par résonance magnétique des organes en mouvement. Médecine humaine et pathologie. Université Henri Poincaré - Nancy 1, 2010. Français. NNT : 2010NAN10100 . tel-01746363

**HAL Id: tel-01746363**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01746363v1>**

Submitted on 29 Mar 2018

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



## AVERTISSEMENT

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

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

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

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.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

Département : 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 **Brice FERNANDEZ**

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

Soutenue le 12 Novembre 2010

## Membres du jury :

### **Rapporteurs :**

Frédérique Frouin  
Sebastian Kozerke

Chargée de Recherche, INSERM U678, Paris  
Professeur, Université et ETH de Zurich

### **Examineurs :**

Jean-Nicolas Dacher  
Jacques Felblinger  
Pierre-Yves Marie  
Timo Schirmer  
Pierre-André Vuissoz

PU/PH, Université de Rouen, LITIS EA 4108, Président du Jury  
Professeur, UHP Nancy, Directeur de Thèse  
PU/PH, UHP Nancy  
Directeur Scientifique - Manager, GE Healthcare, Munich  
Ingénieur de Recherche, UHP Nancy, Co-directeur de Thèse







FACULTE DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES

Ecole Doctorale : IAEM Lorraine

Département : 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 **Brice FERNANDEZ**

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

Soutenue le 12 Novembre 2010

## Membres du jury :

### **Rapporteurs :**

Frédérique Frouin  
Sebastian Kozerke

Chargée de Recherche, INSERM U678, Paris  
Professeur, Université et ETH de Zurich

### **Examineurs :**

Jean-Nicolas Dacher  
Jacques Felblinger  
Pierre-Yves Marie  
Timo Schirmer  
Pierre-André Vuissoz

PU/PH, Université de Rouen, LITIS EA 4108, Président du Jury  
Professeur, UHP Nancy, Directeur de Thèse  
PU/PH, UHP Nancy  
Directeur Scientifique - Manager, GE Healthcare, Munich  
Ingénieur de Recherche, UHP Nancy, Co-directeur de Thèse





*À mes parents...*



*But that's what the best inventions are. After you see them, they are obvious.*

Robert G. Gallager  
Professeur Émérite du MIT  
IEEE Spectrum, May 2010.



# Remerciements

Ces travaux de recherche n'auraient pu être menés à bien sans un environnement propice. N'oublions pas que la recherche est un travail d'équipe. Je tiens donc à remercier tous ceux qui ont participé de près ou de loin à rendre ces travaux possibles aux niveaux scientifique, humain, matériel et financier. Je m'efforcerai de n'oublier personne.

Mes premiers remerciements iront à mon directeur de thèse, le Professeur Jacques Felblinger, et à mon codirecteur de thèse, Pierre-André Vuissoz. Merci à Jacques Felblinger de m'avoir proposé ce sujet de thèse qui a d'ores et déjà changé ma vie et d'avoir mis en place et dirigé une structure avec un excellent environnement de travail que nous appelons communément le laboratoire IADI. Ceci est valable au niveau scientifique, matériel et humain. Je remercie vivement Pierre-André Vuissoz, avec qui j'ai travaillé en étroite collaboration, pour ses remarques pertinentes, aussi bien lors de discussions scientifiques que lors de discussions d'ordre générale autour d'un café, pour l'étendue de son savoir en IRM et pour le temps précieux qu'il m'a accordé tout au long de cette thèse. Pierre-André, je n'oublierai jamais ce cours de RMN improvisé entre deux cafés dans les trois minutes qui ont suivi mon arrivée lors de mon premier jour au laboratoire. Je n'oublierai pas non plus cette explosion de crème dessert à la cantine durant mon deuxième ou troisième jour au laboratoire. Un grand merci à vous deux.

Je remercie ensuite les Professeurs Frédérique Frouin et Sebastian Kozerke d'avoir accepté le rôle de rapporteur, de l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux et de tout le travail supplémentaire qu'ils ont accompli pour l'évaluation de ces travaux. Je tiens ensuite à remercier le Professeur Jean-Nicolas Dacher pour avoir accepté le rôle de président du jury et pour les éclaircissements sur le fonctionnement du cœur humain qu'il a apportés lors de la soutenance. Je remercie également les autres examinateurs, le Professeur Pierre-Yves Marie ainsi que Timo Schirmer, d'avoir pris part au jury et de toutes les choses que j'ai pu apprendre à leurs côtés. Un grand merci à vous tous.

L'aspect financier est un aspect important pour pouvoir réaliser des travaux de recherche dans de bonnes conditions. Je tiens donc à remercier General Electric pour avoir financé l'intégralité de mes travaux ainsi que l'ensemble des personnes ayant rendu ce financement possible. Cette thèse a été faite sous convention CIFRE avec la zone France de General Electric (GE Medical Systems SCS) et plus particulièrement le "MR Marketing France". Je remercie vivement Guillaume Calmon d'avoir mis en place la convention CIFRE et Muriel Perrin qui a ensuite assuré la gestion administrative et le suivi scientifique de mes travaux durant toutes ces années. Je remercie également Sébastien Savard et Gilles Aucoin 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. La liste n'est pas exhaustive mais elle serait trop longue à écrire. Je suis sûr que les personnes concernées se reconnaîtront.

Je souhaite aussi remercier l'ensemble de l'équipe ASL Europe (Applied Science Laboratory). En particulier, je remercie chaleureusement Timo Schirmer d'avoir créé le statut de "associate scientist" ce qui m'a permis d'être associé à cette équipe de recherche européenne et de toute l'aide qu'il a pu m'apporter. Je remercie vivement Patrick Le Roux pour toute l'aide et

## Remerciements

tous les éclaircissements qu'il m'a apporté au niveau RNM, "design" de séquence et de RF. J'ai appris une quantité de choses incroyables à ces cotés lors de ses visites à Nancy même si je n'ai pas forcément tout compris. Je tiens également à remercier Derek Shaw d'avoir relu et corrigé mon article. Je remercie Race Yeung, Ralph Noeske et Gavin Houston pour leur précieuse aide pour résoudre un certain nombre de problèmes techniques. Je remercie également les autres "associate scientists" à savoir Torben Frund, John Evans et Roberto Garcia.

Coté laboratoire IADI, je commencerai par remercier Julien Oster, Maélène Lohéziec et Damien Mandry avec qui nous avons travaillé en étroite collaboration ce qui a permis à l'article MRM et au chapitre 3 du présent document de voir le jour, chacun ayant sa spécialité. Pour ceux qui l'ignore Julien et Maélène sont des amis de longue date, je n'oublierai pas ces bons repas (Maélène bien sûr), ces voyages aux quatre coins du monde (Nice, Berlin, Toronto, Montréal, Honolulu, San Fransico, Stockholm...) et plein d'autres choses que je dois taire ici. Je ne m'inquiète pas je sais déjà que l'on se reverra régulièrement.

Je remercie également Olivier Pietquin qui a joué un rôle majeur dans ma décision de faire une thèse et qui m'a orienté vers le laboratoire IADI. Je ne le remercierai peut-être jamais assez de m'avoir encouragé avant et pendant cette thèse. En revanche, je ne te remercie pas du tout d'avoir fait découvrir Alan Jackson à Julien qui, depuis ce jour, nous casse les oreilles avec. Tu aurais dû lui faire écouter Pink Floyd mais encore eut-il fallu que Julien fût sensible à la bonne musique.

Je remercie aussi, dans le désordre, Damien Husson, Freddy Odille, Cédric Pasquier, Adnane Benhadid, Laure Rousselet autrefois Godignon, Zhor Ramdan-Chérif et Yannick Ponvianne pour, toujours dans le désordre, la mise en place, le développement, la maintenance des constituants et surtout l'administration du SAEC et d'ArchiMed. Je crois que ces différents outils vont me manquer, surtout ArchiMed. Je crois aussi que je ne retrouverai pas d'administrateur système tel que Damien Husson qui gère efficacement absolument tout ce qui touche à l'informatique.

Coté CIC-IT, je tiens à remercier Gabriela Hossu et Marine Beaumont pour leur aide, leurs bons conseils dans bien des domaines (statistiques par exemple) et leur bonne humeur au laboratoire comme à l'extérieur. Je remercie 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. Je remercie aussi Emilien Micard pour ces bons conseils en informatique. D'ailleurs Emilien, je ne te ferai pas l'affront de te rappeler cette histoire de filtrage, deux fois dans deux thèses différentes, ça ferait beaucoup.

Je remercie aussi Marina Filipovic, ma collègue de bureau, pour sa bonne humeur, sa joie de vivre quotidienne, pour tous les bruits étranges qu'elle fait et qui nous font bien rire (n'est-ce pas Damien) et surtout de ne plus manger de Kebab dans le bureau.

Je n'oublie pas les autres membres du laboratoire IADI et du CIC-IT avec qui je n'ai que peu travaillé puisqu'ils sont arrivés beaucoup plus récemment ou partis. Je parle bien sûr de, dans l'ordre alphabétique : Anna, Anne, Anou, Céline, Christophe, Hélène, Jérôme, Lucas, Marion, Mélanie, Romain<sup>2</sup>, Slavisa et tous ceux que j'oublie au moment où j'écris ces lignes. Je remercie également Jean-Marie Escanyé avec qui j'ai passé beaucoup de temps à tailler le bout de RMN et à faire des ROI sur des cœurs pas toujours sains.

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 : Isabelle Krebs, Isabelle Billot, Agnès Basile, Charlotte Saive, Valérie Parmentier, Michel Lapp, Marlène Pansiot et celle qui est partie : Christine Kieffer.

Mes derniers remerciements iront à ma famille et à mes amis. Je remercie tout naturellement mes parents, sans qui, je ne serais pas là, pour m'avoir toujours laissé faire ce dont j'avais envie. Je remercie également mes oncles et tantes, ma soeur et le tout reste de la famille.

Pour finir, je tiens à remercier tous mes amis pour leur soutien et tout le reste, je ne ferai pas de liste exhaustive mais vous vous reconnaîtrez dans ce qui suit. Merci à ceux de Nancy qui ont contribué à un certain nombre de mes arrivées un peu tardives au laboratoire, de Luynes, de Tours, de Supélec et surtout du C300, de Poitiers et de Paris. 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. En IRM cardiaque, deux problèmes sont récurrents : la non reproductibilité des cycles cardiaques et le mouvement respiratoire. L'IRM cardiaque morphologique est généralement faite avec une séquence composée d'une préparation longue, visant à annuler le signal du sang pour accentuer le contraste au niveau du myocarde, et de l'acquisition à proprement parler. Ces acquisitions sont généralement faites en mésodiastole (phase de relaxation passive du cœur) ce qui permet de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang et d'éviter les problèmes liés aux non reproductibilités des cycles cardiaques car la mésodiastole est longue. Il est donc difficile de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang pour faire les acquisitions en télésystole (phase où le cœur est contracté) à cause des non reproductibilités cardiaques car la télésystole est courte. Afin de passer outre ces limitations et de pouvoir acquérir ces mêmes images morphologiques en télésystole, nous proposons une nouvelle méthode adaptative qui permet à la fois de placer la fenêtre d'acquisition de manière optimale et de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang. Une application de cette méthode a également été mise en place pour estimer et comparer les temps de relaxation transversale ( $T_2$ ) entre télésystole et mésodiastole. Pour la gestion prospective du mouvement respiratoire, le point crucial est d'estimer les mouvements en temps réel en perturbant au minimum les signaux de résonance magnétique. Pour ce faire nous proposons une méthode basée sur l'estimation paramétrique des mouvements en temps réel à partir des signaux physiologiques disponibles (ceintures respiratoires et ECG). Cette méthode a été testée et les résultats montrent son intérêt et sa fiabilité par rapport aux erreurs faites au niveau du mouvement. Une méthode de reconstruction incluant les mouvements a également été utilisée pendant ces travaux afin de faire de l'imagerie en télésystole en respiration libre et d'utiliser d'autres types de capteurs respiratoires comme certains signaux de résonance magnétique. Ainsi pendant ces travaux, des méthodes adaptatives ont été mises en place afin de mieux gérer le mouvement et de prendre en compte les spécificités de chaque patient. Ces travaux ouvrent la voie de l'imagerie par résonance magnétique adaptative pleinement fonctionnelle dans un contexte clinique.

**Mots clés :** Imagerie par Résonance Magnétique, Mouvement, Cœur, Ventricule Droit, Rythme Cardiaque, Télésystole, Relaxation spin-spin ( $T_2$ ), Filtrage de Kalman.



# Abstract

Magnetic resonance imaging (MRI) is a valuable tool for the clinical diagnosis for brain imaging as well as cardiac and abdominal imaging. In cardiac MRI, there are two challenging issues: the non reproducibility of cardiac cycles and respiratory motion. Morphological cardiac MRI is generally performed with a pulse sequence composed of a long preparation, to cancel the blood signal and thus enhance the contrast of the myocardium, and the acquisition itself. These acquisitions are performed during the mid-diastolic rest (relaxation period of the heart) to satisfy constraints to cancel the blood signal and to avoid problems linked to the cardiac non reproducibility because the mid-diastolic rest is long. Consequently, to acquire images in end-systolic rest (when the heart is fully contracted) while taking into account constraints to cancel the blood signal is not straight forward due to cardiac non reproducibility because the end-systolic rest is short. To overcome these limitations and to acquire images in end-systolic rest, a new adaptive method is introduced that allows to optimally placing acquisition windows while taking constraint for the cancellation of the blood signal into account. This method was applied to measure and compare transverse relaxation time ( $T_2$ ) between end-systolic and mid-diastolic rests. For prospective respiratory motion correction, the crucial point is to estimate motion in real-time without perturbing MR signal used for imaging. In order to solve this issue, a new method is introduced aiming at estimating motion parameters in real-time based on physiological signals such as respiratory bellows and ECG. This method is evaluated and results show its interest and its reliability regarding motion estimation errors. A reconstructions algorithm is also used in order to perform cardiac imaging during the end-systolic rest in free breathing and to use different kind of respiratory motion sensors such as MR signals. Hence, during this research work, several adaptive method were developed to get a better management of motion and to take into account specificity of each patient. These works open the way of fully functional adaptive magnetic resonance imaging in a clinical situation.

**Keywords :** Magnetic Resonance Imaging, Motion, Heart, Right Ventricle, Heart Rate, End-systolic Rest, Spin-spin Relaxation ( $T_2$ ), Kalman Filtering.



# Liste des Abréviations

ACRM	Angiographie des coronaires par résonance magnétique
AP	direction Antéro-postérieure par rapport au patient
$\vec{B}_0$	champ magnétique statique
$\vec{B}_1$	champ magnétique radio-fréquence tournant
DAS	Débit d'absorption spécifique
dB	Décibel
DG	direction Droite-Gauche par rapport au patient
ECG	Électrocardiogramme
FIESTA	"Fast Imaging Employing Steady sTate Acquisition" (séquence)
FSE	"Fast Spin Echo" (séquence)
$G_i$	Gradient de champ magnétique dans la direction $i \in (x, y, z)$
IADI	Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle
ISMRM	"International Society for Magnetic Resonance in Medicine"
Gradient	Gradient de champ magnétique
GRAMM	Groupe de Recherche sur les Applications du Magnetisme en Médecine
IRM	Imagerie par résonance magnétique
MHD	Magnétohydrodynamique
QRS	Complexe caractéristique du signal ECG
R	Onde caractéristique du signal ECG
RF	Radio-Fréquence
RL	direction "Right-Left" par rapport au patient
RMN	Résonance Magnétique Nucléaire
RR	Intervalle entre deux ondes R
S	Onde caractéristique du signal ECG
SAEC	"Signal Analyzer and Event Controller" plateforme d'acquisition et de traitement temps réel des données physiologiques développée par le laboratoire IADI
SAR	"Specific Absorption Rate"
SE	"Spin Echo" (Séquence)
SI	direction Supérieur-Inférieure (Tête-pieds)
T	Tesla
T	Onde caractéristique du signal ECG
$T_1$	Temps de relaxation longitudinale
$T_2$	Temps de relaxation transversale
VCG	Vectocardiogramme



# Table des matières

Remerciements	11
Résumé	15
Abstract	17
Liste des Abréviations	19
Table des matières	21
Table des figures	25
Liste des tableaux	29
Introduction	31
<b>I IRM : Généralités et état de l'art</b>	<b>35</b>
<b>1 Imagerie par résonance magnétique</b>	<b>37</b>
1.1 La résonance magnétique nucléaire . . . . .	37
1.1.1 Bref historique . . . . .	37
1.1.2 Origine du signal de RMN : moments cinétique et magnétique nucléaire .	37
1.1.3 Application d'un champ magnétique statique . . . . .	38
1.1.4 Aimantation résultante . . . . .	39
1.1.5 Onde radio-fréquence . . . . .	40
1.1.6 Équation de Bloch . . . . .	41
1.1.7 Repère tournant . . . . .	41
1.1.8 Excitation . . . . .	43
1.1.9 Relaxation . . . . .	44
1.2 Formation de l'image . . . . .	46
1.2.1 Constitution de la machine . . . . .	46
1.2.2 Sélection de coupe . . . . .	47
1.2.3 Encodages de phase et de fréquence . . . . .	49
1.2.4 Espace $k$ . . . . .	49
1.2.5 Trajectoires dans l'espace $k$ . . . . .	50
1.3 Séquences . . . . .	53
1.3.1 Echos de spin . . . . .	53
1.3.2 Echo de gradient . . . . .	54
1.3.3 Fast Spin Echo . . . . .	57
1.3.4 Balanced Steady State Free Precession . . . . .	60

## TABLE DES MATIÈRES

<b>2</b>	<b>Mouvements et non reproductibilité en IRM</b>	<b>63</b>
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	68
2.1.2.1	Description et organes concernés	68
2.1.2.2	Mesure du mouvement respiratoire	69
2.1.3	Plateforme de traitement des signaux physiologiques	70
2.1.3.1	Intérêt et constitution	70
2.1.3.2	Logiciel et interface	71
2.2	Conséquences sur les images	72
2.2.1	Mouvements inter-acquisitions	73
2.2.1.1	Mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence	73
2.2.1.2	Mouvement sinusoïdal dans la direction de phase	75
2.2.1.3	Exemple sur fantômes	76
2.2.2	Mouvements intra-acquisition	78
2.2.3	Sortie de plan de coupe	79
2.2.4	Conclusion sur les effets du mouvement en IRM	80
2.3	Les solutions en clinique	81
2.3.1	Synchronisation et apnée	81
2.3.1.1	Apnée	81
2.3.1.2	Synchronisation cardiaque	83
2.3.1.3	Synchronisation respiratoire	84
2.3.1.4	Double Synchronisation	85
2.3.2	Limites des hypothèses de reproductibilité	85
2.3.2.1	Reproductibilité cardiaque	85
2.3.2.2	Reproductibilité respiratoire	86
2.4	Les solutions : état de l'art	86
2.4.1	Correction prospective de mouvement	86
2.4.1.1	Estimation de mouvement	86
2.4.1.2	Correction de mouvement	90
2.4.2	Correction de mouvement rétrospective	92
2.4.3	Autres approches	93
2.4.4	Limites de ces méthodes	94
2.5	Conclusion	95
<b>II</b>	<b>L'IRM adaptative</b>	<b>97</b>
<b>3</b>	<b>Adaptations temporelles</b>	<b>99</b>
3.1	Imagerie en sang noir	99
3.1.1	Suppression du signal du sang	99
3.1.2	Utilisation en clinique	101
3.1.3	Limites de cette séquence	101
3.2	Sang noir en télésystole	103
3.2.1	Théorie	104
3.2.1.1	La méthode du délai fixe	104
3.2.1.2	La méthode adaptative	105
3.2.2	Implémentation	108
3.2.3	Résultats préliminaires	109
3.2.4	Matériels et méthodes	111
3.2.4.1	Protocole IRM	111



3.2.4.2	Analyse des données . . . . .	112
3.2.5	Résultats . . . . .	113
3.2.6	Discussion . . . . .	117
3.2.7	Conclusion . . . . .	124
3.3	Applications : mesure du $T_2$ . . . . .	124
3.3.1	Rappels sur la mesure de $T_2$ et interface graphique . . . . .	124
3.3.2	$T_2$ du ventricule gauche en systole et diastole . . . . .	126
3.3.2.1	Matériels et méthodes . . . . .	126
3.3.2.2	Résultats . . . . .	128
3.3.2.3	Discussion . . . . .	129
3.3.3	$T_2$ du ventricule droit . . . . .	134
3.3.3.1	Matériels et méthodes . . . . .	134
3.3.3.2	Résultats . . . . .	134
3.3.3.3	Discussion . . . . .	135
3.3.4	Limites de cette étude . . . . .	136
3.3.5	Conclusion . . . . .	137
3.4	En respiration libre . . . . .	138
3.4.1	Matériels et méthodes . . . . .	138
3.4.1.1	Protocole IRM . . . . .	138
3.4.1.2	Reconstruction . . . . .	139
3.4.1.3	Analyse des données . . . . .	140
3.4.2	Résultats . . . . .	141
3.4.3	Discussion . . . . .	143
3.4.4	Conclusion . . . . .	146
3.5	Conclusion globale . . . . .	146
<b>4</b>	<b>Adaptations spatiales</b> . . . . .	<b>149</b>
4.1	Estimation de mouvement temps réel . . . . .	149
4.1.1	Estimation de mouvement en traitement d'images . . . . .	149
4.1.2	Objectifs . . . . .	151
4.1.3	Matériels et méthodes . . . . .	152
4.1.3.1	Acquisition IRM et signaux physiologiques . . . . .	152
4.1.3.2	Calibration du modèle . . . . .	153
4.1.3.3	Utilisation et validation du modèle . . . . .	155
4.1.4	Résultats . . . . .	157
4.1.5	Discussion . . . . .	159
4.1.6	Conclusion . . . . .	163
4.2	DIR-FSE avec navigateurs embarqués pour GRICS . . . . .	163
4.2.1	Principes et théorie . . . . .	163
4.2.1.1	Séquence DIR-FSE-NAV . . . . .	163
4.2.1.2	Traitement des navigateurs . . . . .	164
4.2.2	Matériels et méthodes . . . . .	166
4.2.3	Résultats . . . . .	167
4.2.4	Discussion . . . . .	167
4.2.5	Conclusion . . . . .	170
	<b>Conclusions et perspectives</b> . . . . .	<b>171</b>
<b>III</b>	<b>Annexes</b> . . . . .	<b>175</b>
<b>A</b>	<b>Filtrage de Kalman</b> . . . . .	<b>177</b>

## TABLE DES MATIÈRES

<b>B</b>	<b>Détails des séquences</b>	<b>179</b>
B.1	fgrext . . . . .	179
B.2	fgrekt . . . . .	180
B.3	fsegrics . . . . .	181
B.4	fsegrav . . . . .	182
B.5	fsekft . . . . .	182
B.6	ssfsekft . . . . .	182
B.7	fgremotion . . . . .	183
<b>C</b>	<b>Contributions et publications</b>	<b>185</b>
C.1	Journaux Internationaux . . . . .	185
C.2	Conférences Internationales . . . . .	185
C.3	Conférences Nationales . . . . .	186
	<b>Bibliographie</b>	<b>189</b>
	<b>Index</b>	<b>205</b>

# Table des figures

1.1	Moments magnétique nucléaire . . . . .	39
1.2	Mouvement de précession d'un spin isolé . . . . .	40
1.3	Représentation simplifiée d'un ensemble de spins et de la magnétisation résultante . . . . .	41
1.4	Deux exemples d'impulsions RF très répandues (rectangle et sinus cardinal) . . . . .	42
1.5	Illustration du phénomène d'excitation pendant l'application d'une impulsion RF. . . . .	44
1.6	Relaxation et précession libre représentait dans les repères fixe et tournant. . . . .	45
1.7	Courbes de relaxation après une impulsion $(\pi/2)_{x'}$ . . . . .	46
1.8	Principe de la démodulation en quadrature et numérisation. . . . .	47
1.9	Représentation d'un gradient linéaire appliqué selon $z$ . . . . .	48
1.10	Sélection de coupe par application d'un gradient de champ magnétique linéaire et d'une impulsion RF. . . . .	48
1.11	Espace image et espace $k$ . . . . .	51
1.12	Différentes trajectoires couramment utilisées en IRM pour couvrir l'espace $k$ . . . . .	52
1.13	Description d'une expérience d'écho de spin. . . . .	53
1.14	Séquence d'imagerie d'écho de spin. . . . .	55
1.15	Exemple d'images faites avec une séquence d'écho de spin sur fantôme. . . . .	56
1.16	Echo de gradient spoilé. . . . .	57
1.17	Description d'une séquence d'écho de spin rapide. . . . .	58
1.18	Exemple d'images acquises avec une séquence Fast Spin Echo. . . . .	59
1.19	Exemples d'images en Single Shot Fast Spin Echo. . . . .	60
1.20	Description d'une séquence de type bSSFP. . . . .	61
1.21	Exemples d'images acquises avec une séquence bSSFP. . . . .	62
2.1	Description des différentes parties du coeur. . . . .	64
2.2	Dépolarisation des cellules cardiaques et création du signal ECG (Netter, 1992). . . . .	65
2.3	La révolution cardiaque et les différentes déflexions de l'ECG (Netter, 1992). . . . .	66
2.4	Influence du champ magnétique statique sur un tracé ECG d'un homme (Chakeres et al., 2003). . . . .	67
2.5	Influence du champ statique (1.5 T) et des gradients sur l'ECG dans l'environnement de l'IRM. . . . .	67
2.6	Mouvement des organes pendant l'inspiration (Segars et Tsui, 2009). . . . .	68
2.7	Influence de la respiration sur un signal ECG acquis en IRM. . . . .	69
2.8	Placement d'échos-navigateurs sur le l'hémidiaphragme droit et sur le coeur. . . . .	70
2.9	Les différents constituants de la partie temps réel du SAEC. . . . .	71
2.10	Interface graphique du SAEC . . . . .	72
2.11	Vue d'ensemble du SAEC. . . . .	72
2.12	Photographie du respirateur et de la plateforme mobile utilisés pour simuler des mouvements périodiques. . . . .	76
2.13	Mouvement périodique réel mesuré par la ceinture respiratoire et sa fréquence fondamentale . . . . .	77
2.14	Application d'un mouvement sinusoïdal dans les direction de fréquence et de phase. . . . .	78

## TABLE DES FIGURES

2.15	Gradient de lecture bipolaire utilisé pour le calcul du déphasage des isochromates lors d'un déplacement linéaire à vitesse constante. . . . .	79
2.16	Expérience sur fantôme d'un mouvement sinusoïdal perpendiculaire au plan de coupe. . . . .	81
2.17	Effet d'un mouvement du champ de vue sur l'image reconstruite lorsque l'objet est statique. . . . .	82
2.18	Histogramme de la durée des apnées sur 141 patients. Extrait de (Jahnke <i>et al.</i> , 2006). . . . .	83
2.19	Principe schématisé de la synchronisation prospective. . . . .	83
2.20	Synchronisation cardiaque rétrospective utilisée pour faire une "ciné" cardiaque. . . . .	84
2.21	Différents types de navigateurs. . . . .	87
2.22	Acquisition de type PROPELLER avec 4 pales chacune représentée en couleur (noir, jaune, rouge et bleu). . . . .	88
2.23	Principe de l'utilisation d'un navigateur en IRM cardiaque. . . . .	89
3.1	Repousse de la magnétisation longitudinale après un inversion ( $180^\circ$ ) en considérant un $T_R$ infini. . . . .	100
3.2	Principe de la DIR-FSE ou Sang Noir utilisée en clinique. . . . .	101
3.3	La séquence DIR-FSE en utilisation normale. . . . .	102
3.4	Exemple d'image en sang noir et en mésodiastole acquise avec une DIR-FSE à 1.5 T. . . . .	103
3.5	Description de la méthode standard pour une DIR-FSE et de la méthode du délai fixe pour des acquisitions en sang noir et en télésystole. . . . .	105
3.6	Les différentes séquences sang noir appliquées de différentes manières en présence de variations d'intervalles RR significatives. . . . .	107
3.7	Représentation graphique de l'erreur faite sur le trigger delay que nous évaluons pour comparer les différentes méthodes. . . . .	110
3.8	Résultats obtenus sur le volontaire 1. . . . .	111
3.9	Résultats obtenus sur le volontaire 4. . . . .	111
3.10	Histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur faite sur le trigger delay par la méthode adaptative et par la méthode du délai fixe. . . . .	114
3.11	Erreur quadratique moyenne faite sur le trigger delay par volontaire pour la méthode adaptative (noir) et le méthode du délai fixe (gris). . . . .	115
3.12	Résultats sur la qualité diagnostique des images acquises avec les trois méthodes. . . . .	116
3.13	Résultats de la comparaison de la qualité image des ventricules droit et gauche . . . . .	116
3.14	Résultats de la comparaison de la qualité image des parois inférieure et libre du ventricule droit. . . . .	117
3.15	Images en télésystole du volontaire 12. . . . .	117
3.16	Images du volontaire 8. . . . .	118
3.17	Images du volontaire 9. . . . .	119
3.18	Images des volontaire 8 et 9 avec des annotations sur l'épaisseur du ventricule droit. . . . .	120
3.19	Différents modèles cardiaques. . . . .	122
3.20	Exemple de mesure de $T_2$ sur des données faites en simulation. . . . .	125
3.21	Interface graphique <i>guiT<sub>2</sub></i> permettant la mesure du $T_2$ . . . . .	126
3.22	Définition standardisée des différents segments du coeur. Extrait de Cerqueira <i>et al.</i> (2002). . . . .	127
3.23	Moyenne et écart-type des mesures de $T_2$ pour chaque segment. . . . .	130
3.24	Moyenne et écart-type des $T_2$ sur les 6 segments pour chaque patient. . . . .	131
3.25	Moyenne et écart-type des coefficients de détermination $R^2$ pour chaque segment du coeur. . . . .	132
3.26	Moyenne et écart-type des coefficients de détermination $R^2$ pour chaque patient. . . . .	132
3.27	Diagramme de Bland et Altman des mesures de $T_2$ faites en télésystole et en mésodiastole. . . . .	133

3.28	Exemples de cartes de $T_2$ ( $ms$ ) et de $R^2$ du volontaire 10 en télésystole et en mésodiastole. . . . .	133
3.29	Exemple de ROI sur la paroi inférieure du ventricule droit du volontaire 8. . . . .	134
3.30	Cartes de $T_2$ ( $ms$ ) et de $R^2$ du volontaire 8. . . . .	135
3.31	Exemple d'ajustement $T_2$ sur le ventricule droit du volontaire 10. . . . .	136
3.32	Exemple d'acquisition faite en télésystole avec la méthode adaptative. . . . .	137
3.33	Illustration du signal composite cardiaque utilisé dans les reconstructions GRICS. . . . .	140
3.34	Histogramme de l'erreur absolue normalisée faite sur le trigger delay en apnée et en respiration libre. . . . .	142
3.35	Erreur quadratique moyenne en en apnée (noir) et en respiration libre (gris) faite sur le trigger delay par patient. . . . .	143
3.36	Exemple d'images avec les différentes méthode d'acquisition et de reconstruction (volontaire 4). . . . .	143
3.37	Exemple d'images avec les différentes méthode d'acquisition et de reconstruction (volontaire 7). . . . .	144
3.38	Exemple d'images avec les différentes méthode d'acquisition et de reconstruction (volontaire 8). . . . .	145
4.1	Transformations spatiales élémentaires formant une transformation affine. . . . .	150
4.2	Schéma de principe de la méthode proposée composée de deux étapes. . . . .	152
4.3	Exemple de signaux acquis avec la séquence de SE-EPI et les différents signaux physiologiques considérés. . . . .	154
4.4	Erreur quadratique moyenne relative sur les paramètres estimés des transformations affines. Cette mesure a été faite sur l'ensemble des séries de test pour le sujet numéro 1. . . . .	158
4.5	Erreur quadratique moyenne relative sur les paramètres estimés des transformations affines. Cette mesure a été faite sur l'ensemble des séries de test pour le sujet numéro 2. . . . .	159
4.6	Information mutuelle normalisée pour les 4 séries de test du volontaire 1. . . . .	160
4.7	Information mutuelle normalisée pour les 9 séries de test du volontaire 2. . . . .	161
4.8	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. . . . .	164
4.9	Séquence d'écho de spin rapide avec navigateur intégré (FSE-NAV) . . . . .	165
4.10	Images reconstruites sur le fantôme mobile. . . . .	168
4.11	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. . . . .	168
4.12	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. . . . .	169
B.1	Influence sur les courbes de débit aortique du système de synchronisation. . . . .	181
B.2	Les deux types d'acquisition possibles avec la séquence fgrekt. . . . .	182



# Liste des tableaux

1.1	Rapport gyromagnétique $\gamma$ pour quelques noyaux souvent considérés. . . . .	38
1.2	Fréquence de Larmor $\omega_0$ pour différentes valeurs de champ magnétique statique $B_0$ pour les noyaux $^1H$ et $^{31}P$ . . . . .	40
1.3	Valeurs de $T_1$ et $T_2$ en $ms$ utiles en imagerie cardiaque. . . . .	46
3.1	Temps d'inversion optimal $T_{I,opt}$ pour annuler le sang à 1.5T. Nous avons considéré que $T_{E,last}$ était négligeable devant $T_R$ . . . . .	104
3.2	Définition des constantes $A$ et $B$ du modèle de cycle cardiaque. . . . .	104
3.3	Paramètres des séquences FIESTA Cine . . . . .	109
3.4	Paramètres des séquences DIR-FSE en télésystole . . . . .	109
3.5	Définition des scores utilisés par le radiologue pour l'évaluation de la qualité-image. . . . .	110
3.6	Résultats obtenus pour les quatre volontaires. . . . .	110
3.7	Paramètres de la séquence DIR-FSE pour la mesure de $T_2$ en télésystole et en mésodiastole. . . . .	127
3.8	Mesures de $T_2$ sur les 13 volontaires en télésystole et en mésodiastole. . . . .	128
3.9	Résultats des tests de Kolmogorov-Smirnov (noté $P$ dans la table) et les mesures de $T_2$ provenant des 6 segments du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole. . . . .	129
3.10	Résultats des tests de Student apparié (noté $P$ dans la table) entre les données des 6 segments du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole. . . . .	129
3.11	Mesures de $T_2$ sur le paroi inférieure du ventricule droit en télésystole. . . . .	135
3.12	Paramètres des séquences FIESTA ciné. . . . .	139
3.13	Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre. . . . .	139
3.14	Mesure "objective" de la qualité des images acquises en respiration libre avec différentes méthodes de reconstruction. . . . .	144
4.1	Paramètres d'acquisition des Spin-Echo-EPI . . . . .	153
4.2	Coefficients de corrélation entre paramètres de mouvement et signaux physiologiques pour le volontaire numéro 1. . . . .	157
4.3	Coefficients de corrélation entre paramètres de mouvement et signaux physiologiques pour le volontaire numéro 2. . . . .	157
4.4	Erreur quadratique moyenne (MSE) en $mm$ faite par la méthode proposée pour le volontaire 1. . . . .	159
4.5	Erreur quadratique moyenne (MSE) en $mm$ faite par la méthode proposée pour le volontaire 2. . . . .	162
4.6	Paramètres de la séquence utilisés pour l'évaluation de la séquence DIR-FSE-NAV.167	167
4.7	Coefficients de corrélation linéaire entre les déplacements extraits des navigateurs pour les différentes acquisitions en respiration libre sur fantôme et sur volontaire. . . . .	167





# Introduction

L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est une modalité d'imagerie radiologique non invasive relativement récente par rapport à beaucoup d'autres modalités utilisées en radiologie. L'IRM est basée sur le phénomène, bien connu des physiciens, de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN). L'acquisition d'images en IRM du corps humain *in vivo* consiste en une succession d'expériences élémentaires de RMN, que l'on peut décomposer en une série d'événements : excitation, encodage spatial, relaxation et acquisition. Ces différentes expériences permettent de recueillir une partie de l'information de l'image encodée, non pas spatialement, mais de manière fréquentielle dans l'espace de Fourier. Par conséquent, ce processus d'acquisition séquentiel est par nature relativement lent.

Dans la pratique clinique, lorsque l'on souhaite établir un protocole d'IRM pour le diagnostic clinique d'une pathologie donnée, le choix des différentes séquences d'acquisition 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 ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_2^*$ ) liés au phénomène de RMN. Ces grandeurs doivent être prises en compte pour le choix de la séquence d'acquisition ainsi que le réglage de ses paramètres. 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. Pour ce faire il faut apporter beaucoup d'énergie et ces variations rapides de champ magnétique engendrent beaucoup d'autres problèmes d'ordre physique et technologique. Lorsque l'on travaille sur l'humain, il y a également des limites physiologiques à ne pas dépasser. Effectivement, ces limites sont liées à l'échauffement des tissus par des impulsions d'ondes radiofréquences (RF) hautement énergiques et aux courants induits dans le corps humain par des variations de champ magnétique qui peuvent engendrer des stimulations des nerfs périphériques. Une règle générale concernant l'IRM qu'il faut garder à l'esprit est que l'on doit toujours faire un compromis entre le temps d'acquisition, la résolution spatiale et la résolution temporelle.

Dans le contexte de l'imagerie *in vivo* du corps humain et, plus particulièrement de l'IRM cardiaque, le facteur temps est souvent le plus limitant et ceci pour plusieurs raisons. Les hypothèses traditionnelles faites en IRM sont que :

- (i) l'objet imagé est parfaitement statique,
- (ii) les propriétés magnétiques de l'objet imagé ne changent pas au cours de l'acquisition,
- (iii) toutes les contraintes temporelles sont parfaitement maîtrisées.

Tout le principe d'encodage des signaux RMN pour en faire des images repose sur ces hypothèses. Dans le cas de l'imagerie cardiaque ces hypothèses sont difficiles à justifier puisque le coeur est animé d'un mouvement qui lui est propre et d'un mouvement d'origine respiratoire. Dans ce contexte, lorsque l'on fait l'imagerie d'un objet en mouvement, on considère généralement deux types de mouvements : ceux dans le plan de coupe et ceux à travers le plan de coupe. Si rien n'est fait pour éviter ces problèmes, la conséquence de ces mouvements est double sur l'image. On a d'un côté des artefacts "fantômes" sous la forme de répétition périodique de l'objet et d'un autre côté un flou comme le serait par analogie la photographie d'un

objet en mouvement. Par conséquent, les artefacts dus aux mouvements peuvent être très éloignés de l'endroit sur l'image où ils sont attendus. Dans la pratique clinique, on utilise toujours la synchronisation cardiaque pour "figer" le mouvement d'origine cardiaque et l'apnée pour éviter le mouvement d'origine respiratoire. On utilise parfois, mais assez rarement en imagerie cardiaque, la synchronisation respiratoire au lieu de l'apnée. L'utilisation d'acquisition en apnée contraint le temps d'acquisition à être suffisamment court pour que le patient puisse tenir l'apnée d'un bout à l'autre de l'acquisition. Par conséquent, ceci limite la résolution spatiale et temporelle que l'on peut atteindre en imagerie cardiaque. Lorsque l'on utilise la synchronisation cardiaque, respiratoire ou l'apnée, on fait généralement l'hypothèse implicite de reproductibilité des cycles cardiaque et respiratoire, mais aussi celle d'une apnée parfaite c'est-à-dire sans aucun mouvement d'origine respiratoire. L'expérience nous a largement prouvé que ceci n'était pas vrai. Il peut donc y avoir des mouvements résiduels. L'autre problème, souvent négligé, est que les contraintes temporelles ne sont plus gérées correctement. On obtient un séquençage temporel de l'acquisition variable ( $T_R$ ) et les acquisitions prennent souvent en compte des positions cardiaques différentes. Il peut même devenir impossible de prendre en compte à la fois les contraintes physiologiques et les contraintes physiques liées à la RMN.

## 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<sup>1</sup>, le principe étant d'adapter l'acquisition et la reconstruction en IRM aux spécificités de chaque patient et non le contraire.

Dans les travaux que nous présentons ici, nous nous attacherons à améliorer l'acquisition ou la gestion de cette dernière de façon adaptative dans le contexte de l'imagerie par résonance magnétique cardiaque. Ces travaux peuvent se décomposer en deux grands axes. Le premier est la gestion temporelle de la séquence d'acquisition en IRM cardiaque dans le but de prendre en compte à la fois les contraintes liées au fonctionnement du cœur et les contraintes liées aux principes physiques utilisés par l'IRM. Le deuxième axe se focalisera plutôt sur l'estimation temps réel des mouvements dans l'idée de les utiliser pour corriger l'acquisition en fonction des variations physiologiques d'un patient donné. Dans les paragraphes qui suivent nous indiquerons l'ordre dans lequel ces travaux de thèse seront présentés.

Le premier chapitre présente les notions élémentaires de RMN ainsi que les différentes étapes d'encodage pour obtenir ce que l'on appelle l'IRM. Ces notions semblent nécessaires à la bonne compréhension de ces travaux de thèse. Plusieurs séquences d'imagerie seront également présentées car elles sont beaucoup utilisées dans la suite de ces travaux.

Le second chapitre présente les quelques notions nécessaires à l'appréhension de l'IRM cardiaque. 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. Ensuite nous présenterons la plateforme de traitement des signaux physiologiques qui a été utilisée tout au long de ces travaux. 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 puis sur l'état de l'art actuel.

Dans le troisième chapitre nous proposons une nouvelle méthode afin de mieux gérer le temps en IRM cardiaque. Cette méthode permet de déterminer de façon optimale le meilleur

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

moment pour préparer et pour acquérir les signaux dans le but de faire de l'imagerie cardiaque morphologique en télésystole. Cette méthode est ensuite appliquée à la mesure du  $T_2$  du myocarde et nous permettra de comparer ce  $T_2$  en télésystole et en mésodiastole. Cette méthode sera ensuite appliquée en respiration libre avec une méthode de reconstruction adaptative.

Finalement, dans le dernier chapitre nous présenterons une nouvelle méthode pour l'estimation paramétrique des mouvements en temps réel. Cette méthode sera ensuite validée. Nous présenterons également une méthode permettant d'extraire des mouvements à partir des signaux issus d'une séquence modifiée. Ces mesures seront utilisées pour reconstruire des images avec un algorithme adaptatif.

## Cadre de la thèse

Cette thèse s'est déroulée dans un contexte international au laboratoire IADI, où nous avons un accès aux IRM cliniques du département de radiologie de Brabois adulte. Nous disposons à l'heure actuelle de deux IRM cliniques (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. 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 de General Electric.

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 C. Dans ce qui suit, nous présenterons les travaux liés à l'adaptation de l'acquisition en IRM cardiaque.



## **Première partie**

# **IRM : Généralités et état de l'art**



# Chapitre 1

## Imagerie par résonance magnétique

Dans ce premier chapitre, nous commencerons par rappeler les notions essentielles nécessaires à la bonne compréhension de ces travaux. Nous rappellerons les notions de résonance magnétique nucléaire (RMN) et de relaxation pour en arriver à la constitution d'un imageur par résonance magnétique puis à la formation d'une image. Nous terminerons en présentant quelques séquences d'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui ont beaucoup été utilisées durant ces travaux. 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 La résonance magnétique nucléaire

#### 1.1.1 Bref historique

On considère généralement que le phénomène de résonance magnétique nucléaire a été mis en évidence par Rabi *et al.* (1938) et ses collègues Millman *et al.* (1938). Les premières expériences de RMN ont été réalisées un peu plus tard et simultanément par Bloch de l'université de Stanford (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 devint rapidement un outil très répandu pour l'analyse chimique des matériaux grâce aux travaux de Proctor et Yu (1950) qui montraient que la fréquence de résonance d'un noyau atomique variait en fonction de son environnement moléculaire.

L'intérêt de l'IRM pour le diagnostic clinique a été démontré un peu plus tard par Damadian (1971). Effectivement, Damadian a clairement mis en évidence les différences de temps de relaxation longitudinale ( $T_1$ ) entre un échantillon de tissu sain et un échantillon tumoral sur des rats. Ce premier résultat laisse entrevoir le potentiel extraordinaire de la RMN en tant qu'outil de diagnostic clinique. 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'humain ont ensuite été faites par Mansfield et Maudsley (1976). Dès le début des années 80, l'IRM est introduit dans le milieu médical comme outil diagnostique sous une forme relativement proche de ce que l'on connaît aujourd'hui.

Dans les sous-sections suivantes, nous commencerons par expliquer l'origine du signal de RMN.

#### 1.1.2 Origine du signal de RMN : moments cinétique et magnétique nucléaire

Pour comprendre le phénomène de RMN, commençons par considérer un échantillon de tissu biologique. Cet échantillon peut être décomposé successivement en ses différents constituants : les molécules, les atomes puis le noyau atomique et ses électrons en orbite. Les noyaux atomiques ont un rayon fini ( $\approx 10^{-14}m$ ), une masse finie ( $\approx 10^{-27}kg$ ) et une charge électrique

## CHAPITRE 1. IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

( $\approx 10^{-19}$  Coulomb). Les noyaux atomiques qui ont un nombre pair de protons et de neutrons n'ont pas de moment magnétique. Les autres noyaux atomiques possèdent un moment angulaire ou cinétique  $\vec{J}$  généralement appelé *spin*. Le moment cinétique  $\vec{J}$  possède un certain nombre de valeurs observables définies par :

$$\vec{J} = m_I \hbar \quad (1.1)$$

où  $\hbar$  est la constante de Planck divisée par  $2\pi$  (i.e.  $\hbar = h/2\pi$ ) et  $m_I$  est appelé nombre quantique magnétique.  $m_I$  peut prendre  $2I + 1$  valeurs parmi :

$$m_I = -I, -I + 1, \dots, I \quad (1.2)$$

où  $I$  est le nombre quantique de spin nucléaire. Il peut être nul, entier ou demi-entier<sup>1</sup>. Dans notre cas, nous nous intéressons au noyau de l'hydrogène  $^1H$  avec  $I = 1/2$  car on le trouve en abondance dans le corps humain (70% de la masse corporelle est composée d'eau). Dans ce cas, on dit que  $^1H$  est un système à spin-1/2. Il faut aussi savoir que les noyaux sont dits actifs d'un point de vue RMN seulement si  $I$  est différent de zéro. Il existe d'autres noyaux à spin non-nul qui peuvent avoir un intérêt pour le diagnostic clinique. On peut citer, par exemple, le phosphore  $^{31}P$ , le carbone  $^{13}C$ , le xenon  $^{129}Xe$ , l'hélium  $^3He$  et le fluor  $^{19}F$ .

Du fait que les noyaux à spin non nul sont des particules chargées animées d'un mouvement de rotation autour de leur propre axe, cela crée un *moment magnétique nucléaire*  $\vec{\mu}$  :

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J} \quad (1.3)$$

où  $\gamma$  est le *rapport gyromagnétique* en  $rad/s/T$ . On utilise également la constante  $\gamma = \gamma/2\pi$  en  $Hz/T$ . Notons que  $\gamma$  dépend du noyau atomique, quelques exemples sont donnés table 1.1.

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

**TAB. 1.1:** Rapport gyromagnétique  $\gamma$  pour quelques noyaux souvent considérés.

En l'absence de champ magnétique extérieur, le spin d'un noyau est orienté dans une direction aléatoire. Ainsi, si l'on considère un ensemble de spins dans ces conditions, l'aimantation résultant de cet ensemble est nulle.

### 1.1.3 Application d'un champ magnétique statique

Lorsque l'on place un spin dans un *champ magnétique statique*  $\vec{B}_0$  intense que l'on considérera orienté selon l'axe  $\vec{z}$ , le moment magnétique nucléaire est soumis à un couple  $\vec{N}$  tel que

$$\vec{N} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0. \quad (1.4)$$

De plus, d'après les lois fondamentales de la dynamique, nous savons que

$$\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{N}. \quad (1.5)$$

<sup>1</sup>Ce nombre quantique de spin nucléaire dépend du nombre de protons ( $p$ ) et de neutrons ( $n$ ) du noyau considéré. Si on note le nombre de masse  $a = p + n$  et le numéro atomique  $z = p$  alors  $I$  sera nul, entier (noté  $k$ ) ou

demi-entier (noté  $k/2$ ) comme indiqué dans ce tableau

	$a$ pair	$a$ impair
$z$ pair	0	$k/2$
$z$ impair	$k$	$k/2$

, voir [Liang et Lauterbur \(2000\)](#) pour plus de détails.



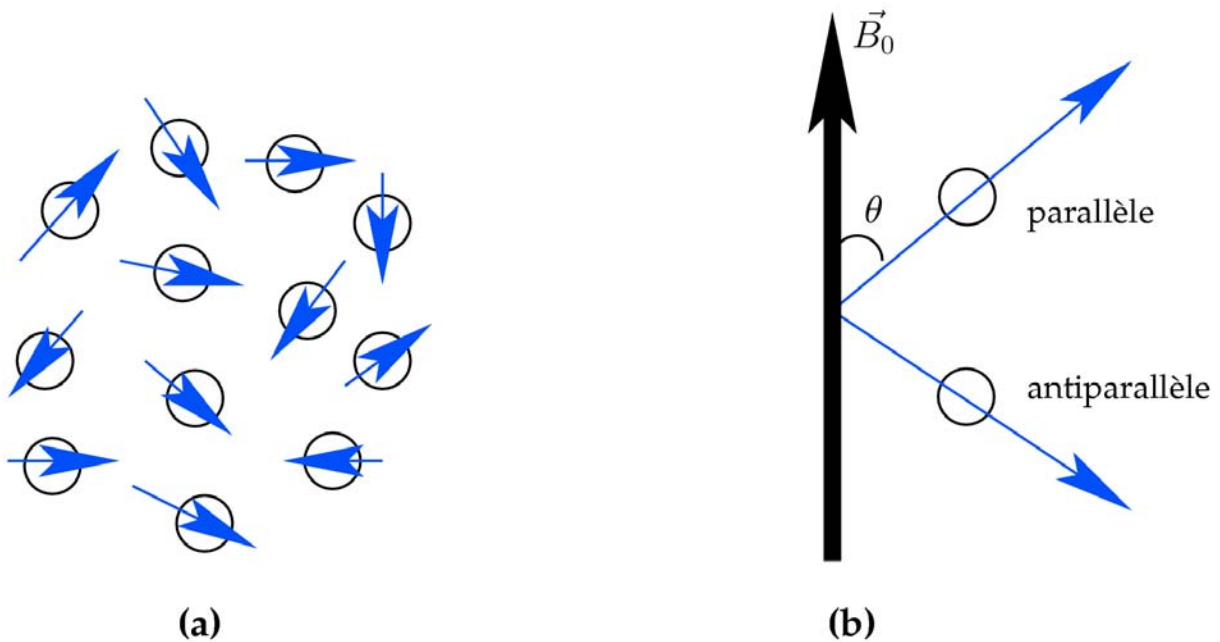
Ainsi, en utilisant les relations (1.3), (1.4) et (1.5) on peut donner l'équation de mouvement de  $\vec{\mu}$  (équation de Bloch pour un spin isolé) :

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma \vec{\mu} \times \vec{B}_0. \quad (1.6)$$

La solution de cette équation est un mouvement de *précession* du moment magnétique  $\vec{\mu}$  autour de la direction de  $\vec{B}_0$ . De plus, le spin nucléaire et  $\vec{B}_0$  forme un angle  $\theta$  appelé angle de précession. On a donc

$$\begin{cases} \mu_{xy}(t) = \mu_{xy}(0) \exp\{-j\gamma B_0 t\} \\ \mu_z(t) = \mu_z(0) \end{cases} \quad (1.7)$$

avec  $\mu_{xy}(t) = \mu_x(t) + j\mu_y(t)$ ,  $\mu_{xy}(0)$  et  $\mu_z(0)$  les conditions initiales. Plus précisément, la précession du spin peut se faire de façon parallèle ou antiparallèle à  $\vec{B}_0$  (voir figure 1.1). On peut



**FIG. 1.1:** Moments magnétiques nucléaires (a) pointant dans une direction aléatoire (b) dans la direction du champ magnétique statique.

montrer que les spins pointant dans la direction parallèle sont plus nombreux que ceux dans la direction antiparallèle (Haacke *et al.*, 1999). Cette dernière équation (1.7) fait ressortir la fréquence de précession du spin nucléaire :

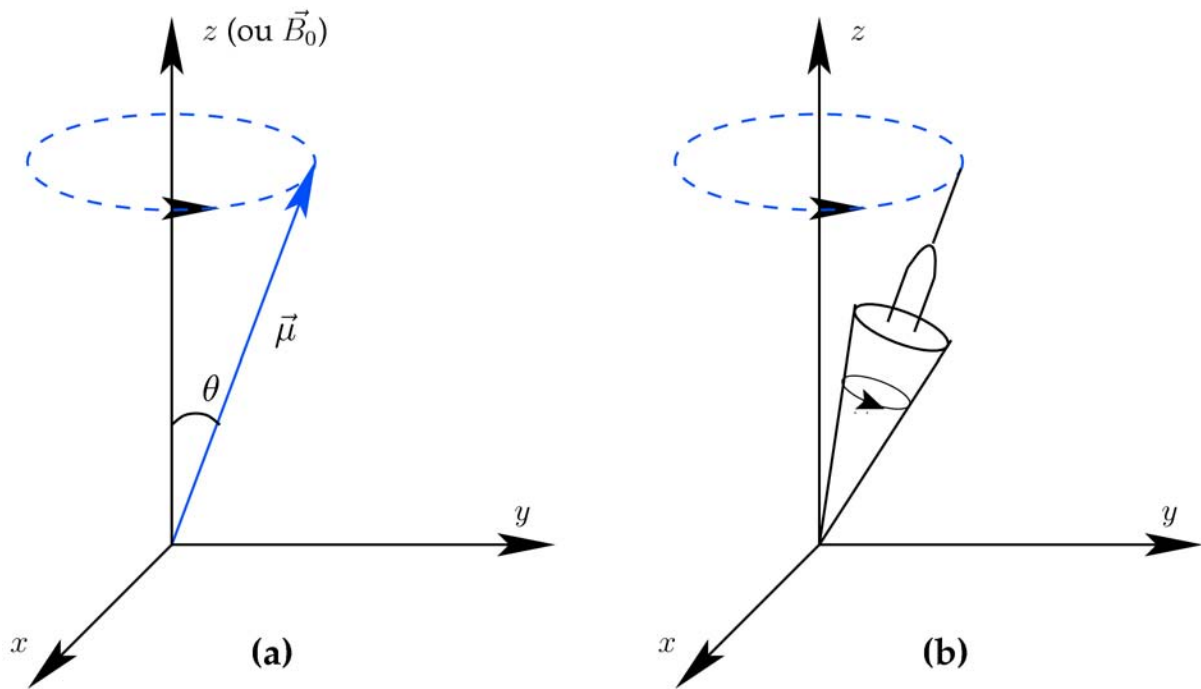
$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \gamma B_0. \quad (1.8)$$

On appelle cette équation *équation de Larmor* et  $f_0$  la *fréquence de Larmor*. La figure 1.2-a représente un spin isolé soumis à un champ magnétique  $\vec{B}_0$ . La figure 1.2-b représente une analogie généralement faite avec la toupie. Dans la pratique 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.

#### 1.1.4 Aimantation résultante

Lors d'une expérience de RMN ou d'IRM, ce n'est pas un seul spin qui est considéré mais l'ensemble des spins d'un volume. Ainsi, l'aimantation résultante  $\vec{M}$  est la somme de l'aimantation des  $N_s$  spins dans le volume considéré :

$$\vec{M} = \sum_{n=0}^{N_s-1} \vec{\mu}_n. \quad (1.9)$$



**FIG. 1.2:** Le mouvement de précession d'un spin isolé  $\mu$  autour d'un champ magnétique externe  $\vec{B}_0$  (a) est similaire au mouvement de précession d'une toupie soumis à la gravité (b).

$B_0$ (T)	$\omega_0$ $^1H$ (MHz)	$\omega_0$ $^{31}P$ (MHz)
1.5	63.87	16.89
3	127.74	33.78
7	298.06	78.82

**TAB. 1.2:** Fréquence de Larmor  $\omega_0$  pour différentes valeurs de champ magnétique statique  $B_0$  pour les noyaux  $^1H$  et  $^{31}P$ .

La figure 1.3 représente un ensemble de spins et la magnétisation qui en résulte.

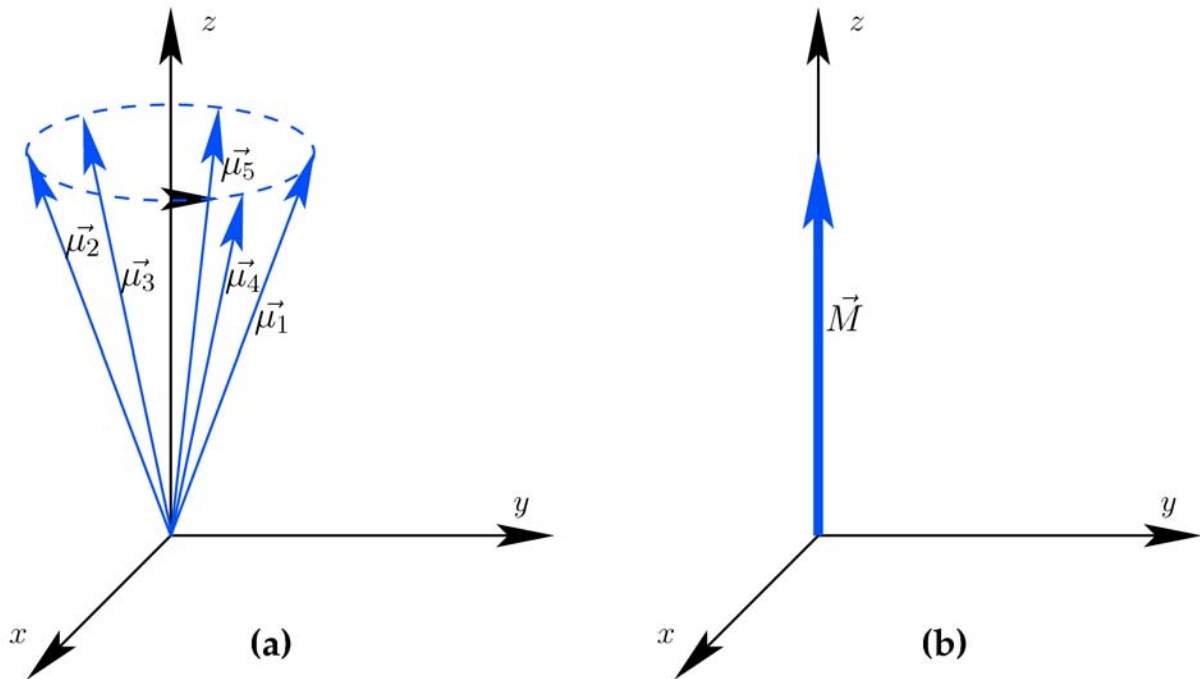
Lorsque l'échantillon est placé dans le champ statique  $\vec{B}_0$ , l'aimantation est dite à l'état d'équilibre thermique. Il est possible de calculer cette magnétisation initiale (Liang et Lauterbur, 2000) :

$$M_0 = |\vec{M}_0| = \frac{\gamma^2 \hbar^2 B_0 N_s I(I+1)}{3K_B T_s}, \quad (1.10)$$

avec  $K_B$  la constante de Boltzmann. Cette magnétisation résultante à l'état d'équilibre a une composante unique selon l'axe  $z$ , on notera  $\vec{M}_0 = (0, 0, M_0)$ . Ce comportement est représenté sur la figure 1.3-b.

### 1.1.5 Onde radio-fréquence

Il nous manque encore un élément pour parler du phénomène de résonance magnétique nucléaire. Effectivement, quand les spins de nos échantillons sont à l'équilibre, la magnétisation résultante  $\vec{M}$  est parallèle au champ statique  $\vec{B}_0$  et ce champ statique étant très élevé (1.5 ou 3 T) par rapport à la magnétisation  $\vec{M}$ , il est donc impossible de mesurer une image de  $\vec{M}$  dans ces conditions. La solution est de perturber la magnétisation grâce à un champ magnétique radio-fréquence (RF)  $B_1(t)$  tournant à une fréquence  $\omega_{rf}$ . Le champ  $B_1(t)$  est appliqué perpendiculairement à  $\vec{B}_0$ . Il s'agit d'une onde électromagnétique circulairement polarisée qui oscille selon les axes  $x$  ou  $y$ . Elle est générée grâce à une antenne RF dite d'émission ou de transmission. Ce champ peut s'écrire de la façon générique suivante en utilisant les notations



**FIG. 1.3:** Représentation simplifiée d'un ensemble de spins (a) et de la magnétisation résultante (b). Remarquez que les spins pointant dans la direction antiparallèle n'ont pas été représentés en (a). Puisque les spins dans le sens parallèle sont en excès, on retrouve bien une magnétisation résultante comme indiquée en (b).

complexes :

$$B_1(t) = B_1^e(t) \exp(-j\omega_{rf}t + \phi_0). \quad (1.11)$$

Les trois paramètres essentiels d'une impulsion RF sont sa fonction d'enveloppe  $B_1^e(t)$ , la fréquence porteuse d'excitation  $\omega_{rf}$  et la phase  $\phi_0$ . Dans beaucoup de cas,  $\omega_{rf}$  est constant mais peut aussi être une fonction du temps comme dans le cas des pulses adiabatiques (Bernstein et al., 2004). Le coeur d'une impulsion RF est son enveloppe  $B_1^e(t)$ . Les deux fonctions d'enveloppe les plus populaires sont la fonction rectangle et le sinus cardinal (figure 1.4).

### 1.1.6 Équation de Bloch

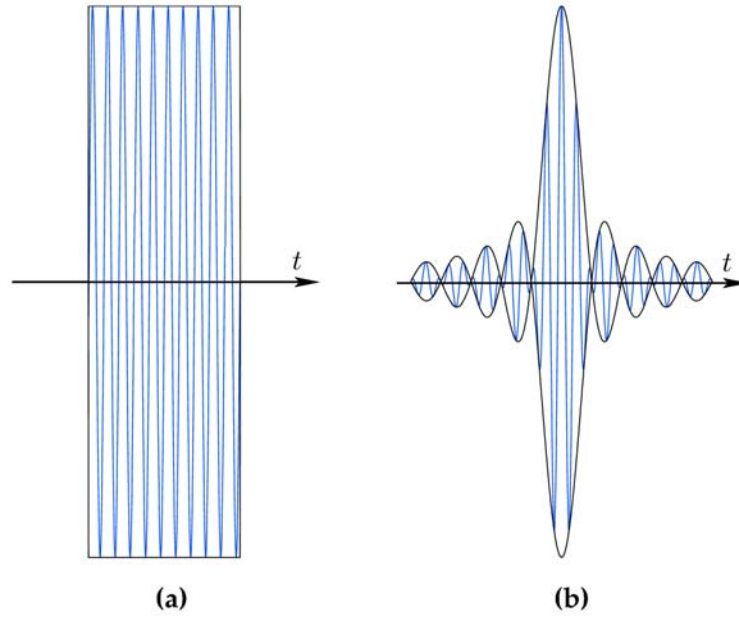
Le comportement de la magnétisation résultante  $\vec{M}$  lorsque l'on applique un champ RF est décrit quantitativement par l'équation de Bloch. Dans le contexte de l'IRM, cette équation peut s'écrire de la manière suivante :

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - \frac{M_x \vec{x} + M_y \vec{y}}{T_2} - \frac{(M_z \vec{z} - M_0)}{T_1}. \quad (1.12)$$

Cette équation fait intervenir les temps de relaxation longitudinale et transversale, respectivement,  $T_1$  et  $T_2$ . Nous discuterons de façon plus détaillée de ces temps de relaxation dans la section suivante.

### 1.1.7 Repère tournant

Dans cette partie, nous allons introduire un outil mathématique très pratique en IRM ou en RMN, il s'agit du repère tournant. Un repère tournant est un système de coordonnées 3D dont le plan transversal tourne dans le sens horaire à une certaine fréquence angulaire  $\omega$ . Pour le distinguer du repère traditionnel statique, nous noterons  $(x', y', z')$  les axes du repère tournant et  $(\vec{x}', \vec{y}', \vec{z}')$  les vecteurs unitaires de direction. Ainsi, pour passer du repère statique au repère



**FIG. 1.4:** Deux exemples d'impulsions RF très répandues : **(a)** avec une enveloppe rectangulaire et **(b)** avec une enveloppe de type sinus cardinal.

tournant, nous utiliserons la transformation suivante :

$$\begin{cases} \vec{x}' = \cos(\omega t)\vec{x} - \sin(\omega t)\vec{y} \\ \vec{y}' = \sin(\omega t)\vec{x} + \cos(\omega t)\vec{y} \\ \vec{z}' = \vec{z} \end{cases} \quad (1.13)$$

Ainsi, on peut très facilement montrer que la magnétisation  $\vec{M}' = (M_{x'}, M_{y'}, M_{z'})^t$  dans le repère tournant peut s'écrire en fonction de  $\vec{M} = (M_x, M_y, M_z)^t$  de la manière suivante :

$$\begin{pmatrix} M_{x'} \\ M_{y'} \\ M_{z'} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\omega t) & -\sin(\omega t) & 0 \\ \sin(\omega t) & \cos(\omega t) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \quad (1.14)$$

On peut aussi l'écrire plus simplement en utilisant les notations complexes :

$$\begin{cases} M_{x'y'} = M_{xy} \exp(j\omega t) \\ M_{z'} = M_z \end{cases}, \quad (1.15)$$

La fréquence angulaire  $\omega$  du repère tournant peut être prise égale à la fréquence de Larmor  $\omega_0$ . Dans le repère tournant, le champ RF peut s'exprimer de la façon suivante :

$$\begin{pmatrix} B_{1,x'} \\ B_{1,y'} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\omega t) & -\sin(\omega t) \\ \sin(\omega t) & \cos(\omega t) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B_{1,x} \\ B_{1,y} \end{pmatrix} \quad (1.16)$$

et en utilisant les notations complexes :

$$B_1'(t) = B_1(t) \exp(j\omega t), \quad (1.17)$$

avec  $\omega$  la fréquence angulaire du repère tournant. Dans beaucoup de cas, nous pourrions considérer  $\omega = \omega_0 = \omega_{rf}$ . Maintenant, il nous reste à exprimer l'équation de Bloch dans ce repère tournant. On obtient :

$$\frac{\partial \vec{M}}{\partial t} = \gamma \vec{M}' \times \vec{B}_{eff} - \frac{M_{x'}\vec{x}' + M_{y'}\vec{y}'}{T_2} - \frac{(M_{z'}\vec{z}' - M_0)}{T_1}, \quad (1.18)$$

avec

$$\vec{B}_{eff} = \vec{B}' + \frac{\vec{\omega}}{\gamma}. \quad (1.19)$$

Le champ  $\vec{B}'$  représente le champ magnétique vu par la magnétisation au moins composé de  $B_0$  et/ou  $B_1$  exprimés dans le repère tournant. Le champ  $\vec{\omega} = -\omega\vec{z}$  est un champ fictif utile pour simplifier le comportement de  $M'$ .

### 1.1.8 Excitation

Dans cette partie, nous nous intéressons à l'effet d'une impulsion RF sur la magnétisation. Comme les impulsions RF sont de courte durée par rapport aux temps de relaxation, l'équation de Bloch peut s'écrire sous une forme simplifiée :

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma\vec{M} \times \vec{B}. \quad (1.20)$$

Pour simplifier, réécrivons cette dernière équation dans le repère tournant :

$$\frac{\partial\vec{M}'}{\partial t} = \gamma\vec{M}' \times \vec{B}_{eff}, \quad (1.21)$$

avec  $B_{eff}$  le champ magnétique effectif. Ensuite, considérons simplement que  $\omega = \omega_0 = \omega_{rf}$  et que nous appliquons une impulsion RF d'une durée  $\tau_p$  selon  $x'$  dans le repère tournant. Ainsi, le champ effectif sera la somme du champ statique et du champ RF. En nous plaçant dans le repère tournant, ceci nous donne :

$$\vec{B}_{eff} = B_0\vec{z}' + B_1^e\vec{x}' + \frac{\omega_{rf}}{\gamma} = B_1^e\vec{x}' \quad (1.22)$$

puisque  $\omega = \omega_0 = \omega_{rf}$ . Si maintenant, nous résolvons l'équation (1.21) en prenant comme état initial l'état d'équilibre thermique  $\vec{M}_0$  :

$$\begin{cases} M_{x'} = 0 \\ M_{y'} = M_0 \sin\left(\int_0^t \gamma B_1^e(u) du\right) \\ M_{z'} = M_0 \cos\left(\int_0^t \gamma B_1^e(u) du\right) \end{cases} \quad 0 \leq t \leq \tau_p \quad (1.23)$$

Ainsi, cette dernière relation fait apparaître clairement que l'application d'une impulsion RF fait tourner la magnétisation autour de  $x'$  dans le repère tournant, soit deux rotations simultanées autour de  $x$  et  $z$  dans le repère fixe. De plus si nous considérons une impulsion RF de type rectangle toujours d'une durée  $\tau_p$  et d'amplitude  $B_1$ , on obtient :

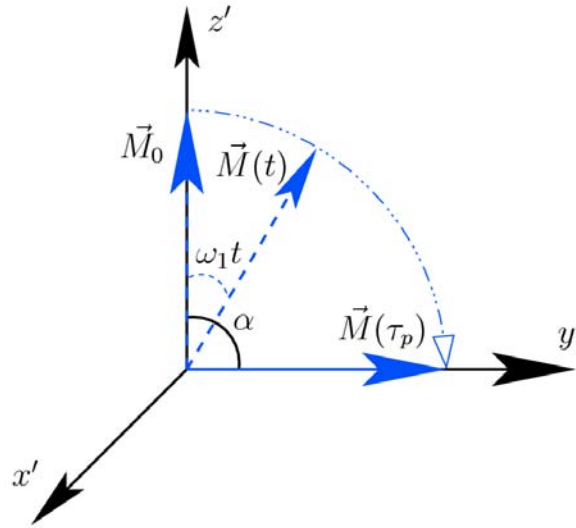
$$\begin{cases} M_{x'} = 0 \\ M_{y'} = M_0 \sin(\omega_1 t) \\ M_{z'} = M_0 \cos(\omega_1 t) \end{cases} \quad 0 \leq t \leq \tau_p \quad (1.24)$$

avec  $\omega_1 = \gamma B_1$ . Ainsi, à la fin de l'impulsion RF en  $t = \tau_p$ , on montre que la magnétisation à fait une rotation d'angle  $\alpha$  autour de  $x'$  avec

$$\alpha = \gamma B_1 \tau_p = \omega_1 \tau_p. \quad (1.25)$$

L'angle  $\alpha$  est appelé *angle de bascule*. Par exemple, pour obtenir un angle de bascule de  $\pi/2$  de la cas du  $^1H$ , il suffit de choisir  $B_1 = 0.1G$  et on obtient la durée de l'impulsion RF  $\tau_p = 0.589ms$ . La figure 1.5 représente le phénomène d'excitation dans le repère tournant. Ce phénomène de précession autour du champ  $B_1$  est souvent appelé *précession forcée*.

Dans la section suivante, nous allons détailler le comportement de la magnétisation après l'application d'une impulsion RF.



**FIG. 1.5:** Illustration du phénomène d'excitation dans le repère tournant pendant l'application d'une impulsion RF selon l'axe  $x'$ . Avant l'impulsion RF la magnétisation est en  $\vec{M}_0$ , l'impulsion se trouve ensuite en  $\vec{M}(t)$  jusqu'à être dans la position souhaitée  $\vec{M}(\tau_p)$  correspondant à l'angle de bascule  $\alpha$  désiré.

### 1.1.9 Relaxation

Une fois que notre magnétisation a été perturbée de son état d'équilibre thermique par une impulsion RF, la magnétisation va naturellement retourner vers cet état s'il n'y pas d'autre impulsion RF et que l'on laisse suffisamment de temps à la magnétisation. Ce processus de retour à l'équilibre est caractérisé par une précession de  $\vec{M}$  autour du champ  $B_0$  appelée *précession libre*, une repousse de la magnétisation longitudinale  $M_z$  vers l'état d'équilibre appelée *relaxation longitudinale* et la disparition de la magnétisation transversale  $M_{xy}$  appelée *relaxation transversale*.

Ces phénomènes de relaxation traduisent les interactions des spins avec leurs environnement et les autres spins. Ils sont caractérisés par les temps de relaxation longitudinale  $T_1$  et de relaxation transversale  $T_2$ . La constante de temps  $T_1$  caractérise les interactions des spins nucléaires avec leur environnement, on l'appelle souvent temps de relaxation *spin-réseau*. La constante  $T_2$  caractérise plutôt les déphasages locaux entre les différents isochromates après la perturbation, on l'appelle souvent temps de relaxation *spin-spin*. Dans la suite, nous considérerons le cas où une impulsion RF de  $\pi/2$  dans la direction  $x'$ , noté  $(\pi/2)_{x'}$ , a été appliquée et nous allons décrire le retour à l'équilibre. Pour commencer réécrivons les équations de Bloch (1.18) dans le repère tournant :

$$\frac{\partial \vec{M}'}{\partial t} = \gamma \vec{M}' \times \vec{B}_{eff} - \frac{M_{x'} \vec{x}' + M_{y'} \vec{y}'}{T_2} - \frac{(M_{z'} \vec{z}' - M_0)}{T_1}, \quad (1.26)$$

comme nous nous plaçons toujours dans le cas  $\omega = \omega_0$  pour le repère tournant et qu'il n'y a plus de RF, on a  $\vec{B}_{eff} = 0$ . Par conséquent, on peut réécrire l'équation de Bloch sous la forme suivante :

$$\begin{cases} \frac{dM_{z'}}{dt} = -\frac{M_{z'} - M_0}{T_1} \\ \frac{dM_{x'y'}}{dt} = -\frac{M_{x'y'}}{T_2} \end{cases} \quad (1.27)$$

La résolution de ces équations nous donne :

$$\begin{cases} M_{z'}(t) = M_0 \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right)\right) + M_{z'}(0_+) \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \\ M_{x'y'}(t) = M_{x'y'}(0_+) \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) \end{cases} \quad (1.28)$$

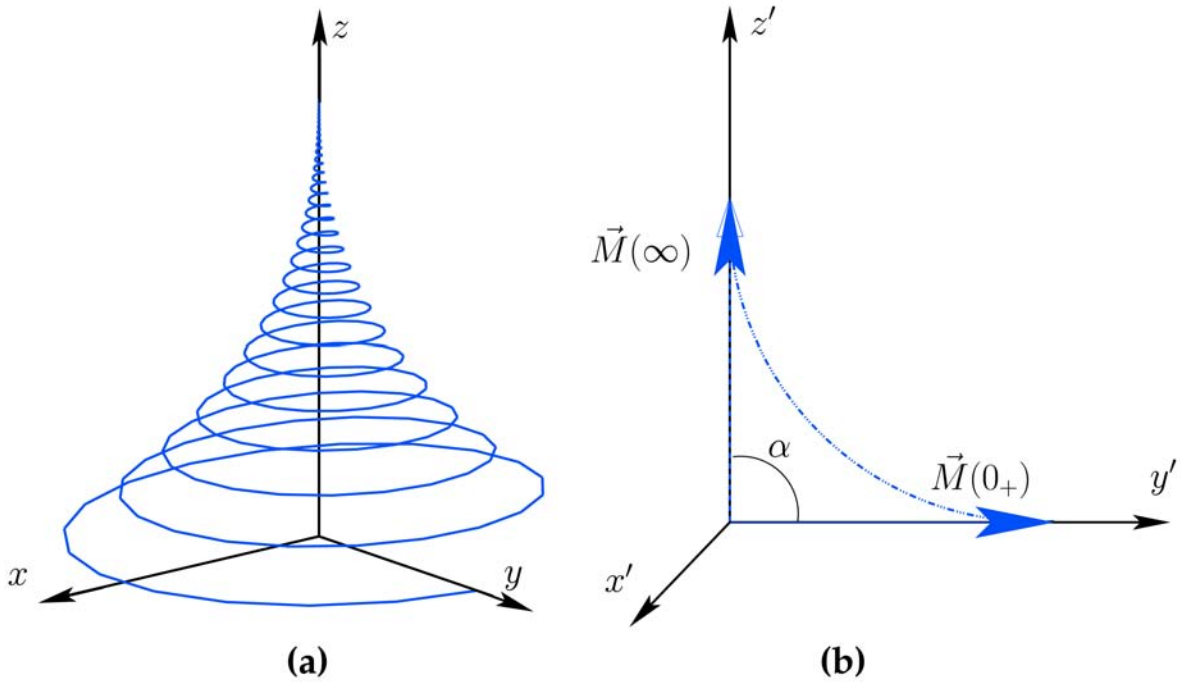
avec  $M_z(0_+)$  et  $M_{x'y'}(0_+)$  la magnétisation juste après l'impulsion RF. Si nous considérons que l'impulsion RF appliquée était une impulsion  $\pi/2$  selon  $x'$  et que l'on était à l'équilibre thermique, on aurait  $M_{z'}(0_+) = 0$  et  $M_{x'y'}(0_+) = M_0\vec{y}'$  comme dans le cas de la figure 1.5. On obtient donc :

$$\begin{cases} M_{z'}(t) = M_0 \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right)\right) \\ M_{x'y'}(t) = M_0 \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) \end{cases} \quad (1.29)$$

Ce comportement est représenté graphiquement en figure 1.6 dans les repères fixe et tournant. Pour faire apparaître le phénomène de relaxation et de précession de la magnétisation transversale  $M_{xy}$  dans le repère fixe (figure 1.6-a), il faut réécrire l'équation (1.28) dans le repère fixe. Comme nous avons  $z = z'$  et  $M_{z'}(t) = M_z(t)$ , par contre la magnétisation transversale dans le repère fixe  $M_{xy}(t)$  s'écrit :

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0_+) \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right) \exp(-j\omega_0 t), \quad (1.30)$$

et fait apparaître la décroissance exponentielle en  $T_2$  ainsi que le phénomène de précession autour de  $B_0$ . Cette dernière équation (1.30) fait aussi clairement apparaître le fait que la durée de précession dépend de  $T_2$ , et que l'amplitude de  $\vec{M}$  n'est pas préservée à cause de ces phénomènes de relaxation. Ce comportement est différent de ce qui se passe pendant l'excitation puisque, dans ce cas, nous avons négligé les phénomènes de relaxation.



**FIG. 1.6:** Relaxation et précession libre représentées dans les repères fixe (a) et tournant (b). Pour ne pas surcharger la représentation (a), nous n'avons pas représenté les différents vecteurs. En (a) à  $t = 0_+$  on a la magnétisation le long de l'axe  $y$  puis le retour à l'équilibre est représenté jusqu'à ce que la magnétisation retourne à l'équilibre thermique, c'est-à-dire qu'elle est alignée avec l'axe  $z$ . (b) est la même représentation qu'en (a) mais dans le repère tournant.

Une représentation de ces courbes de relaxation en fonction du temps est donnée sur la figure 1.7 page 46. On peut donner quelques valeurs remarquables de la magnétisation :

$$\begin{cases} M_{z'}(T_1) = 63\%M_0 \\ M_{x'y'}(T_2) = 37\%M_{x'y'}(0_+) \end{cases} \quad (1.31)$$

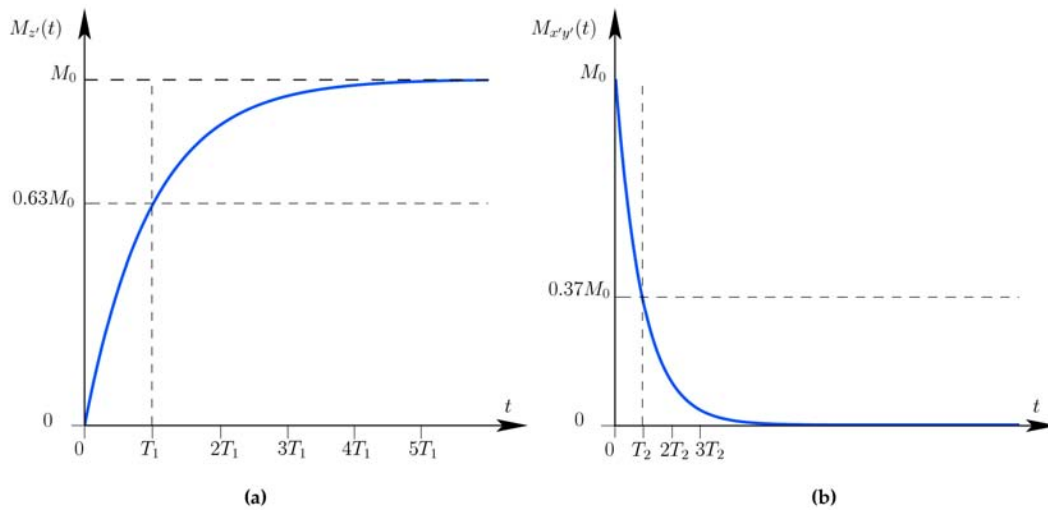


FIG. 1.7: Courbes de relaxation après une impulsion  $(\pi/2)_{x'}$ . (a) Repousse de la magnétisation vers l'état d'équilibre,  $M_{z'}(t)$  et (b) destruction de la magnétisation transversale  $M_{x'y'}(t)$ .

On retrouve graphiquement ces valeurs sur la figure 1.7.

Dans les tissus biologiques, comme dans tout autre matériau, le temps de relaxation  $T_1$  est plus long que  $T_2$ . Au niveau des ordres de grandeur,  $T_1$  se situe plutôt entre  $300ms$  et  $2000ms$  et  $T_2$  entre  $30ms$  et  $200ms$ . 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

TAB. 1.3: Valeurs de  $T_1$  et  $T_2$  utile en imagerie cardiaque (Schar et al., 2004).

Maintenant que nous avons vu d'où venait le signal de RMN, nous allons voir comment nous pouvons manipuler ces signaux pour former des images.

## 1.2 Formation de l'image

### 1.2.1 Constitution de la machine

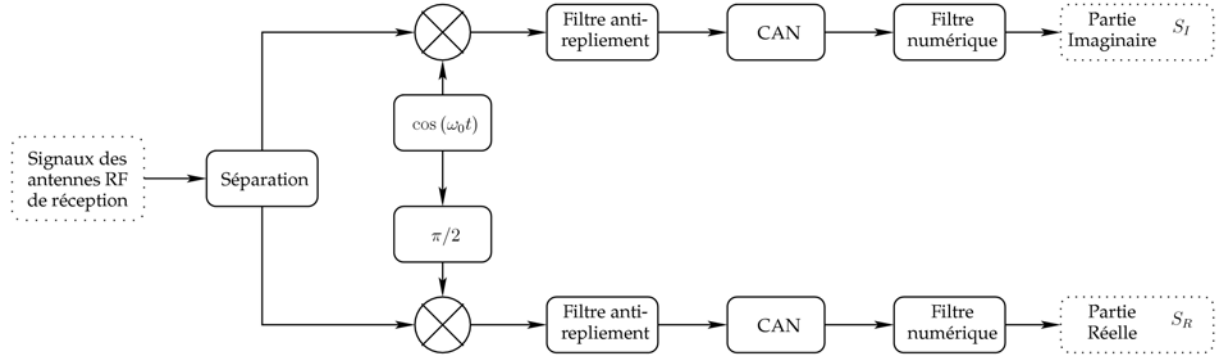
Dans la section précédente 1.1, nous avons vu que pour créer un signal de RMN, il nous fallait dans un premier temps un échantillon composé de noyaux dits RMN actifs (le corps humain par exemple). Pour que la magnétisation soit créée, il faut que l'échantillon soit placé dans un champ magnétique intense et pour perturber la magnétisation de son état d'équilibre, il nous faut exciter cette magnétisation grâce à une onde RF transmise (ou émise) avec une antenne dite de transmission (ou d'émission) . Ensuite, pour récupérer le signal généré par cette perturbation (équation 1.30), on utilise une antenne dite de réception qui nous permettra de "transformer" les variations de la magnétisation transversale  $M_{xy}(t)$  en signal électrique grâce à la loi de Faraday :

$$e = -\frac{d\Phi}{dt} \quad (1.32)$$

avec  $\Phi$  le flux magnétique dans l'antenne de réception. Notons que la composante en  $z$  de la magnétisation  $M_z(t)$  est négligeable devant la magnétisation transversale (Haacke et al., 1999). Le signal  $s(t)$  obtenu en sortie d'antenne sera une fonction de  $M_{xy}(t)$  et comme le montre l'équation (1.30), ce signal sera modulé par une porteuse de fréquence  $\omega_0$ . Il faudra donc démoduler ce signal pour le remettre dans sa bande de base. Le principe généralement utilisé



s'appelle la démodulation en quadrature ce qui permet d'obtenir un signal en phase (réel) et un en quadrature (imaginaire) qui sont ensuite numérisés, filtrés et combinés en un signal numérique complexe. La figure 1.8 décrit ce principe.



**FIG. 1.8:** Principe de la démodulation en quadrature et numérisation. Les signaux reçus sur chaque antenne sont multipliés par  $\cos(\omega_0 t)$  et  $\sin(\omega_0 t)$  afin de supprimer la fréquence porteuse en  $\omega_0$  (i.e. la fréquence de Larmor). Les signaux ainsi multipliés ont une composante dans la bande de base et une composante en  $2\omega_0$ . Le filtre anti-repliement permet à la fois de supprimer la composante en  $2\omega_0$  et de limiter la bande passante avant la numérisation par le convertisseur analogique numérique (CAN). Un filtrage numérique est ensuite appliqué. Même si ce principe reste valable de nos jours, il n'est plus utilisé tel quel dans les IRM cliniques.

Il nous manque encore un élément essentiel pour pouvoir faire une image, c'est la notion de *gradient de champ magnétique*. Ces gradients sont la superposition de trois gradients linéaires  $G_x, G_y, G_z$  dans trois directions orthogonales. Chaque gradient correspond à un champ magnétique dont la composante en  $z$  varie linéairement selon une direction donnée. Ces composantes en  $z$  s'ajoutent au champ statique  $B_0$ . Ainsi, les composantes en  $z$  des champs magnétiques des gradients  $G_x, G_y$  et  $G_z$  varient linéairement en fonction de  $x, y$  et  $z$ , respectivement. Les gradients sont définis de la manière suivante :

$$\begin{aligned}\vec{G}(t) &\triangleq \vec{\nabla} B_z(\vec{r}) \\ &= \vec{x} \frac{\partial B_z}{\partial x} + \vec{y} \frac{\partial B_z}{\partial y} + \vec{z} \frac{\partial B_z}{\partial z} \\ &\triangleq G_x(t) \vec{x} + G_y(t) \vec{y} + G_z(t) \vec{z},\end{aligned}\quad (1.33)$$

avec  $\vec{r} = (x, y, z)^t$  représentant l'espace. Comme nous allons le voir par la suite, ces gradients vont nous permettre d'encoder le signal de RMN pour obtenir une image. La puissance de ces gradients est généralement exprimée en  $mT/m$  (ou parfois en  $G/cm^2$ ).

### 1.2.2 Sélection de coupe

En général en IRM, on souhaite acquérir une coupe fine du corps humain. Pour ce faire, nous allons exciter une coupe en combinant un gradient de sélection de coupe et une impulsion RF spatialement sélective. L'idée est de créer une dépendance spatiale entre la fréquence de précession et la position, puis en utilisant une impulsion RF à support fini dans l'espace des fréquences, on n'excitera qu'une partie de notre échantillon. Considérons que l'on applique le gradient  $z$ , on a donc le champ magnétique suivant :

$$\vec{B}(z) = \vec{B}_0 + G_z z. \quad (1.34)$$

Connaissant l'équation de Larmor (1.8), on obtient donc une relation linéaire entre les fréquences et la position :

$$\omega(z) = \omega_0 + \gamma G_z z. \quad (1.35)$$

<sup>2</sup>Rappelons que  $1T = 10^4 G$  donc  $1(G/cm) = 10(mT/m)$

Ceci est représenté de façon graphique sur la figure 1.9. Ensuite, pour exciter une coupe centrée

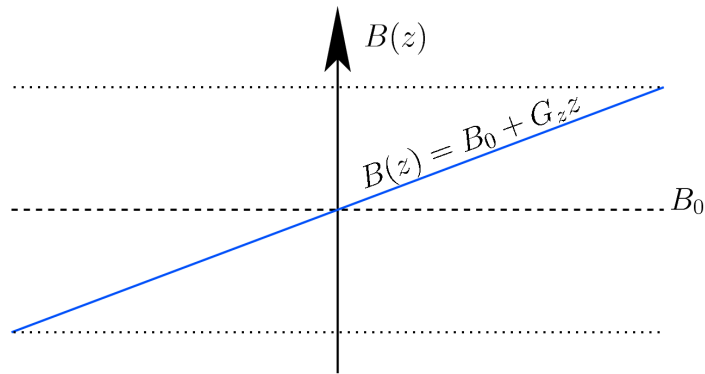


FIG. 1.9: Représentation d'un gradient linéaire appliqué selon  $z$ .

en  $z_0$  et d'épaisseur de coupe  $\Delta_z$ , il nous suffit d'utiliser une impulsion RF d'une bande passante  $\Delta_\omega$  correspondant à l'épaisseur de coupe  $\Delta_z$ . Donc, pour couvrir une coupe de  $z_0 - \Delta_z/2$  à  $z_0 + \Delta_z/2$ , l'impulsion RF devra valoir 1 dans la bande de fréquence correspondante, à savoir de  $\gamma G_z z_0 - \gamma G_z \Delta_z/2$  à  $\gamma G_z z_0 + \gamma G_z \Delta_z/2$ . Comme la transformation de Fourier d'un sinus cardinal est un rectangle, on utilise souvent le sinus cardinal comme fonction d'enveloppe de la RF. Ainsi, on montre la relation entre l'épaisseur de coupe et la bande passante de la RF :

$$\Delta_z = \frac{\Delta_\omega}{\gamma G_z} = \frac{2\pi \Delta_f}{\gamma G_z}. \quad (1.36)$$

Il est souvent plus facile d'interpréter ce résultat de façon graphique, la figure 1.10 représente les relations entre épaisseur de coupe, bande passante, gradient et position de la coupe.

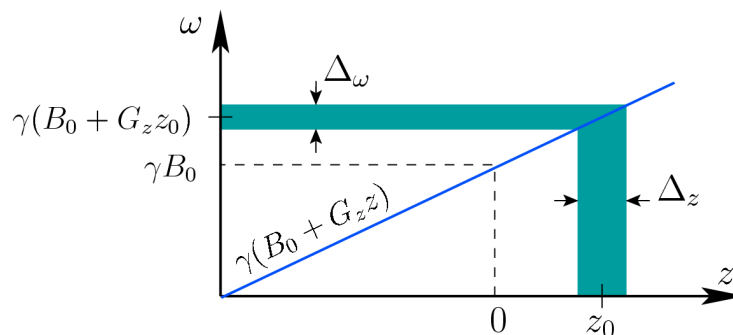


FIG. 1.10: Sélection de coupe par application d'un gradient de champ magnétique linéaire et d'une impulsion RF.

En IRM, il est possible d'exciter une coupe dans n'importe quelle orientation. Il suffit pour ce faire d'appliquer une matrice de rotation entre le plan axial strict (celui que nous venons de décrire) et le plan avec l'orientation souhaitée. Dans ce cas on parle généralement de gradient de sélection de coupe  $G_{ss}$  ( $ss$  pour *slice selection*) qui est une combinaison linéaire des gradients  $G_x$ ,  $G_y$  et  $G_z$ . Si la normale au plan désiré est notée  $\vec{\mu}_s$  alors le gradient de sélection de coupe est défini ainsi :

$$\vec{G}_{ss} = (G_x, G_y, G_z)^t = G_{ss} \vec{\mu}_s \quad (1.37)$$

avec

$$G_{ss} = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2}. \quad (1.38)$$

Généralement, par abus de langage on appelle  $G_z$  le gradient de sélection de coupe,  $G_y$  le gradient d'encodage de phase et  $G_x$  le gradient d'encodage de fréquence. Ceci sans faire la distinction entre le repère strict de l'aimant et le repère défini par le gradient de sélection de

coupe. Ceci se comprend puisque ces deux repères sont simplement liés par une combinaison linéaire.

Pour exciter une coupe avec un angle de bascule faible ( $\alpha < 30^\circ$ ), on peut montrer que l'utilisation d'un sinus cardinal tronqué pour l'enveloppe de la RF suffit pour obtenir un profil de coupe uniforme. Par contre, lorsque l'on souhaite un angle de bascule élevé ( $\alpha > 30^\circ$ ), le profil devient de moins en moins uniforme et le sinus cardinal ne suffit plus. L'algorithme le plus populaire pour résoudre ce problème est l'algorithme de Shinnar-Le Roux (SLR) (Pauly *et al.*, 1991). Cet algorithme permet transformer le problème initial en un problème de création de filtre passe-bas numérique et, à partir de ce filtre, on peut calculer l'enveloppe de  $B_1$  à support fini.

Maintenant que nous savons comment exciter une coupe, voyons comment encoder le signal RMN issu de ce plan de coupe pour en faire une image.

### 1.2.3 Encodages de phase et de fréquence

Après avoir appliqué une excitation sélective, tous les spins du plan de coupe précessent à la même vitesse angulaire  $\omega$  autour du champ statique  $B_0$ . Pour discriminer les spins en fonction de leurs positions spatiales  $(x, y)$  dans le plan de coupe, nous allons faire varier la vitesse de rotation (fréquence) et la phase de la magnétisation résultante. Pour ce faire, nous ferons varier la composante  $z$  du champ statique grâce aux gradients d'encodage de fréquence  $G_x$  et de phase  $G_y$  que nous avons déjà introduits dans la section précédente.

L'application d'un gradient  $G_y$  dans la direction  $y$  pendant une courte durée  $\tau$  va faire précesser les spins à des vitesses légèrement différentes en fonction de leurs positions dans la direction  $y$  du plan de coupe. Après un temps  $\tau$ , lorsque le gradient  $G_y$  est coupé, les spins ont accumulé une phase dans la direction  $y$  qui sera une fonction linéaire de leurs coordonnées en  $y$ . Ceci nous permettra donc de faire la différence entre les spins placés à différentes positions selon  $y$ . C'est ce que l'on appelle l'encodage de phase.

Une fois la coupe sélectionnée et l'encodage de phase réalisé, il nous reste à encoder les spins dans la direction  $x$ . Ainsi, lorsque le gradient d'encodage de fréquence  $G_x$  est activé, les spins vont précesser à des fréquences différentes en fonction de leurs positions dans la direction  $x$ . Afin de ne pas perdre la relation entre fréquence et position, l'acquisition (ou lecture) du signal de RMN est faite en même temps que le gradient est appliqué. C'est ce que l'on appelle l'encodage de fréquence. Notons que ce gradient est également souvent appelé gradient de lecture.

### 1.2.4 Espace $k$

L'espace décrit, après l'application de la sélection de coupe, par l'encodage de phase et de fréquence s'appelle l'espace  $k$  (ou espace de Fourier ou des fréquences). Nous allons décrire un peu plus formellement cet espace. Après démodulation, le signal temporel créé par la magnétisation transversale dans l'antenne de réception s'écrit de la façon suivante :

$$S(t) = \int_{\Omega} M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r}) \exp(-j\phi(\vec{r}, t)) d^3 r \quad (1.39)$$

en négligeant la relaxation et avec  $M_{\perp}(\vec{r})$  la magnétisation transversale en notation complexe (i.e.  $M_{\perp} = M_x + jM_y$ ) et en fonction de l'espace  $\vec{r} = (x, y, z)^t$ .  $B_{\perp}(\vec{r})$  est la composante du champ reçu par l'antenne de réception qui se trouve dans le plan transversal, et la phase accumulée  $\phi$

est :

$$\phi(\vec{r}, t) = \gamma \int_0^t \vec{r} \cdot \vec{G}(u) du. \quad (1.40)$$

De plus dans l'équation (1.39),  $\Omega$  représente l'ensemble de l'échantillon qui a été excité. Ensuite, si l'on définit :

$$\vec{k}(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(u) du, \quad (1.41)$$

on peut alors réécrire l'équation (1.39) sous la forme d'une transformée de Fourier :

$$S(t) = \int_{\Omega} M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r}) \exp\left(-2\pi j \vec{k}(t) \cdot \vec{r}\right) d^3r. \quad (1.42)$$

Ainsi, cette dernière équation fait apparaître le fait que le signal  $S(t)$  est la transformée de Fourier de la magnétisation transversale pondérée par  $B_{\perp}(\vec{r})$ . Certains simplifient l'écriture de cette équation en remplaçant le produit  $M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r})$  par la densité de protons  $\rho_0$ . Cette équation fait aussi apparaître le fait que  $\vec{k}(t)$  est la variable duale de  $\vec{r}$  au sens de la transformation de Fourier. Donc,  $\vec{k}(t)$  peut s'exprimer en  $m^{-1}$  et définit la trajectoire dans l'espace  $k$  en fonction du temps. L'équation (1.41) 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  $\gamma$ . La distance couverte et la vitesse de déplacement dans l'espace  $k$  pendant un intervalle de temps donné sont une fonction de l'aire qui se trouve sous les formes d'ondes des gradients  $\vec{G}(t)$  pendant l'intervalle de temps considéré. Ainsi, l'espace  $k$  est le dual de l'espace image et ces deux espaces sont reliés par la transformation de Fourier. 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.

### 1.2.5 Trajectoires dans l'espace $k$

La trajectoire la plus populaire pour parcourir l'espace  $k$  est la trajectoire cartésienne. C'est l'espace que nous avons décrit de façon plus intuitive à la section 1.2.3. Effectivement si nous considérons le cas à deux dimensions ( $z$  est fixé par la sélection de coupe) et que des gradients constants d'amplitude  $G_x, G_y$  sont appliqués pendant des temps  $\tau_x$  et  $\tau_y$ , alors l'équation du signal (1.39) se simplifie en :

$$S(t, k_x, k_y) = \iint_{\Omega} M_{\perp}(\vec{r}) B_{\perp}(\vec{r}) \exp(-2\pi j(k_x x + k_y y)) dx dy. \quad (1.43)$$

Comme les gradients appliqués sont considérés comme constants, on peut calculer les variables  $k_x$  et  $k_y$  comme une fonction linéaire des gradients de phase  $G_y$  et de fréquence  $G_x$  et de leurs temps d'application :

$$\begin{cases} k_x = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\tau_x} G_x(u) du = \gamma G_x \tau_x \\ k_y = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^{\tau_y} G_y(u) du = \gamma G_y \tau_y \end{cases}. \quad (1.44)$$

Dans ce cas, ces deux dernières équations font apparaître que l'image peut être reconstruite en utilisant une simple transformation de Fourier 2D sur une grille cartésienne et un échantillonnage régulier. Pour reconstruire cette image à partir du signal mesuré  $S$ , il sera nécessaire de répéter l'acquisition avec différentes valeurs du gradient de phase afin d'échantillonner tout

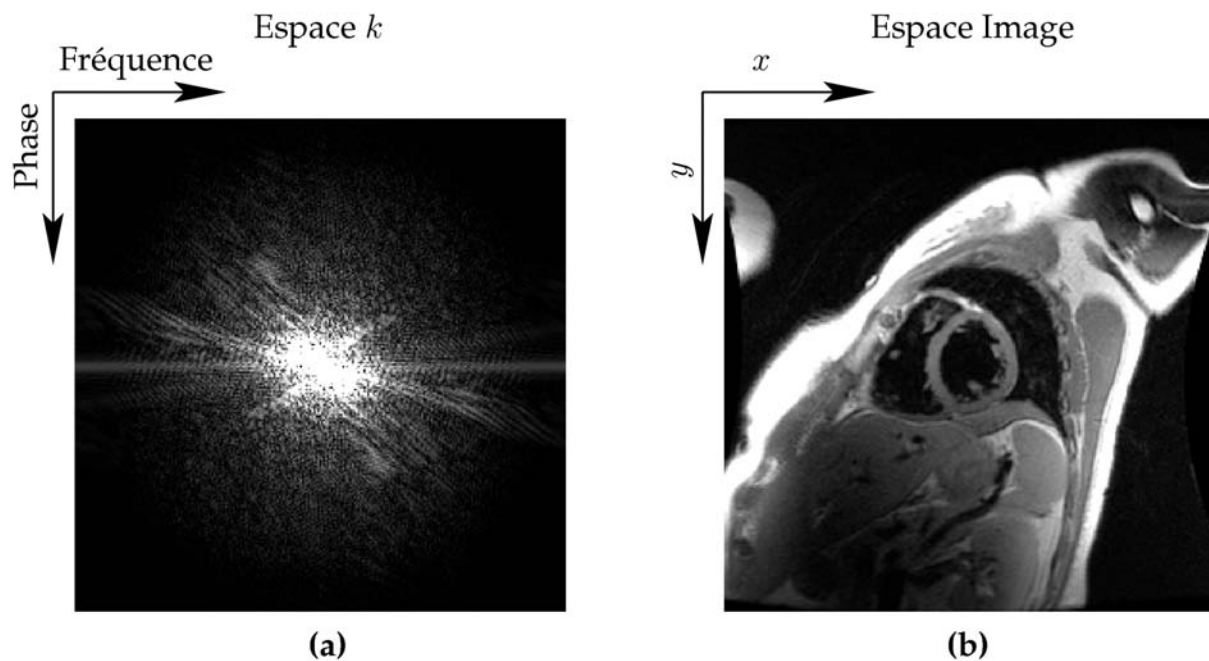
l'espace  $k$  en respectant le théorème de Shannon<sup>3</sup>. Les relations entre un signal et sa transformée sont bien connues en traitement du signal. En particulier, on connaît le lien entre le champ de vue (ou FOV pour *Field Of View*) et la résolution spatiale et fréquentielle. Si l'on souhaite acquérir une image avec un champ de vue d'une taille  $L_x$  cm échantillonné sur  $N_x$  points dans la direction de fréquence et  $L_y$  cm échantillonné sur  $N_y$  points dans la direction de phase, la résolution fréquentielle sera :

$$\begin{cases} \Delta k_x = \frac{1}{L_x} \\ \Delta k_y = \frac{1}{L_y} \end{cases} \quad (1.45)$$

et la résolution spatiale suivante :

$$\begin{cases} \Delta x = \frac{1}{N_x \Delta k_x} = \frac{L_x}{N_x} \\ \Delta y = \frac{1}{N_y \Delta k_y} = \frac{L_y}{N_y} \end{cases} \quad (1.46)$$

Ainsi, l'acquisition d'une image en IRM consiste à parcourir l'espace  $k$  grâce aux gradients de phase et de fréquence. L'acquisition dite cartésienne est la plus répandue et consiste à acquérir séquentiellement les différentes lignes de phase (figure 1.12-a). Dans ce cas, la reconstruction consistera à faire une simple transformée de Fourier 2D (voir la figure 1.11). Il est possible de faire des acquisitions en 3D. Pour ce faire, il faut faire une sélection de coupe épaisse et ajouter un deuxième encodage de phase appelé encodage de partition dans la direction  $z$  afin d'encoder la troisième direction de la même façon que nous l'avons présenté en 2D, tout en gardant le formalisme de l'espace  $k$ .



**FIG. 1.11:** Exemple de données cardiaques acquises sur un volontaire avec un échantillonnage cartésien. (a) module de l'espace  $k$  et (b) module de l'image reconstruite. Ces deux espaces sont liés par la transformation de Fourier.

L'IRM étant une technique d'imagerie relativement lente, un certain nombre de techniques ont été proposées pour accélérer l'acquisition. Parmi ces techniques, une consiste à échantillonner l'espace  $k$  différemment. Nous parlerons des autres techniques plus tard. Une des approches très répandues est d'échantillonner l'espace  $k$  à partir du centre et d'aller vers l'extérieur avec une trajectoire de spirale (Meyer *et al.*, 1992). Cette trajectoire peut-être utilisée en *single shot* (acquisition de tout l'espace  $k$  avec une seule excitation comme sur la figure 1.12-b)

<sup>3</sup>Également appelé théorème de Nyquist ou de Nyquist-Shannon

ou en *multi-shot* et faisant plusieurs spirales entrelacées. Le problème dans ce cas est de calculer les formes d'onde des gradients à partir de la trajectoire désirée avec l'équation (1.41) tout en prenant en compte les contraintes techniques des gradients (vitesse de commutation et amplitude maximales). Une solution analytique à ce problème a été proposée par [Kim et al. \(2003\)](#).

Une trajectoire très populaire et très souvent utilisée en IRM fonctionnelle est l'imagerie *echo planar* (EPI) qui permet de balayer très rapidement l'espace  $k$  ([Mansfield, 1977](#)). L'idée est de parcourir l'espace  $k$  en inversant la direction de fréquence à chaque nouvelle ligne tout en parcourant l'espace  $k$  linéairement (figure 1.12-c). Ce genre de trajectoire impose également de grosses contraintes sur les gradients. Le lecteur intéressé trouvera une discussion approfondie sur cette trajectoire et tous les problèmes qu'elle pose dans [Schmitt et al. \(1998\)](#). Une autre trajectoire répandue est la radiale (figure 1.12-d). Dans ce cas, l'idée est que toutes les lignes acquises partent d'une extrémité de l'espace  $k$ , passent par le centre et terminent leurs trajectoires de façon symétrique au point de départ ([Lauterbur, 1973](#)). Ensuite, la ligne suivante sera tournée par rapport au centre de l'espace  $k$ . Dans ce cas, il y a plusieurs solutions pour la reconstruction, soit un rééchantillonnage sur une grille cartésienne suivi d'une transformation de Fourier (cela peut également se faire dans le cas de EPI et de la spirale) soit par transformée de Fourier 1D de chaque ligne suivi de l'algorithme des rétro-projections filtrées (comme en scanner).

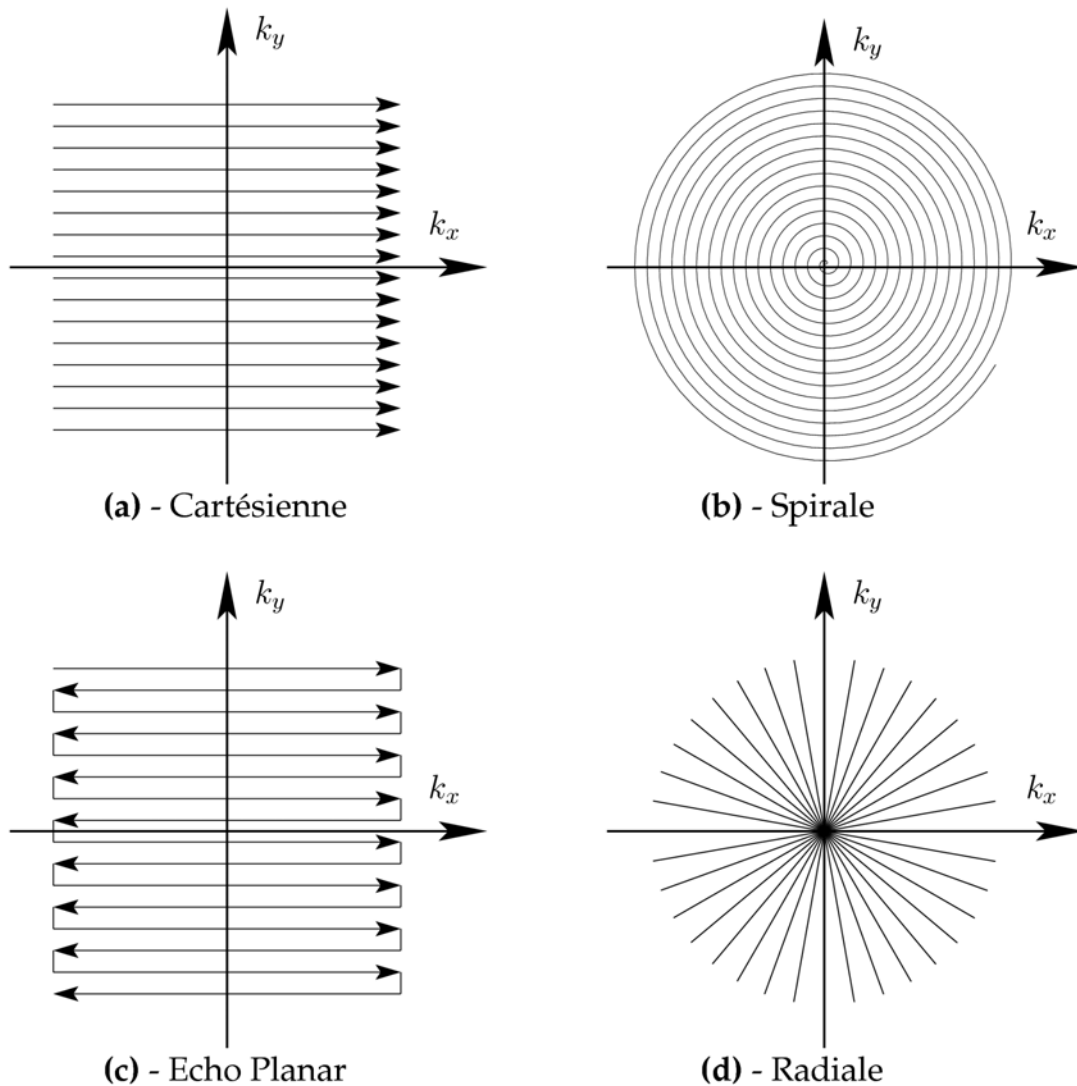


FIG. 1.12: Différentes trajectoires couramment utilisées en IRM pour couvrir l'espace  $k$ .

On trouve dans la littérature plusieurs bonnes revues sur le formalisme de l'espace  $k$  dans

le cas particulier de l'IRM. Nous en citerons trois qui abordent le sujet différemment. La plus récente (Paschal et Morris, 2004) utilise une analogie musicale pour faire le lien entre les gradients d'encodage spatial et la parcour de l'espace  $k$ , une autre revue (Hennig, 1999) propose, entre autres, de faire le lien entre les trajectoires de l'espace  $k$  et les artefacts qui en résultent, et la dernière adopte un point de vue plus radiologique (Mezrich, 1995).

Un des grands avantages de l'IRM est qu'il est possible de faire l'image d'un même objet mais avec différents contrastes liés à la constitution de l'objet en question. Il est possible de faire de l'imagerie pondérée  $T_1$  ou  $T_2$ . Dans ce cas les contrastes de l'image refléteront les variations de  $T_1$  ou  $T_2$  à travers l'objet en question. Il est également possible de mesurer ces temps de relaxation. L'imagerie pondérée en densité de protons  $\rho_0$  est également très répandue. Pour ce faire, il existe une grande variété de séquences d'acquisition qui ont toutes leurs propriétés, leurs avantages et leurs inconvénients. Dans la section suivante, nous allons décrire quelques unes de ces différentes séquences que nous utiliserons par la suite.

## 1.3 Séquences

Une séquence d'impulsions (ou d'acquisition) est l'ensemble des impulsions RF et de gradients pour acquérir les données en IRM. Il existe deux grandes familles de séquences en IRM, celle des échos de spin (ou *spin echo*) et celle des échos de gradients (ou *gradient echo* ou parfois *gradient recalled echo*). Dans un premier temps, nous allons décrire les deux expériences de base que l'on peut faire avec ces séquences. Nous finirons par la description de deux autres séquences plus avancées qui ont beaucoup été utilisées durant ces travaux de recherche.

### 1.3.1 Echos de spin

La séquence de *spin echo* est particulièrement fondamentale en IRM. Elle permet d'obtenir différents types de pondération ( $T_1$ ,  $T_2$  et en densité de protons  $\rho_0$ ) en changeant les deux paramètres fondamentaux que nous allons décrire. Cette séquence est composée d'une impulsion d'excitation suivie d'une autre impulsion RF dite de refocalisation. Cette séquence est souvent associée à Hahn (1950). Dans le plupart des cas, l'angle de bascule est de  $90^\circ$  pour l'excitation et de  $180^\circ$  pour la refocalisation. La figure 1.13 décrit l'expérience de base d'une séquence de spin echo avec ces deux paramètres de réglage, le temps d'écho  $T_E$  et le temps de répétition  $T_R$ .

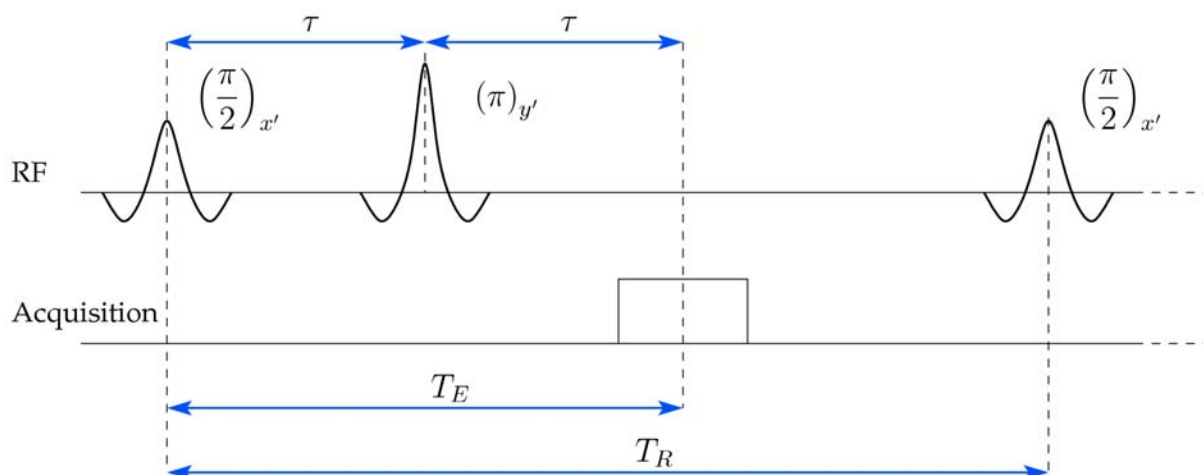


FIG. 1.13: Description d'une expérience d'écho de spin.

Pour décrire de façon qualitative cette séquence, nous nous plaçons dans le repère tournant et nous négligeons la relaxation pendant les impulsions RF. Lors de l'application de l'excitation  $\pi/2$  selon  $x'$ , la magnétisation est basculée dans le plan transversal  $x'y'$  le long de l'axe  $y'$ .

Ensuite, pendant l'intervalle de temps  $\tau$ , les spins se déphasent à cause des inhomogénéités de champ  $B_0$  et des variations de susceptibilité magnétique. L'effet de la relaxation s'appliquera aussi pendant cet intervalle de temps. Puis, l'application de l'impulsion de refocalisation  $\pi$  selon  $y'$  va faire tourner de  $\pi$  radians autour de  $y'$ . Finalement, les spins vont se déphaser dans la direction opposée à cause de l'impulsion de refocalisation et donc se rephaser pour former l'écho de spin en  $t = T_E = 2\tau$ .

En utilisant les équations de Bloch (1.18), on peut calculer le signal obtenu en  $T_E$  (Haacke *et al.*, 1999). On trouve :

$$S(T_E) = M_0 \left( 1 - 2 \exp\left(-\frac{T_R - \tau}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right) \right) \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right). \quad (1.47)$$

Cette équation a l'avantage de mettre en évidence le lien entre le signal obtenu et les paramètres d'acquisition  $T_E$  et  $T_R$  et par conséquent, la pondération du contraste que nous obtiendrons sur notre image. Par exemple, si nous prenons  $T_E$  et  $T_R$  courts (par rapport aux temps de relaxation), le signal sera plutôt pondéré par  $T_1$ . Si nous considérons,  $T_R$  et  $T_E$  longs on aura une pondération  $T_2$  et si on considère  $T_R$  long et  $T_E$  court, on aura plutôt une pondération en densité de protons  $\rho_0$ . Cette équation permet également de calculer la différence de contraste entre deux types de tissus différents.

Si la séquence de spin echo est très populaire, c'est aussi grâce à son insensibilité aux artefacts dit de *off-resonance* dus aux inhomogénéités du champ statique et aux variations de susceptibilité magnétique. C'est le résultat de l'impulsion de refocalisation qui compense ces effets et permet de les diminuer. Nous verrons que ce n'est pas le cas en écho de gradients. Si nous reprenons cette séquence de base et que l'on y rajoute les gradients de sélection de coupe, d'encodage de phase et de lecture, on obtient la séquence décrite par la figure 1.14.

A titre d'exemples, les images de la figure 1.15 ont été réalisées avec une séquence d'écho de spin comme celle décrite par la figure 1.14. Les deux images ont été acquises de la même façon, nous avons seulement changé le temps d'écho. On peut remarquer comment le seul fait de changer un paramètre fait ressortir les caractéristiques différentes des objets imagés.

Dans la section suivante, nous allons discuter de l'autre grande famille de séquences, les échos de gradients.

### 1.3.2 Echo de gradient

Les séquences d'écho de gradient ont été développées pour faire de l'imagerie rapide et sont très répandues en 3D. Contrairement aux échos de spin, ces séquences n'utilisent pas d'impulsion de refocalisation mais juste une impulsion d'excitation  $\theta$  généralement inférieure à  $90^\circ$ . A la place, on crée l'écho en changeant le signe du gradient d'encodage de fréquence. Pour ce faire, on ajoute un gradient de déphasage de signe opposé avant le gradient d'encodage de fréquence. On peut montrer que l'écho de gradient se produit lorsque le gradient de lecture compense entièrement le gradient de déphasage. De façon générale, pour les séquences d'écho de gradient, l'écho apparaît lorsque que le moment d'ordre zéro des gradients s'annule :

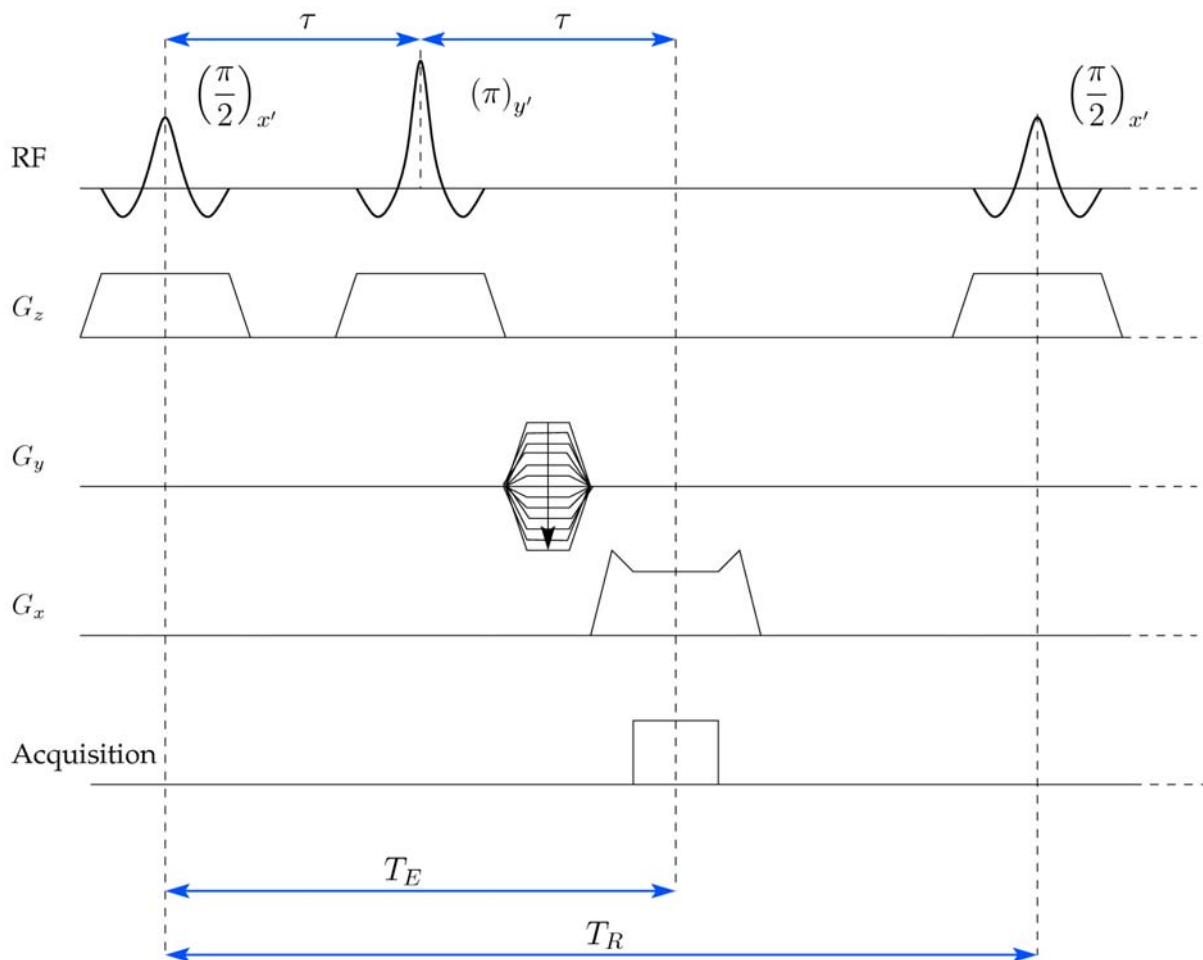
$$\int_0^{T_E} G_x(t) dt = 0. \quad (1.48)$$

Le débit d'absorption spécifique ou SAR<sup>4</sup> est une mesure en  $W/kg$  de l'échauffement du patient. Les limites de SAR qu'un patient peut recevoir ont été définies par la FDA<sup>5</sup>. Le SAR

<sup>4</sup>SAR est l'acronyme anglophone pour *Specific Absorption Rate*.

<sup>5</sup>FDA *Food and Drug Administration* est l'institut américain qui normalise et valide tous les produits pouvant toucher à la santé de la population.



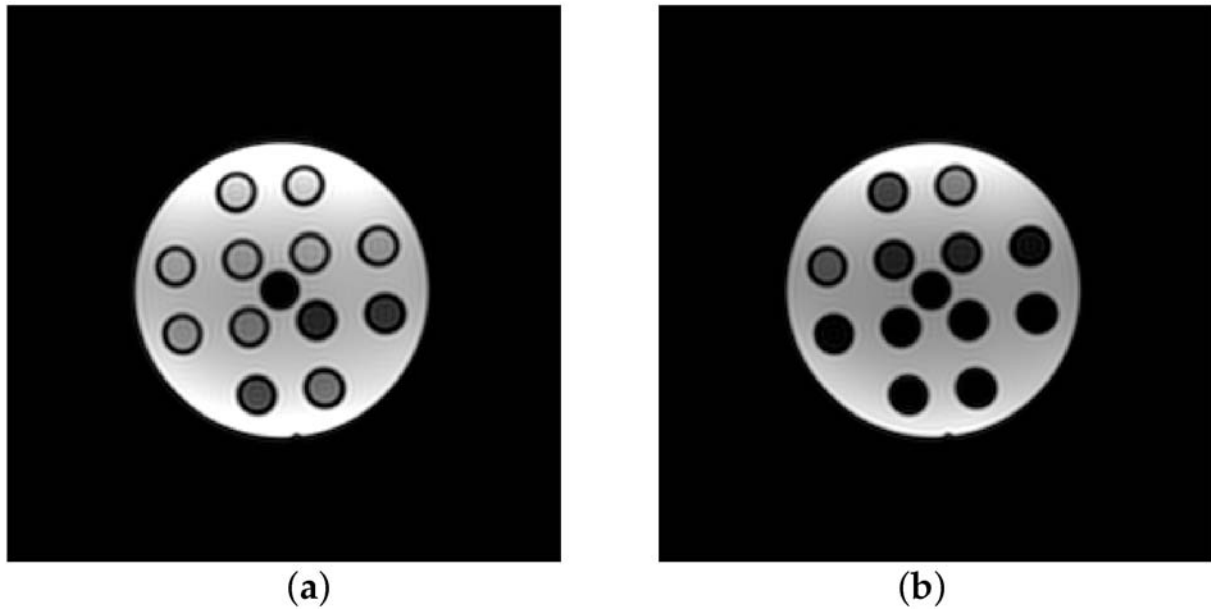


**FIG. 1.14:** Séquence d'imagerie d'écho de spin. Comme précédemment nous avons noté  $G_z$  le gradient de sélection de coupe,  $G_y$  le gradient d'encodage de phase et  $G_x$  le gradient de lecture.

que reçoit un patient est proportionnel au carré du champ statique  $B_0$  et au carré de l'angle de bascule. Ainsi, comme les séquences d'écho de gradient utilisent des angles de bascule  $\theta$  relativement faibles par rapport aux échos de spins, elles permettent de limiter l'échauffement des patients.

L'idée de base des échos de gradient est de basculer l'aimantation avec un angle de bascule faible pour créer une magnétisation transversale non négligeable, sans jamais inverser la magnétisation transversale. Ainsi, avec ces séquences pas besoin d'utiliser des périodes d'attente longues ( $T_R$ ) à cause de la repousse en  $T_1$ . Ce phénomène permet d'utiliser des temps de répétition  $T_R$  très courts, de l'ordre de quelques millisecondes. Lorsqu'un ensemble de spins est perturbé par une rapide succession d'impulsions RF, la magnétisation transversale va atteindre un état d'équilibre dynamique au bout d'un nombre fini d'impulsions. Il existe deux grandes familles de séquences en état d'équilibre dynamique : celles dont l'état d'équilibre est dit incohérent et celles dont il est dit cohérent. Dans le premier cas, on considère que la magnétisation transversale est nulle avant chaque nouvelle impulsion RF et seule la magnétisation longitudinale contribue au signal du cycle suivant après la prochaine impulsion RF. Dans le second cas, les magnétisations longitudinale et transversale vont contribuer au signal du cycle suivant. Dans cette partie nous ne parlerons que des séquences à équilibre dynamique incohérent. Nous verrons le cas cohérent dans la section 1.3.4.

Il existe plusieurs solutions, pour s'assurer que la magnétisation transversale est nulle avant la prochaine impulsion RF. La technique la plus simple mais la moins efficace est d'utiliser un  $T_R$  plus grand que  $T_2$ . Ceci est très rarement utilisé en pratique. Une autre solution est d'utili-



**FIG. 1.15:** Exemple d'images faites avec une séquence d'écho de spin sur des tubes ayant différentes caractéristiques ( $T_1$ ,  $T_2$  et  $\rho_0$ ). Dans les deux cas, le temps de répétition  $T_R$  était fixé à 2000 ms et (a)  $T_E = 8$  ms et (b)  $T_E = 70$  ms. (a) est plutôt pondéré en densité de protons  $\rho_0$  et (b) en  $T_2$ . Nous pouvons remarquer que les tubes qui ont un  $T_2$  court ne produisent presque plus de signal lorsque l'on augmente le  $T_E$ .

ser un *spoiler*<sup>6</sup> qui est un gradient puissant appliqué à la fin d'une séquence pour déphaser la magnétisation transversale résiduelle de telle sorte qu'elle puisse être considérée comme nulle pour un voxel donné. La solution la plus couramment utilisée est d'utiliser une technique dite de *RF spoiling* (Crawley *et al.*, 1988, Duyn, 1997, Zur *et al.*, 1991). Cette technique consiste à exciter selon un axe différent  $w_j$  pour l'excitation numéro  $j$ , de telle sorte que l'axe soit le plus différent possible entre chaque nouvelle excitation.

Une séquence d'écho de gradient spoilé est représentée à la figure 1.16. Avec ce genre de séquence dite spoilé, le signal peut s'écrire de la manière suivante :

$$S(T_E) = \frac{M_0 \sin \theta (1 - \exp(-T_R/T_1))}{1 - \cos \theta \exp(-T_R/T_1)} \exp(-T_E/T_2^*). \quad (1.49)$$

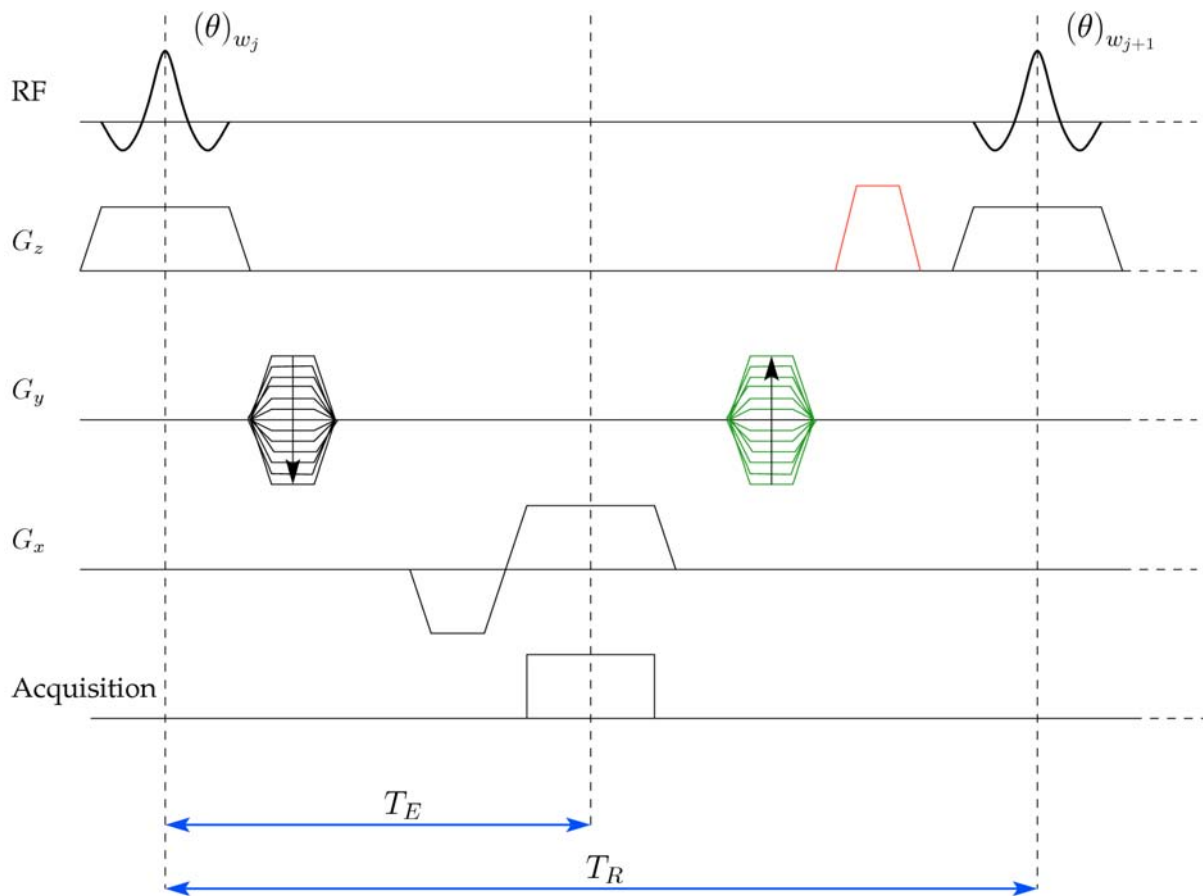
Cette équation fait apparaître un terme de pondération en  $T_2^*$  contrairement à l'équation du signal d'écho de spin (1.47) qui est en  $T_2$ . Le  $T_2^*$  est souvent appelé  $T_2$  apparent et est lié au  $T_2$  par :

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}. \quad (1.50)$$

Le terme  $T_2'$  est inversement proportionnel aux inhomogénéités de champ  $\Delta B$  dans chaque voxel et dépend aussi des variations de susceptibilité magnétique à travers l'objet imagé. Ces paramètres  $T_2'$  et  $T_2^*$  ne dépendent pas seulement des paramètres extérieurs que l'on vient d'évoquer mais aussi des paramètres d'acquisition tels que la taille du voxel prescrit. Le  $T_2$ , quant à lui, est une propriété intrinsèque du tissu. Contrairement aux images acquises avec des séquences de type écho de spin, qui peuvent être pondérées  $T_1$ ,  $T_2$  ou  $\rho_0$ , les images acquises avec des échos de gradient spoilés ont un fort contraste  $T_1$  ou  $\rho_0$ .

Il existe un très grand nombre de séquences de type écho de gradient qui ont toutes différents buts et différentes applications. Nous n'en ferons pas la liste ici mais le lecteur intéressé

<sup>6</sup>Du verbe anglais *to spoil* signifiant gâcher, abîmer. Pour traduire *spoiler*, le Grand dictionnaire terminologique québécois de la langue française propose "gâcheur", mais ne s'applique pas très bien au domaine de la résonance magnétique.



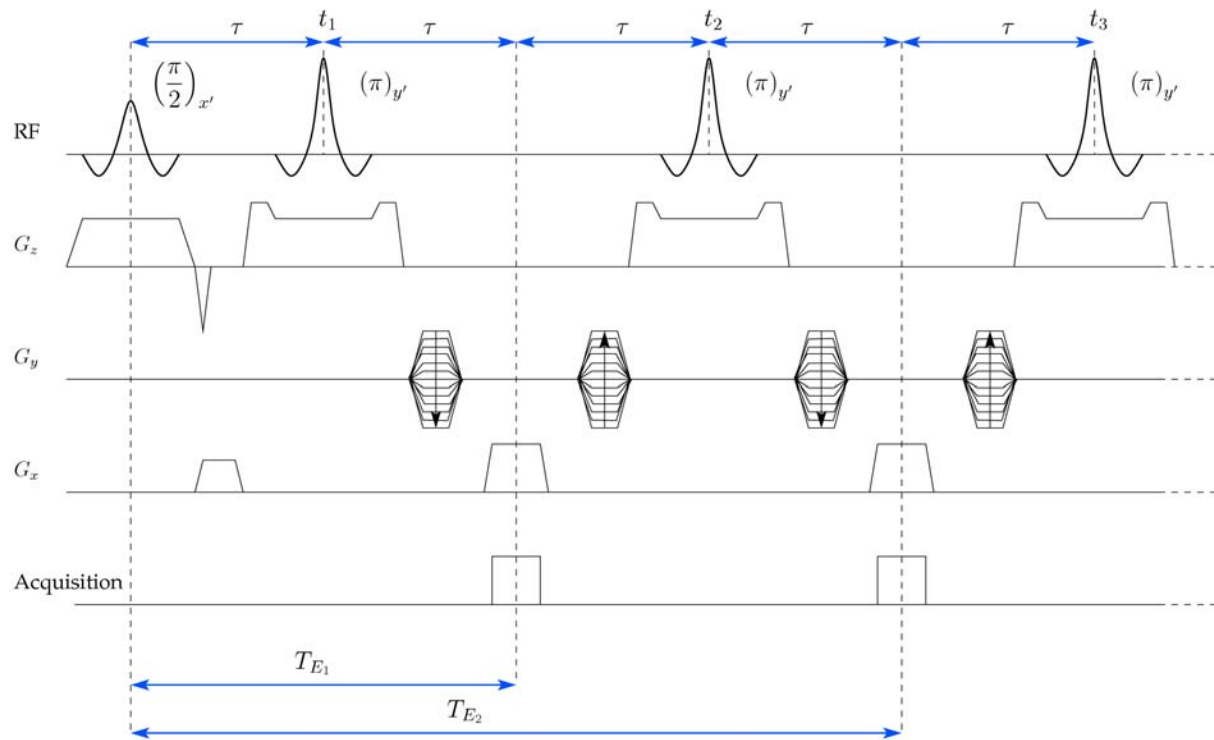
**FIG. 1.16:** *Echo de gradient spoiler. Les impulsions RF peuvent être appliquées selon un axe  $w_j$  si l'on souhaite utiliser le RF spoiling. En rouge sur le gradient de sélection de coupe  $G_z$  est représenté un gradient de spoiler. En vert est représenté un gradient de rephasage de signe opposé au gradient de phase qui sert à compenser le gradient de phase dans le cas de  $T_R$  très court. On appelle ce gradient un gradient de "rembobinage" de l'anglais "rewinder". Ces différents gradients sont optionnels mais sont généralement utilisés ensemble.*

trouvera une description et un bref déchiffrement des acronymes utilisés dans les références suivantes : (Brown et Semelka, 1999, Elster, 1993). Dans la dernière partie de ce chapitre, nous allons décrire deux séquences qui ont beaucoup été utilisées au cours de ces travaux.

### 1.3.3 Fast Spin Echo

Les échos de spin rapides (que nous appellerons FSE pour *Fast Spin Echo* et que l'on retrouve souvent sous le nom de RARE pour *Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement* ou encore TSE pour *Turbo Spin Echo*) est une séquence d'imagerie rapide composée d'une impulsion d'excitation  $\pi/2$  suivi 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). La particularité de cette séquence est que chaque écho d'un même train est encodé en phase de façon différente et permet de former une image. De cette manière, le temps d'acquisition est réduit de façon considérable par rapport à une séquence de spin echo traditionnelle (section 1.3.1). 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 de spin echo et sans changer les autres paramètres ( $T_R$ ,  $T_E$  etc.). Cette séquence est parfaitement acceptée par le milieu médical pour le diagnostic. La figure 1.17 décrit une séquence FSE.

Du fait de l'utilisation de multiples impulsions de refocalisation, les séquences FSE intro-



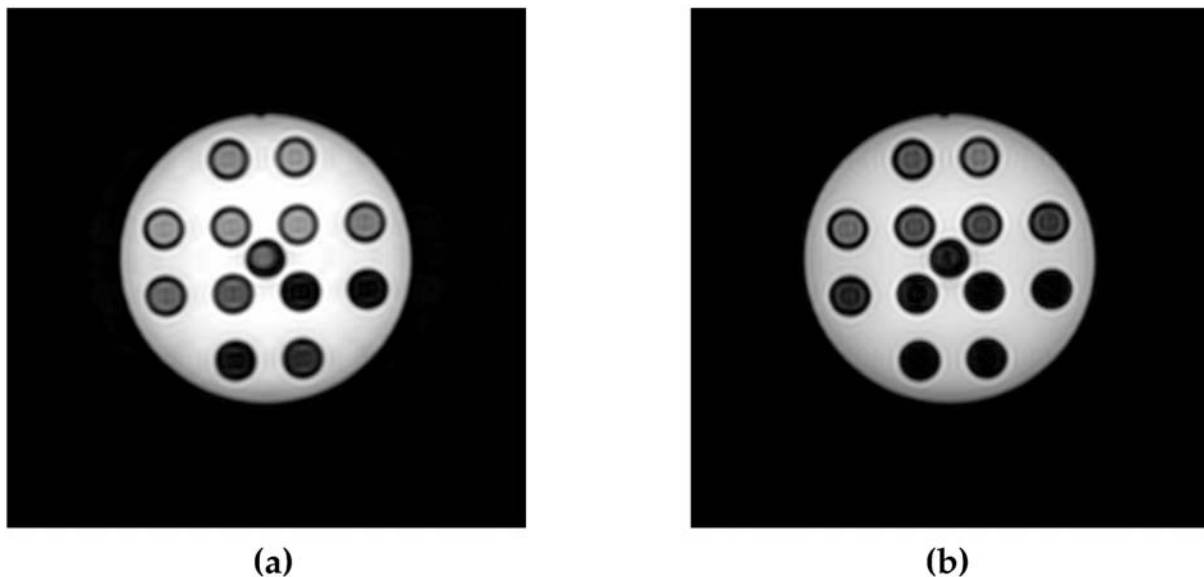
**FIG. 1.17:** Description d'une séquence d'écho de spin rapide (ou Fast Spin Echo) avec les deux premiers échos. On peut remarquer la présence de "crushers" sur les gradients de sélection de coupe (les deux lobes de part et d'autre des impulsions) qui jouent un rôle similaire au "spoiler" et servent 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.

duisent une forte pondération  $T_2$  car chaque écho du train sera pondéré par un facteur en  $\exp(-t/T_2)$ . Cependant, elles permettent également une bonne pondération en  $T_1$  et en  $\rho_0$ . L'avantage de cette séquence est qu'elle est assez peu sensible aux effets *off-resonance*<sup>7</sup> 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 SAR, un certain flou, la surestimation des contours et le repliement. L'augmentation du SAR à cause des impulsions de refocalisation de  $180^\circ$  pose de sérieux problèmes en pratique 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  $\theta$  toujours inférieur à  $180^\circ$ . Dans ce cas, la magnétisation transversale ( $M_{xy}$ ) est partiellement basculée dans le plan longitudinal ( $\pm z$ ), partiellement refocalisée et partiellement laissée intacte. De la même façon, la magnétisation longitudinale sera partiellement placée dans le plan transversal, partiellement inversée ou laissée intacte. L'effet en pratique 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).

Comme on peut le remarquer sur la figure 1.17, dans le cas des FSE, le temps d'écho  $T_E$  n'est plus défini aussi simplement que dans le cas des échos de spins. Dans ce cas, on parlera plutôt de temps d'écho effectif  $T_{E_{eff}}$ , qui correspond au temps d'écho avec lequel les lignes du centre de l'espace  $k$  ont été acquises. Cela dit,  $T_{E_{eff}}$  est quand même noté  $T_E$ . Par conséquent, le contraste que l'on obtiendra sur l'image finale sera très dépendant de l'ordre d'acquisition des lignes de phase. Notons également que dans le cas des impulsions de refocalisation à faible angle de bascule, le contraste change comparé aux refocalisations de  $180^\circ$  (Weigel et Hennig, 2006). A noter que ces séquences peuvent être utilisées en *single shot* c'est-à-dire que toute

<sup>7</sup>A défaut d'une traduction satisfaisante, nous utiliserons toujours le terme anglophone "off-resonance".

l'image est acquise avec un seul train d'échos. Dans ce cas, on parle de SSFSE<sup>8</sup> qui sont très souvent utilisées avec des techniques d'acquisitions partielles de l'espace  $k$  (Bernstein *et al.*, 2004). Deux exemples d'images de tubes ayant différentes caractéristiques sont donnés à la figure 1.18.



**FIG. 1.18:** Exemple d'images acquises avec une séquence Fast Spin Echo et un angle de refocalisation de  $137^\circ$  à 3 T.  $T_R = 1200ms$ ,  $ETL = 24$  (a)  $T_E = 30ms$  et (b)  $T_E = 75ms$ .

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 1.1 (CPMG Carr-Purcell-Meiboom-Gill) Condition 1 :** Les impulsions de refocalisation doivent être déphasées de  $90^\circ$  par rapport à l'impulsion d'excitation, et doivent toujours être espacées d'un temps  $2\tau$  qui doit être le double du temps séparant l'impulsion d'excitation et la première refocalisation  $\tau$  (voir figure 1.17 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 :

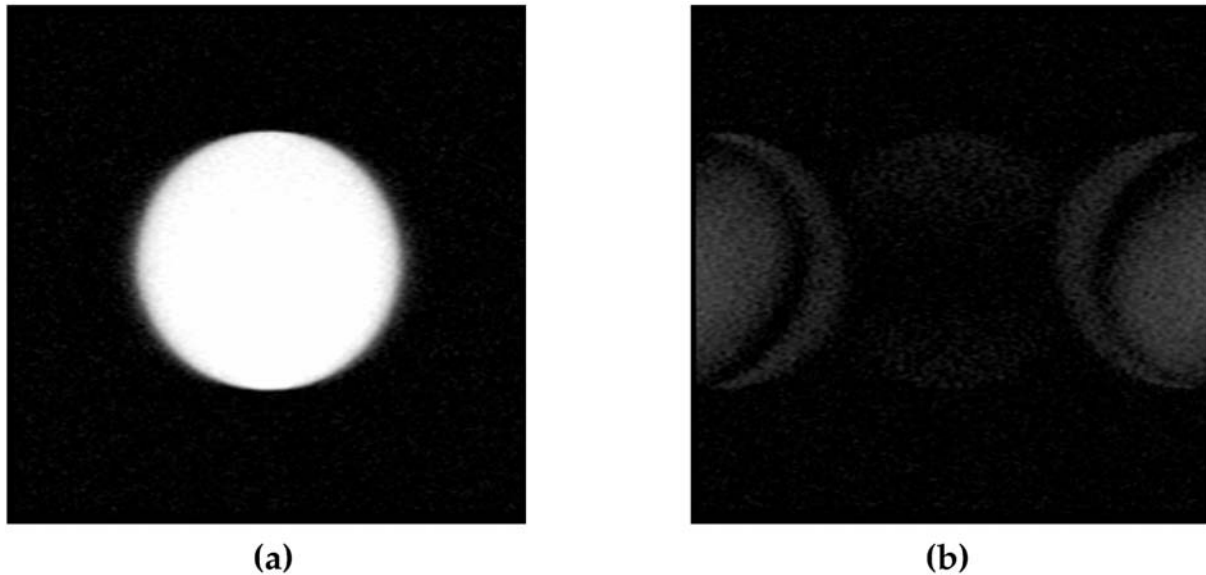
$$\gamma \int_{t_1}^{t_2} B(t) dt = \gamma \int_{t_2}^{t_3} B(t) dt = \dots = \gamma \int_{t_{N-1}}^{t_N} B(t) dt, \quad (1.51)$$

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 1.17) avec la même phase. Ce qui signifie que ces échos vont s'additionner de manière constructive. Si, par exemple, les impulsions d'excitation et de refocalisation n'étaient pas déphasées du tout, alors les échos apparaîtraient au même moment mais les échos primaires et stimulés seraient en opposition de phase et s'additionneraient de manière destructive. Il n'y aurait donc plus de signal (figure 1.19).

Il existe un grand nombre de variations autour de ces séquences de type FSE ou RARE. On peut citer plusieurs techniques dites de stabilisation d'écho où l'on cherche à faire varier les impulsions de refocalisation pour pouvoir faire des trains d'échos plus long (Busse *et al.*,

<sup>8</sup>On trouve très souvent l'acronyme HASTE pour *Half-Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo*.



**FIG. 1.19:** 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.

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.

### 1.3.4 Balanced Steady State Free Precession

Les séquences *Balanced Steady State Free Precession* (bSSFP) font partie de la famille des échos de gradient. Elles sont caractérisées par un temps de répétition  $T_R$  très petit et souvent inférieur à  $T_2$ . Pour donner un ordre de grandeur,  $T_R$  est souvent de l'ordre de  $5ms$ . Le principe est d'appliquer des impulsions RF de faible angle de bascule dans une direction donnée ( $\theta_x < \pi/2$ ) tous les  $T_R$ . Si ces conditions sont respectées et que l'on a répété l'expérience suffisamment longtemps, on observe que les magnétisations longitudinale et transversale entrent dans un état d'équilibre (ou *Steady state*). Contrairement aux échos de gradient spoilés (section 1.3.2), il faut éviter de disperser la magnétisation transversale de manière à garder la cohérence de phase. Par conséquent, il faudra veiller à ce que la phase accumulée par les isochromates soit la même de  $T_R$  en  $T_R$ . Pour ce faire, on fait en sorte d'annuler le moment d'ordre zéro des gradients, autrement dit que l'intégrale des gradients sur un  $T_R$  soit nulle. Avec ce genre de séquences, on utilise souvent une alternance de signes sur la RF de la forme  $\theta_x - T_R - \theta_x - \dots$ . Si de plus on considère que  $T_E = T_R/2$ , on peut alors montrer que le signal obtenu avec ce genre de séquences et l'alternance de signe est (Scheffler et Hennig, 2003) :

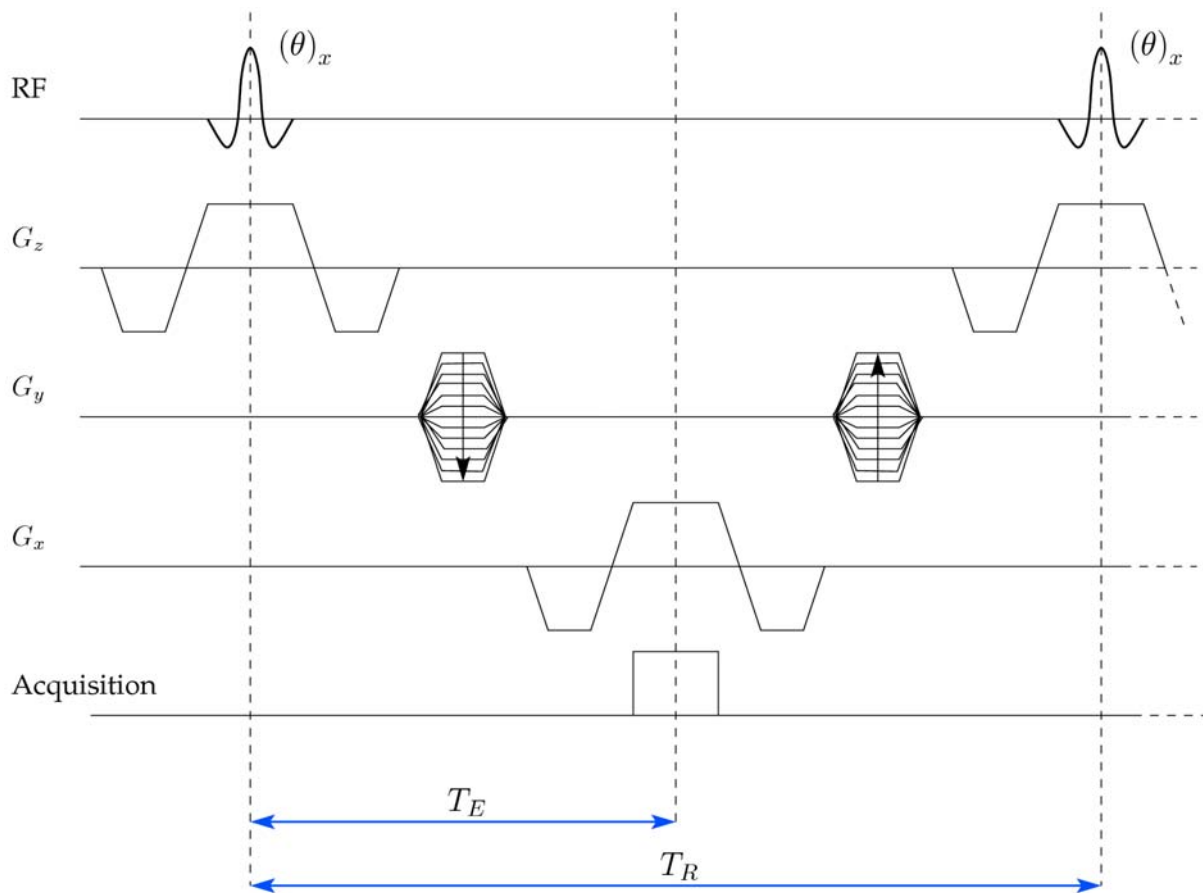
$$S(T_E) = M_0 \sin \theta \frac{1 - E_1}{1 - (E_1 - E_2) \cos \theta - E_1 E_2} \exp(-T_E/T_2). \quad (1.52)$$

avec  $E_1 = \exp(-T_R/T_1)$  et  $E_2 = \exp(-T_R/T_2)$ . Dans le cas où on utilise pas l'alternance des signes, c'est-à-dire que la séquence est de la forme  $\theta_x - T_R - \theta_x - \dots$ , on obtient :

$$S(T_E) = M_0 \sin \theta \frac{1 - E_1}{1 - (E_1 + E_2) \cos \theta + E_1 E_2} \exp(-T_E/T_2) \quad (1.53)$$

On peut remarquer que le signal est pondéré par un facteur en  $\exp(-T_E/T_2)$ , comme les échos de spin, contrairement aux échos de gradient spoilés qui sont pondérés par  $\exp(-T_E/T_2^*)$ . On

peut noter que lorsque l'on diminue légèrement le  $T_E$  par rapport à  $T_R/2$ , on introduit une pondération par  $T_2'$ . En pratique cette pondération est négligeable à cause du  $T_R$  et de la bonne homogénéité de champ nécessaire au bon fonctionnement de cette séquence. Cette séquence est décrite par la figure 1.20.



**FIG. 1.20:** Description d'une séquence de type bSSFP avec le moment d'ordre zéro des gradients annulé et  $T_E = T_R/2$ .

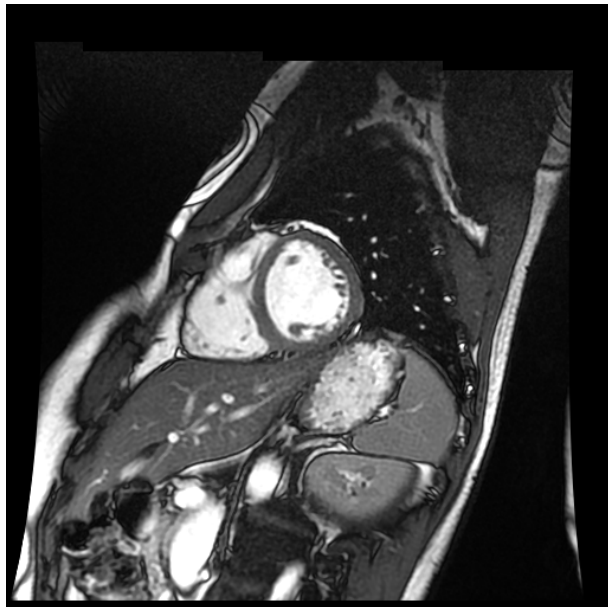
On peut ensuite simplifier le signal obtenu à l'équation (1.52) en considérant que le temps de répétition  $T_R$  est très inférieur aux temps de relaxation  $T_1$  et  $T_2$ . On obtient :

$$S(T_E) = \frac{M_0 \sin \theta}{(T_1/T_2)(1 - \cos \theta) + (1 + \cos \theta)} \exp(-T_E/T_2). \quad (1.54)$$

On fait alors apparaître un facteur de "pondération" en  $T_2/T_1$ , et on remarque que l'on peut contrôler le contraste (le rapport entre le  $T_1$  et le  $T_2$ ) grâce à l'angle de bascule  $\theta$ . Ainsi en augmentant l'angle de bascule on sera d'avantage "pondéré" par  $T_2$ . Un exemple d'image acquise sur un volontaire sain avec une séquence de bSSFP est donné figure 1.21.

Ces séquences sont appelées FIESTA<sup>9</sup> chez General Electric.

<sup>9</sup>FIESTA est l'acronyme de *Fast Imaging Employing the Steady State*



**FIG. 1.21:** Exemple d'image acquise avec une séquence de type *bSteady* sur un volontaire sain  $T_E = 1.7ms$ ,  $T_R = 3.8ms$  et  $\theta = 45^\circ$ .



## Chapitre 2

# Mouvements et non reproductibilité en IRM

Dans ce chapitre, nous allons faire quelques rappels de physiologie des organes qui nous intéressent. Nous détaillerons également les principales caractéristiques du mouvement de ces organes. Nous verrons quel est l'effet de ces mouvements sur les images acquises en IRM lorsque l'objet d'intérêt bouge. Ensuite, nous discuterons des solutions couramment utilisées en clinique à ce jour. Finalement, nous verrons en détail les solutions qui ont été proposées dans la littérature pour éviter, diminuer ou corriger les problèmes liés aux mouvements.

### 2.1 Origines

Le corps possède deux organes<sup>1</sup> qui ont un mouvement intrinsèque dû à leur fonctionnement. Le premier est le cœur, les seconds sont les poumons. Le mouvement de ces deux organes a un impact sur beaucoup d'autres organes tels que le foie ou les reins.

#### 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. Le cœur a une fonction de pompe pour récupérer le sang provenant de l'organisme, le faire oxygéner par les poumons puis 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 qui forme une pointe. Le cœur est constitué de deux systèmes en série. Le cœur droit (constitué de l'oreillette<sup>2</sup> droite et du ventricule droit) reçoit par l'oreillette correspondante le sang veineux pauvre en oxygène par les veines caves inférieure et supérieure, se poursuit par un ventricule et les artères pulmonaires ; il s'agit d'un régime à basse pression. Le sang est oxygéné lors de son passage dans les poumons, puis arrive à l'oreillette gauche par les veines pulmonaires. Il passe par le ventricule gauche (constitué de l'oreillette gauche et du ventricule gauche), qui l'envoie 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). Tout ceci forme un cycle qui est répété au cours du temps. Pour permettre au sang de passer des oreillettes aux ventricules, une valve fait la jonction entre les deux et s'ouvre lorsque la pression dans les oreillettes devient supérieure à celle dans les ventricules. Les valves ont un rôle de clapet antiretour.

Pour pouvoir éjecter le sang de ces ventricules, le cœur est animé d'un mouvement de contraction. Ce mouvement de contraction est "orchestré" par le noeud sinusal qui se trouve au sommet de l'oreillette droite. La dépolarisation de ce noeud entraîne le début d'un cycle

<sup>1</sup>Il y a d'autres organes qui possèdent un mouvement, comme les intestins (le péristaltisme), mais nous ne les évoquerons pas dans le présent document.

<sup>2</sup>Les oreillettes sont très souvent appelées atrium.

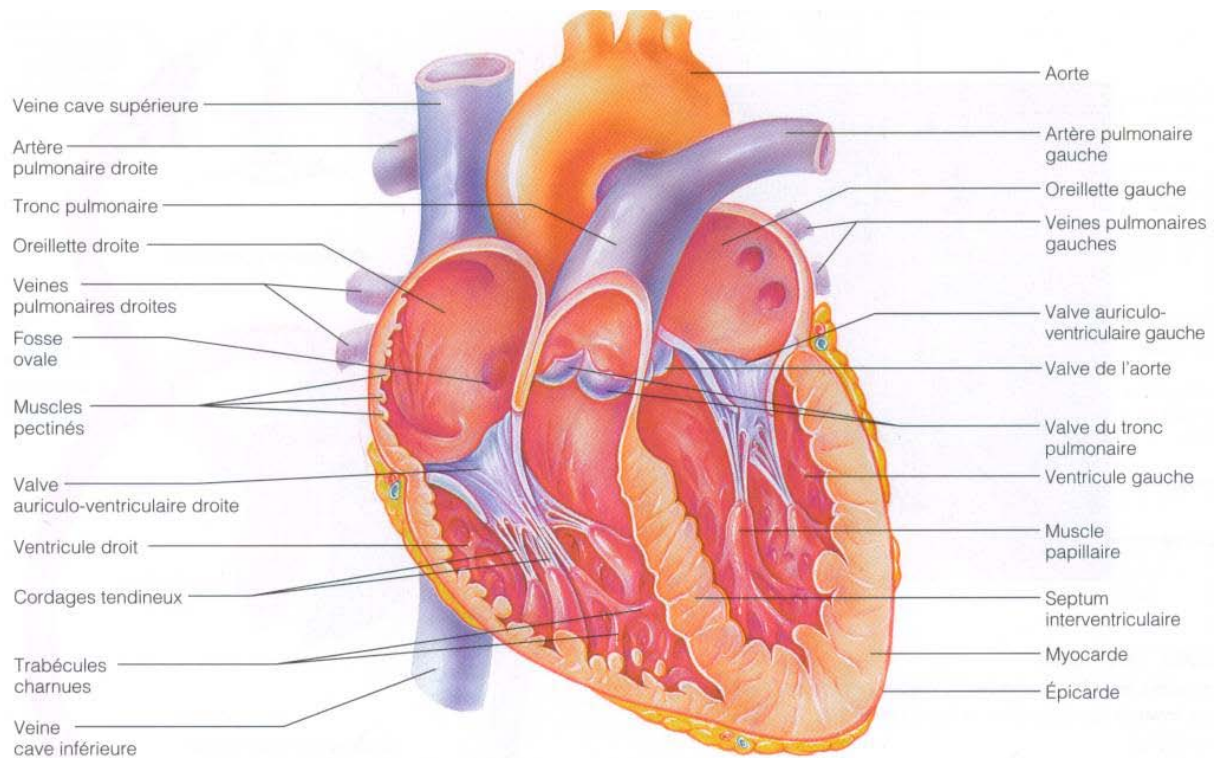


FIG. 2.1: Description des différentes parties du coeur. Extrait de (Cummings, 2004).

cardiaque. Lorsque ce noeud se dépolarise, 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. Ces quelques mots nous permettent de faire le lien avec quelque chose qui nous sera très utile pour la synchronisation cardiaque : l'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, en regardant le cœur depuis l'apex (Lorenz *et al.*, 2000). C'est cette association particulière, parfois décrite par l'image d'une serpillière que l'on tord, 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 par rapport à la phase initiale.

### 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 devenu au fil du temps un outil diagnostique primordial pour les maladies cardio-vasculaires.

Le signal ECG est la résultante de la dépolarisation successive de différentes cellules, dont la source est le noeud sinusal dont nous avons déjà parlé. Cette excitation se produit spontanément dans le noeud sinusal, qui est le *pacemaker* (ou 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 ont la capacité de se dépolariiser spontanément, leur fréquence propre est plus basse et la fréquence du noeud sinusal prédomine.

L'excitation se propage à partir de ce point aux deux oreillettes, avant d'être retardée dans le noeud 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.

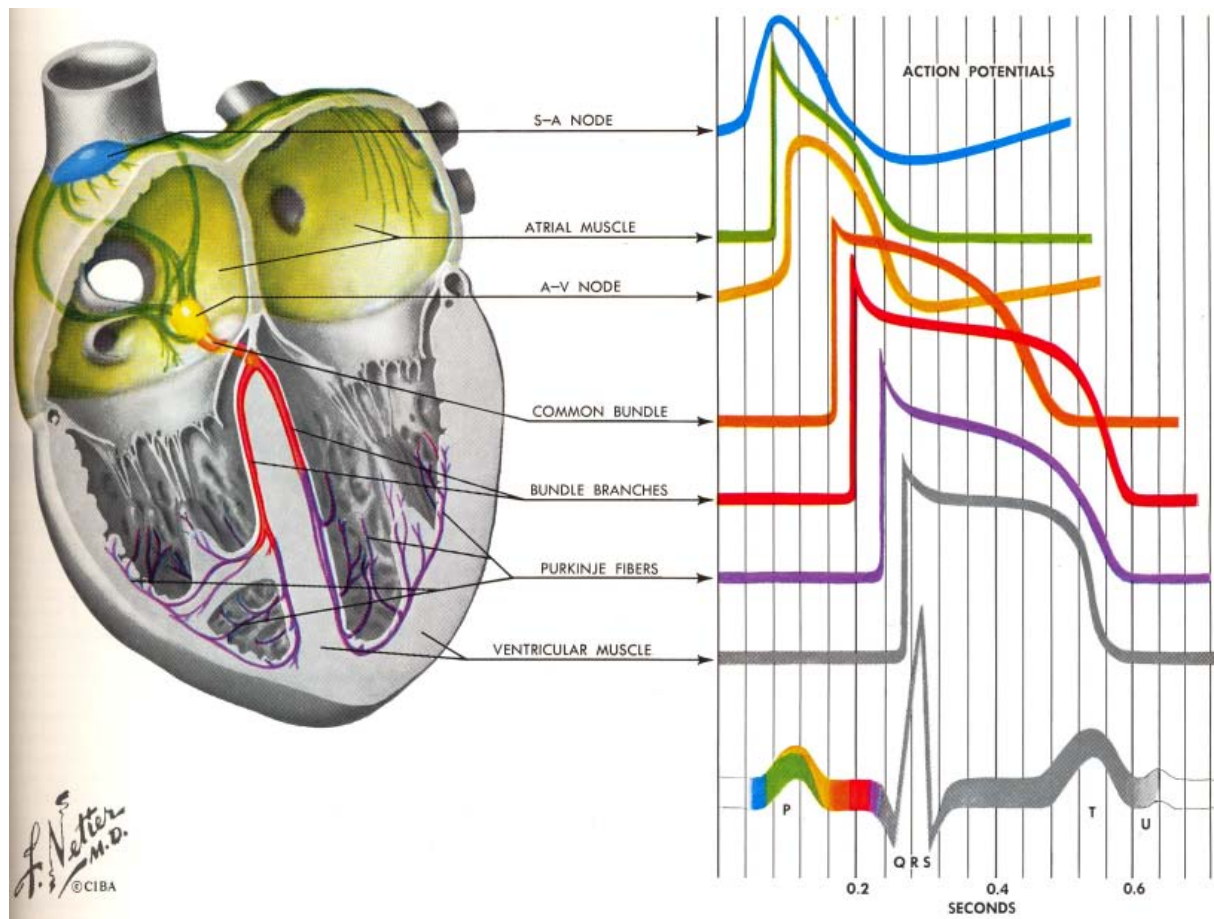


FIG. 2.2: Dépolariisation des cellules cardiaques et création du signal ECG (Netter, 1992).

En première approximation, l'ECG peut être expliqué 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 de l'activité 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 dépolariisation des oreillettes. Le complexe QRS est constitué des trois ondes Q, R et S, qui sont le fruit de la dépolariisation 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. La figure 2.3 illustre les différentes phases de la révolution cardiaque.

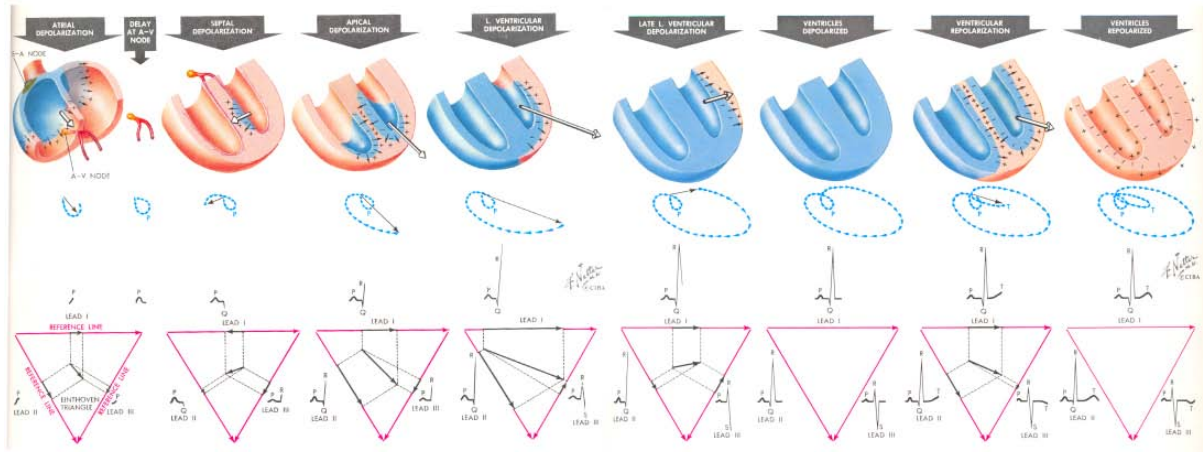


FIG. 2.3: La révolution cardiaque et les différentes déflexions de l'ECG (Netter, 1992).

Voyons maintenant ce que devient l'ECG en IRM dans la pratique.

### 2.1.1.3 L'ECG en IRM

L'ECG est généralement acquis en IRM pour deux raisons, la première pour synchroniser la séquence d'acquisitions avec l'activité cardiaque et la deuxième pour le monitoring ou suivi du patient pendant l'examen d'IRM. La synchronisation cardiaque est absolument nécessaire pour les examens cardiaques. Le monitoring des patients est l'un des axes d'étude de la sécurité en IRM. Le monitoring 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 monitoring 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 un examen IRM (Felblinger et Boesch, 1998, Shellock, 2001, Shellock et Crues, 2004). Le monitoring est également recommandé lors de l'injection de produits de contraste afin d'être prévenu de tout effet secondaire. Le lecteur intéressé trouvera plus de détail 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. Des études ont mis en évidence ce phénomène, avant l'avènement de l'IRM dans le pratique clinique, sur différentes espèces animales, (Beischer et Knepton, 1964, Gaffey et al., 1980, Tenforde, 1992, Togawa et al., 1967) mais également sur l'homme (Chakeres et al., 2003, Jehenson et al., 1988). Ce phénomène se caractérise principalement par une déformation de l'onde T, 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). L'influence du champ magnétique sur l'ECG est illustrée sur la figure 2.4.

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 magnétiques. En effet, les gradients sont des champs magnétiques qui varient très rapidement dans l'espace et dans le temps.

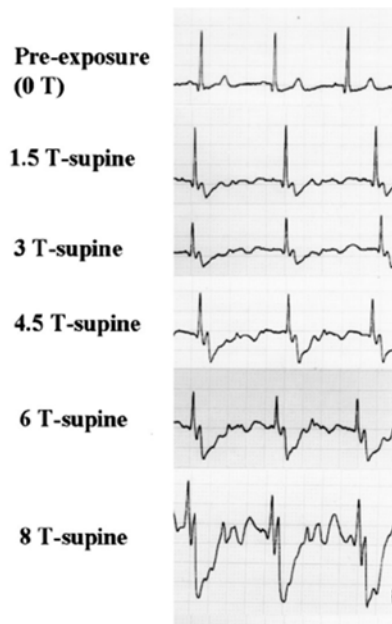


FIG. 2.4: Influence du champ magnétique statique sur un tracé ECG d'un homme (Chakeres et al., 2003).

Ces champs magnétiques varient à assez basse fréquence [ $1 - 30\text{kHz}$ ] et, rappelons-le, sont utilisés pour faire varier la composante en  $\vec{z}$  du champ statique dans les différentes directions. Ces gradients induisent des variations de champ électrique dans le corps des patients qui sont ensuite mesurées par les capteurs ECG<sup>3</sup>. La figure 2.5 représente les différentes déformations que subit l'ECG en IRM.

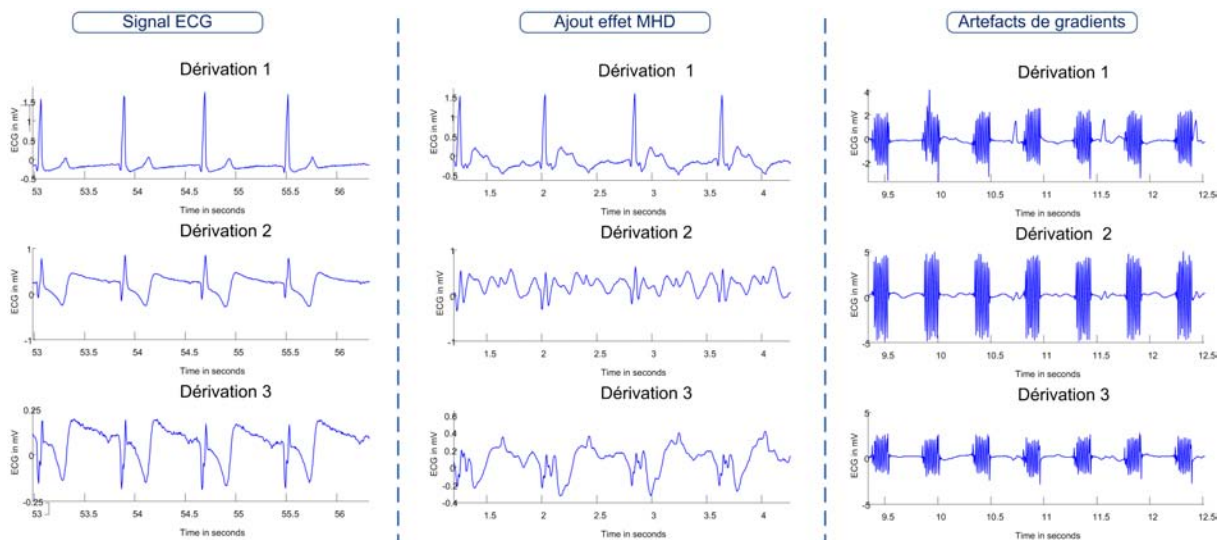


FIG. 2.5: Influence du champ statique (1.5 T) et des gradients sur l'ECG dans l'environnement de l'IRM. L'ECG est représenté hors du champ magnétique (première colonne), puis dans le champ magnétique statique (deuxième colonne) et finalement en présence des gradients lors de l'acquisition d'images (troisième colonne). Attention, ces acquisitions ont été faites avec des capteurs ECG ayant une bande passante de 60 Hz ce qui permet de bien montrer l'influence des gradients.

A cause de l'effet Hall et des artefacts de gradient présents sur l'ECG, la détection des différentes déflexions de l'ECG est assez délicate. La seule onde que l'on sait détecter en IRM, est

<sup>3</sup>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)

l'onde R. La technique de détection des ondes R la plus couramment utilisée en pratique est basée sur la vecto-cardiographie (figure 2.3) 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 linéaire et invariant par translation, Odille *et al.* (2007b) 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 nécessaire comme la cage thoracique, certains muscles et centres nerveux. Le cycle respiratoire comprend deux temps bien différents : 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 augmentent. 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 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. La figure 2.6 illustre ce mouvement.

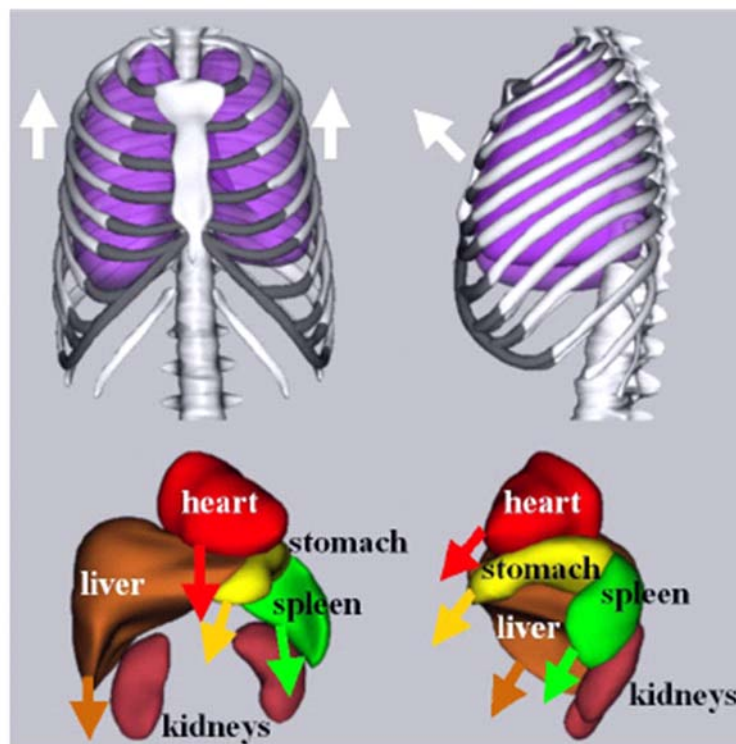


FIG. 2.6: Mouvement des organes pendant l'inspiration (Segars et Tsui, 2009).

A la différence de l'inspiration, l'expiration est un phénomène passif en respiration normale. Les muscles inspiratoires se relâchent et le système et les différents organes tendent à

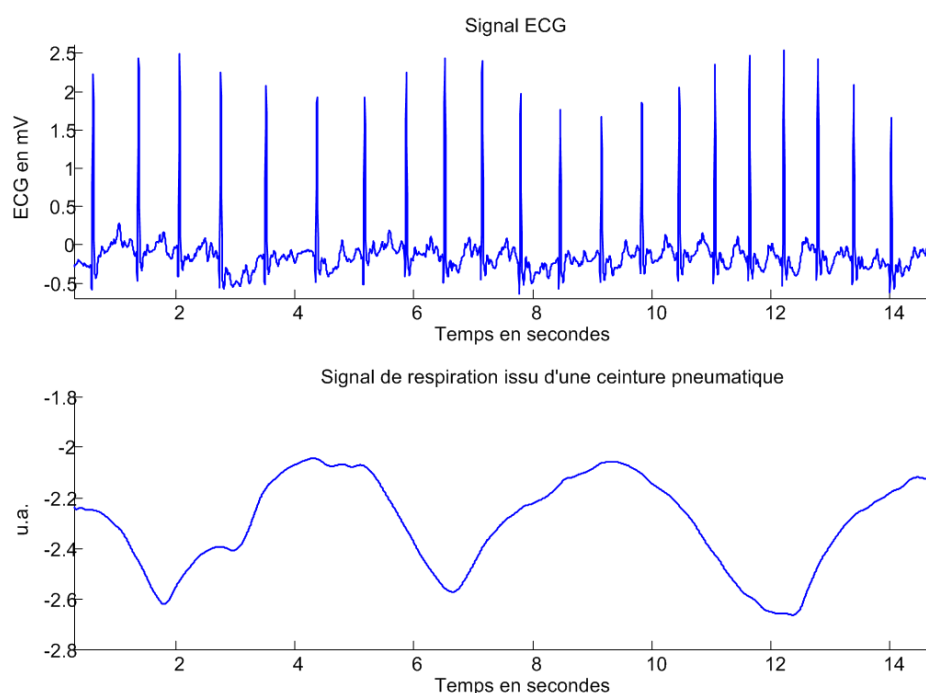
revenir à leur position initiale. La diminution de volume qui en résulte entraîne une augmentation de pression alvéolaire, qui devient ainsi supérieure à la pression atmosphérique et l'air est expulsé. C'est seulement en cas d'expiration rapide ou forcée que les muscles expiratoires sont mis en jeu.

### 2.1.2.2 Mesure du mouvement respiratoire

Il existe deux grands types de "capteurs" respiratoires utilisés en IRM : les ceintures respiratoires et les échos-navigateurs. Le principe des ceintures respiratoires est basé sur la mesure des mouvements du thorax ou de l'abdomen induits par la respiration. Elles permettent d'obtenir une information sur la phase respiratoire du patient et de surveiller la bonne tenue des apnées. Ces ceintures 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).

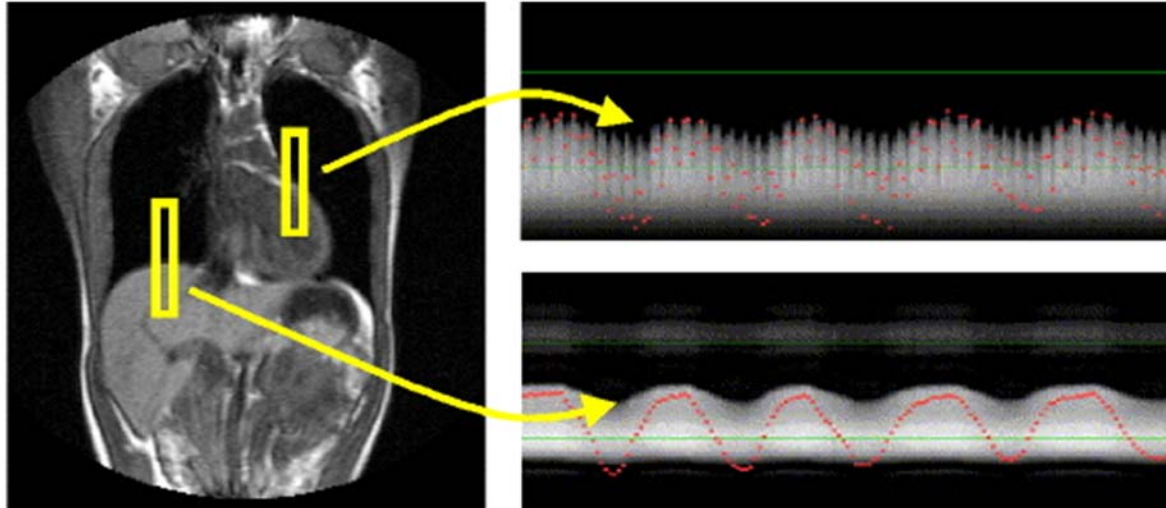
Les ceintures les plus répandues sont les ceintures pneumatiques (Rauvala *et al.*, 1996) placées autour du thorax ou de l'abdomen du patient. Ainsi, on mesure les variations de pression dans une tubulure en accordéon extensible. L'étirement de cette tubulure implique un changement de volume et par conséquent un changement de pression. Bien sûr, il est possible d'imaginer d'autres types de capteurs respiratoires comme des ceintures optiques (Pasquier, 2007), des accéléromètres (Rousselet *et al.*, 2010b) ou encore des spiromètres (Rousselet *et al.*, 2010a). Les ceintures pneumatiques ont plusieurs avantages : elles sont amagnétiques, non invasives et faciles à installer. Le gros inconvénient est qu'elles ont une dérive au cours du temps qui peut être gênante dans certains cas et elles ne donnent pas de mesure directement 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 2.7 avec un exemple de signal respiratoire acquis avec une ceinture pneumatique.



**FIG. 2.7:** Influence de la respiration sur un signal ECG acquis en IRM. En bas, il y a un exemple de 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 images. Les navigateurs les plus courants consistent à exciter une "colonne" de spins sur le diaphragme au niveau de l'interface foie-poumon. Il existe plusieurs façons de faire cela et nous en rediscuterons dans la section 2.4. Un exemple de navigateur est donné à la figure 2.8.



**FIG. 2.8:** 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 est représenté les profils des navigateurs en fonction du temps.

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 une image. Nous verrons qu'il existe plusieurs façons d'acquérir ces navigateurs (voir section 2.4).

Dans la section suivante, nous détaillerons la plateforme de traitement temps réel et d'enregistrement des signaux physiologiques qui a beaucoup été utilisée au cours de ces travaux.

### 2.1.3 Plateforme de traitement des signaux physiologiques

Pour la suite, nous appellerons cette plateforme de traitement des signaux physiologiques SAEC qui signifie *Signal Analyzer and Event Controller* Odille et al. (2007b).

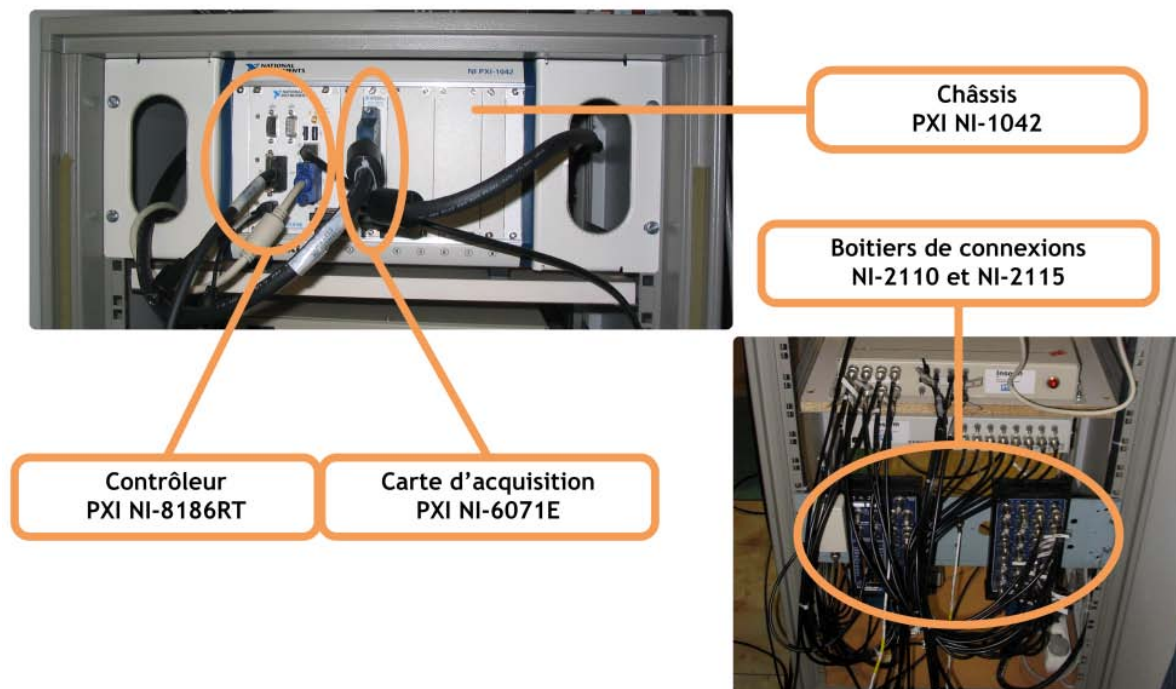
#### 2.1.3.1 Intérêt et constitution

L'intérêt de cette plateforme est de pouvoir enregistrer les signaux physiologiques ainsi que le déroulement de la séquence de façon parfaitement synchrone. Cette plateforme, permet de traiter les signaux comme l'ECG afin d'en détecter les ondes R et on peut ensuite, grâce à un signal TTL, synchroniser la séquence avec les ECG et enregistrer le tout.

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



capteurs ECG sont composés de trois dérivations. Sur le Maglife modifié nous avons la possibilité de brancher 3 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. Malheureusement, nous ne pouvons transmettre qu'une seule dérivation pour chaque capteur ECG. Du coup, nous utilisons plusieurs capteurs afin d'avoir les données nécessaires pour la détection des ondes R par exemple. Ensuite, les signaux optiques sont démodulés, convertis en analogique et numérisés pour pouvoir être traités, enregistrés et affichés. Nous pouvons aussi 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 vendu par la société National Instrument. La figure 2.9 est une photo de l'unité temps réel et de l'acquisition des signaux.



**FIG. 2.9:** On voit ici les différents constituants de la partie temps réel avec à droite l'unité temps réel et à gauche les différentes unités de démodulation et de numérisation.

### 2.1.3.2 Logiciel et interface

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 commander le comportement des traitements que l'on souhaite réaliser (voir figure 2.10).

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 la société Schiller et est celui qui est implémenté dans un de leurs appareils (Argus PB-100). Malheureusement, nous ne connaissons pas l'algorithme utilisé par ce détecteur que nous devons considérer comme une boîte noire.

Finalement, une sortie de type TTL est branchée dans une entrée de "trigger externe" directement dans l'électronique de l'IRM. Ce qui nous permettra de synchroniser l'IRM comme bon nous semble (nous en reparlerons au chapitre 3). La figure 2.11 donne une vue d'ensemble de

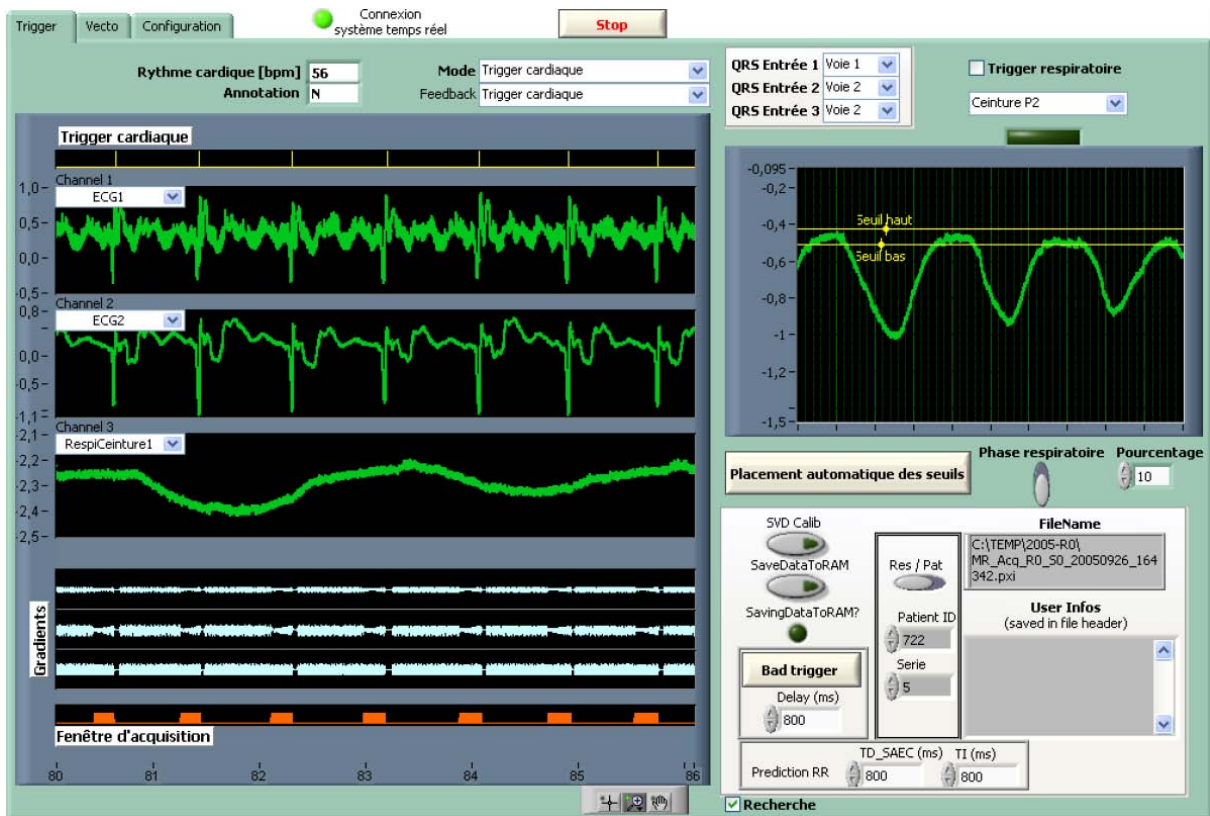


FIG. 2.10: Interface graphique du SAEC

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-acquisitions (pendant le gradient de lecture) nous considérerons une simple translation en fonction du temps. Ces problèmes ont principalement été traités par [Haacke et Patrick \(1986\)](#),

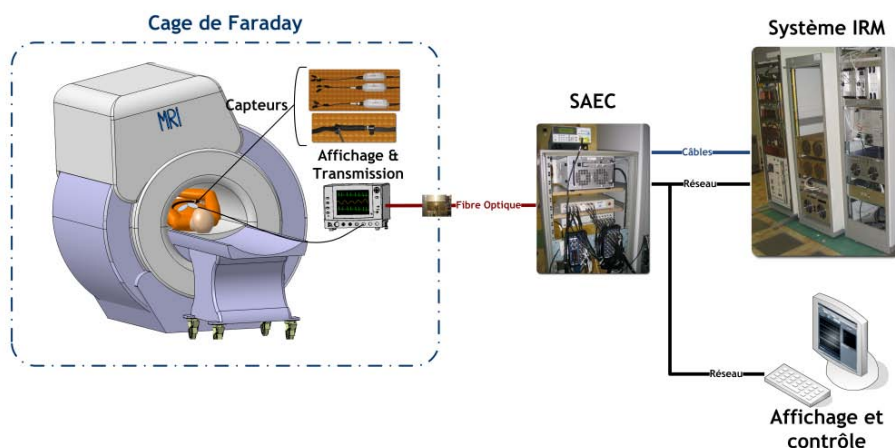


FIG. 2.11: Vue d'ensemble du SAEC.

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

Commençons par considérer un mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence puis dans la direction de phase.

#### 2.2.1.1 Mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence

Considérons un mouvement macroscopique tel que l'on peut en trouver dans la poitrine. On considère que chaque spin de l'objet oscille à une certaine fréquence angulaire  $\omega_m$  autour de sa position d'origine  $x_0$  et on négligera ce qui se passe pendant les gradients de lecture :

$$x(t') = x_0 + A_m \sin(\omega_m t'). \quad (2.1)$$

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  $\Delta G_y$  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 :

$$t' = (k_y/\Delta k_y + N_y)T_R. \quad (2.2)$$

Ensuite, si on reprend l'équation du signal (1.43) et que l'on considère que l'on obtient directement la densité de spins  $\rho$ , on obtient :

$$s(k_x, k_y) = \iint_{\Omega} \rho(x, y) \exp(-2\pi j(k_x x + k_y y)) dx dy. \quad (2.3)$$

Le fait de considérer que notre objet bouge en fonction du temps implique que  $\rho(x, y)$  est une fonction du temps. Par conséquent, l'équation ci-dessus devient :

$$s(k_x, k_y) = \iint_{\Omega} \rho(x(t'), y) \exp(-2\pi j(k_x x(t') + k_y y)) dx dy. \quad (2.4)$$

Il est alors possible d'éliminer la dépendance au temps de la densité de spins  $\rho$  à l'aide du changement de variable suivant :

$$x' = x - A_m \sin(\omega_m t'). \quad (2.5)$$

Du coup, on peut réécrire l'équation du signal (2.4) sous la forme :

$$s(k_x, k_y) = \iint_{\Omega} \rho(x', y) \exp(-2\pi j[k_x(x' + A_m \sin(\omega_m t')) + k_y y]) dx' dy. \quad (2.6)$$

En utilisant l'identité :

$$\exp(-j\alpha \sin(\omega t)) = \sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(\alpha) \exp(-jp\omega t) \quad (2.7)$$

où  $J_p$  représente les fonctions de Bessel modifiées de première espèce d'ordre  $p$ . Ainsi, on peut poursuivre le calcul et réécrire l'équation (2.6) sous la forme (de plus on substitue à  $t'$  son expression (2.2)) :

$$s(k_x, k_y) = \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \iint_{\Omega} \rho(x', y) J_p(2\pi A_m k_x) \exp\{-2\pi j(k_x x' + k_y y) - jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R\} dx' dy \quad (2.8)$$

que l'on peut réécrire sous une forme plus parlante :

$$s(k_x, k_y) = \iint_{\Omega} \rho(x', y) \exp(-2\pi j(k_x x' + k_y y)) dx' dy \quad (2.9)$$

$$\sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(2\pi A_m k_x) \exp\{-jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R\}.$$

Dans cette dernière relation on reconnaît la transformation de Fourier de  $\rho$ , 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<sup>4</sup>. En notant  $\mathcal{F}$ , l'opérateur de transformation de Fourier, on peut écrire :

$$s(k_x, k_y) = \mathcal{F}\{\rho(x', y)\}(k_x, k_y) \sum_{p=-\infty}^{+\infty} J_p(2\pi A_m k_x) \exp\{-jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R\}. \quad (2.10)$$

Ensuite, à partir de cette dernière équation on peut calculer l'image reconstruite en présence d'un mouvement dans la direction de fréquence en utilisant les propriétés de la transformation de Fourier, entre autres que le produit dans le domaine fréquentiel donne un produit de convolution dans le domaine spatial. Nous noterons l'image reconstruite  $\hat{\rho}(x, y)$  et on obtient :

$$\hat{\rho} = \rho\{s\} = \rho \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \mathcal{F}\{J_p(2\pi A_m k_x) \exp(-jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R)\} \quad (2.11)$$

où  $\star_{(x,y)}$  représente le produit de convolution 2D selon  $x$  et  $y$ . On peut ensuite calculer la fonction d'étalement, que l'on appellera PSF<sup>5</sup>. La définition de la PSF est obtenue lorsque l'on considère que  $\rho(x, y) = \delta(x - x_0, y - y_0)$ , c'est-à-dire l'impulsion de Dirac située en  $(x_0, y_0)$ . La PSF  $P$  est donc

$$P(x, y) = \delta(x - x_0, y - y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \mathcal{F}\{J_p(2\pi A_m k_x) \exp(-jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R)\}. \quad (2.12)$$

Pour aller un peu plus loin, on peut approfondir davantage le calcul du terme à droite du produit de convolution. Dans ce terme, on voit qu'une partie dépend de  $x$  et l'autre de  $y$ , on peut donc les séparer et calculer la transformation de Fourier :

$$\mathcal{F}\{J_p(2\pi A_m k_x) \exp(-jp\omega_m(k_y/\Delta k_y + N_y)T_R)\} = \mathcal{F}\{J_p(2\pi A_m k_x)\}(x) \delta(y - p \frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}). \quad (2.13)$$

La transformée de Fourier des fonctions de Bessel peut se calculer grâce aux polynômes de Chebyshev de première espèce et d'ordre  $p$ , notés  $T_p$  :

$$\mathcal{F}\{J_p(2\pi A_m k_x)\}(x) = \begin{cases} \frac{2(j)^p T_p(x/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - x^2}} & \text{si } |x| < A_m \\ 0 & \text{si } |x| \geq A_m \end{cases}. \quad (2.14)$$

Finalement, on peut calculer la PSF sous la forme :

$$P(x, y) = \begin{cases} \delta(x - x_0, y - y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} \frac{2(-j)^p T_p(x/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - x^2}} \delta(y - p \frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}) & \text{si } |x| < A_m \\ 0 & \text{si } |x| \geq A_m \end{cases}. \quad (2.15)$$

<sup>4</sup> que l'on retrouve souvent sous le terme de "fantôme" de l'anglais *Ghost* ou *Ghost artifact*

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

Ainsi, en analysant cette dernière expression, on voit qu'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  $y$ ).

Le résultat de ce mouvement périodique selon la direction de fréquence donnera une périodisation de l'objet mesuré dans l'image, c'est que l'on appelle des fantômes. Ainsi, on retrouvera dans l'image, l'objet en question en son point initial  $(x_0, y_0)$  et les fantômes. L'espace entre les 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 ainsi que du temps de répétition. Cet espacement peut s'écrire en fonction de temps de répétition et la fréquence du mouvement  $f_m = \omega_m/2\pi$ . 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, dans ce cas nous sommes synchronisés avec ce mouvement (c'est le cas de la synchronisation cardiaque et respiratoire). Tout ceci signifie également que l'on peut séparer l'objet imagé et ses fantômes en augmentant le  $T_R$ , voire les faire disparaître. De façon générale, dans le cas de mouvements réels et non-sinusoidaux, les composantes basse fréquence se replient dans la champ de vue et on a donc des fantômes. Ceci est important, surtout pour les mouvements respiratoires ou les dérives des organes pendant une apnée, car dans les deux cas, ces mouvements contiennent des composantes basse voire très basse fréquence.

Le résultat de ce mouvement périodique selon la direction de fréquence donnera 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 trouve près des extrémités du mouvement, ce qui se comprend puisque ce sont les 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 donc omis les termes correspondant à la discrétisation du problème (multiplications/convolutions avec des peignes de Dirac/fonctions portes). Il y a alors deux modifications à prendre en compte. La première 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

Comme précédemment, nous considérons un mouvement sinusoïdal mais dans la direction de phase :

$$y(t') = y_0 + A_m \sin(\omega_m t'). \quad (2.16)$$

En faisant un raisonnement similaire à celui de la section précédente, seul le calcul de somme (équation (2.10)) est différent. En effet, dans le cas présent, il n'y a plus de dépendance en  $x$ , on

obtient donc :

$$P(x, y) = \begin{cases} \delta(x - x_0, y - y_0) \star_{(x,y)} \sum_{p=-\infty}^{+\infty} (-1)^p \frac{2(-j)^p T_p(y/A_m)}{\sqrt{A_m^2 - y^2}} \star_y \delta(y - p \frac{\omega_m T_R N_y}{2\pi}) & \text{si } |y| < A_m \\ 0 & \text{si } |y| \geq A_m \end{cases} \quad (2.17)$$

Comme précédemment, les fantômes sont espacés de  $p(\omega_m T_R N_y)/(2\pi)$ , qui dépend du champ de vue dans la direction de phase, de la fréquence du mouvement 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. Dans ce cas, on aura les mêmes discours sur les fantômes et le flou que dans le cas du mouvement dans la direction de fréquence.

Dans la partie suivante, nous montrons brièvement ces résultats en pratique.

### 2.2.1.3 Exemple sur fantômes

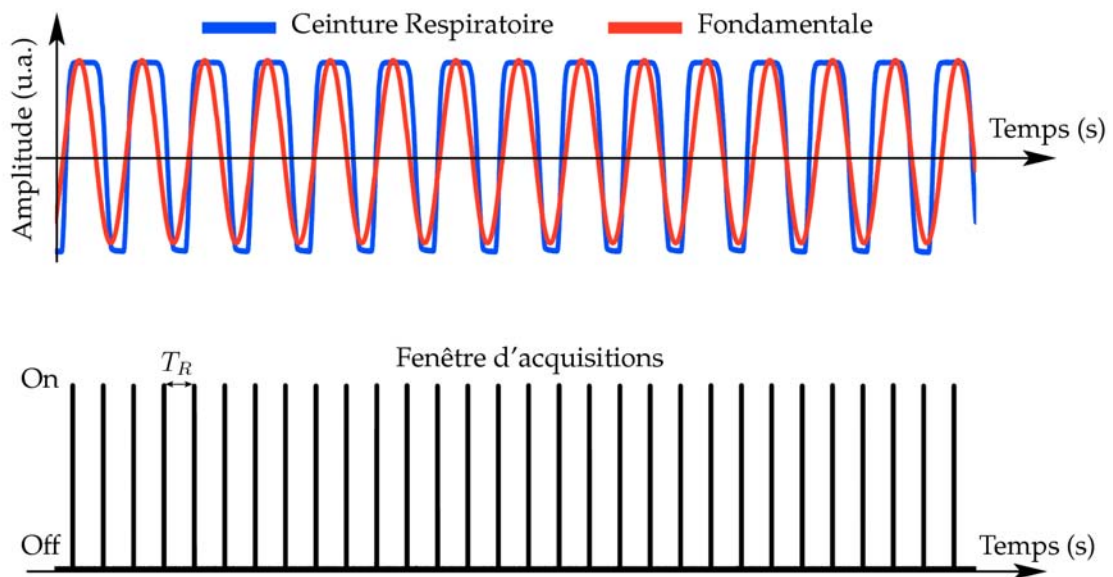
Dans le but de vérifier de façon expérimentale les calculs théoriques que nous venons de présenter, nous avons utilisé une plateforme mobile développée au laboratoire. Cette plateforme est commandée par un respirateur et permet de faire des mouvements périodiques dans une seule direction (de haut en bas). Le principe de fonctionnement est assez simple : 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 2.12 est une photographie du respirateur et de la plateforme mobile.



FIG. 2.12: Photographie du respirateur et de la plateforme mobile utilisés pour simuler des mouvements périodiques.

Afin de se rapprocher d'un objet dont la distribution des spins serait proche de celle du Dirac, 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 placé un objet statique à côté de la plateforme mobile mais dans le même plan que celui de la bille. Nous avons réglé le simulateur de telle sorte 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 image du

mouvement réel (voir figure 2.13).



**FIG. 2.13:** 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'écho de spin simple, avec un balayage cartésien de l'espace  $k$  comme dans la partie théorique précédemment discutée. Le nombre de lignes de phase et le nombre de points acquis dans la direction de fréquence ont été fixés à 256. Le temps de répétition a été fixé aux valeurs suivantes : 100 ms, 500 ms et 2000 ms. Dans un premier temps, le mouvement de la bille a été mis dans la direction de fréquence puis, dans un deuxième temps, dans la direction de phase.

Les résultats de cette expérience sont donnés à la figure 2.14. On remarque que la forme et l'espacement entre les fantômes sont conformes à ce que nous avons démontré de façon théorique. Dans le cas du mouvement sinusoïdal dans la direction de fréquence (figure 2.14-a), on retrouve bien 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 2.14-b), on retrouve la périodisation et le flou dans cette même direction. Notons que dans notre expérience, la bouteille immobile ne l'est pas tout à fait, ce qui explique les artefacts fantômes que l'on retrouve.

Dans la partie théorique, nous avons considéré des sinusoides sans phase à l'origine (équations (2.1) et (2.16)). Si l'on considère ce terme en plus on obtient un mouvement de la forme :

$$y(t') = y_0 + A_m \sin(\omega_m t' + \phi_m). \quad (2.18)$$

Ce terme se traduirait par un déphasage supplémentaire dans les PSF avec un terme en  $\exp(-jp\phi_m)$  dans la somme sur  $p$ . Ce terme de phase ne changerait rien aux résultats présentés puisque ce terme n'affecterait que la phase des images reconstruites mais ne changerait en rien le module de ces images. De plus, dans la figure 2.14 nous ne présentons que le module des images. Ces calculs peuvent s'étendre à trois dimensions mais nous trouverions des résultats similaires (Wood et Henkelman, 1985).

### 2.2.2 Mouvements intra-acquisition

Dans le cas du mouvement intra-acquisition, nous considérons que le mouvement apparaît entre l'excitation et la fin du gradient de lecture. Dans la chapitre 1, nous avons vu que le processus d'encodage des signaux IRM est lié à la phase accumulée des isochromates. La phase accumulée dépend de leurs positions. Par conséquent, le mouvement de l'objet qui engendre également un déphasage va "corrompre" l'encodage. Ce problème est connu et bien documenté : voir par exemple [Haacke \*et al.\* \(1999\)](#) ou encore [Bernstein \*et al.\* \(2004\)](#).

Dans ce qui suit, nous considérerons surtout ce problème lors de l'application du gradient de lecture. Considérons le cas d'un écho de gradient avec un gradient bipolaire comme donné sur la figure 2.15.

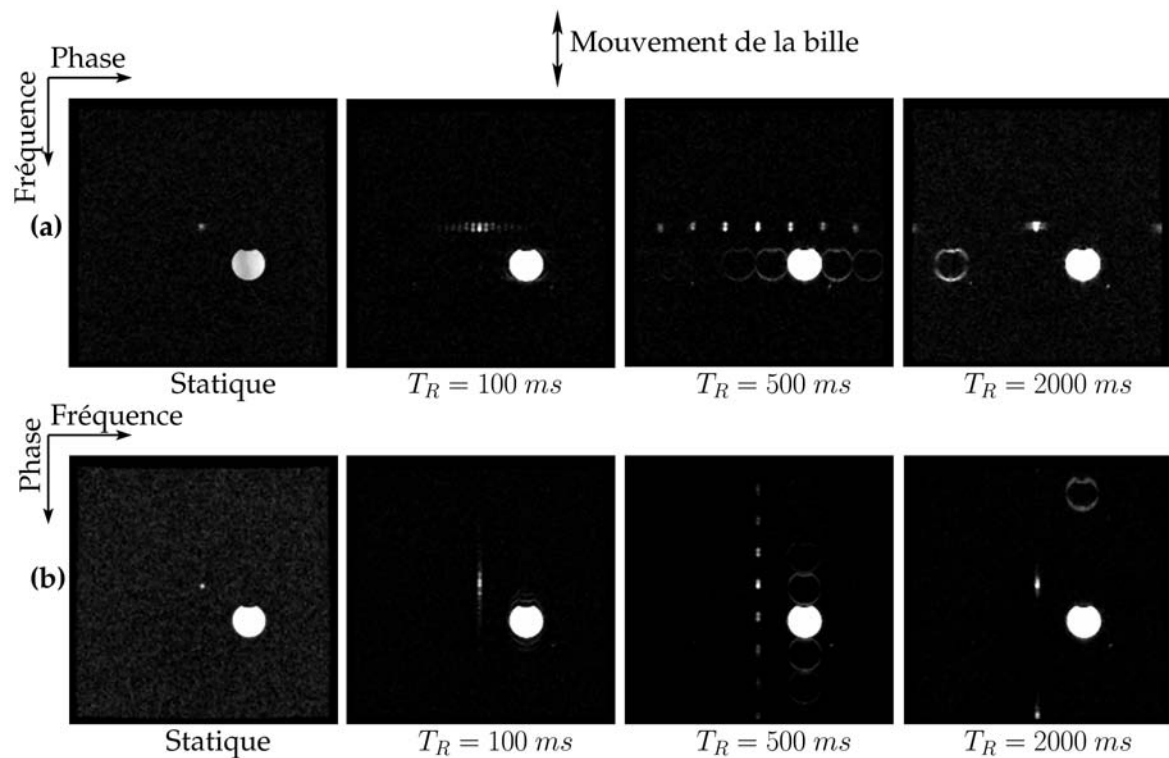
Ensuite, nous considérons un mouvement selon la direction de fréquence à vitesse constante  $\nu_x$  à partir du point  $x_0$ . Ce déplacement sera fonction du temps et s'écrira de la manière suivante :

$$x(t) = x_0 + \nu_x t. \quad (2.19)$$

La phase accumulée par l'ensemble de spins initialement en  $x_0$ , c'est-à-dire au début du gradient bipolaire, peut s'exprimer par :

$$\phi(t) = \gamma \int_0^t G_x(t') x(t') dt'. \quad (2.20)$$

Ainsi, la position  $x$  n'est plus indépendante du temps et ne peut donc plus être sortie de l'intégrale. En poursuivant le calcul de cette dernière intégrale, on trouve facilement que la phase



**FIG. 2.14:** Résultat de l'application d'un mouvement sinusoïdal dans les directions de fréquence (a) et de phase (b). On peut remarquer que l'espacement entre les fantômes est bien fonction du  $T_R$  lorsque la période du mouvement de l'objet est fixée et que le flou est bien dans les directions de fréquence (a) et de phase (b). La fréquence fondamentale était de  $0.25 \text{ Hz}$  ( $\omega_m = 1.57 \text{ rad/s}$ ) et l'amplitude  $A_m$  de  $24 \text{ mm}$ .



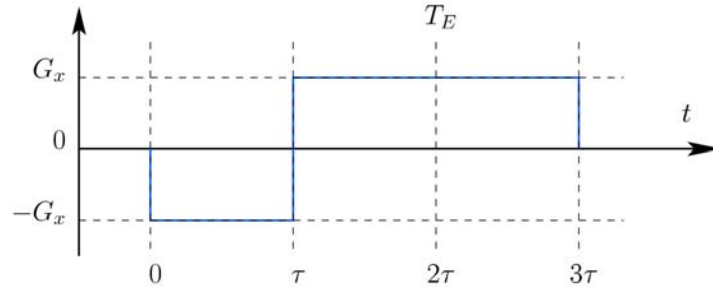


FIG. 2.15: Gradient de lecture bipolaire utilisé pour le calcul du déphasage des isochromates lors d'un déplacement linéaire à vitesse constante.

des spins est composée d'un terme  $\phi_0$  dû l'encodage spatial de la position initiale  $x_0$  et d'un autre terme  $\phi_\nu$  dû aux déplacements. Ainsi, on trouve :

$$\phi(t) = \phi_0(t) + \phi_\nu(t), \quad (2.21)$$

avec

$$\begin{cases} \phi_0(t) = -\gamma G_x x_0 t & \text{si } 0 \leq t \leq \tau \\ \phi_0(t) = \gamma G_x x_0 (t - 2\tau) & \text{si } \tau \leq t \leq 3\tau \end{cases} \quad (2.22)$$

et

$$\begin{cases} \phi_\nu(t) = -\frac{1}{2}\gamma G_x \nu_x t^2 & \text{si } 0 \leq t \leq \tau \\ \phi_\nu(t) = -\frac{1}{2}\gamma G_x \nu_x (t^2 - 2\tau^2) & \text{si } \tau \leq t \leq 3\tau. \end{cases} \quad (2.23)$$

Dans le cas où l'objet imagé est statique, la magnétisation est rephasée à l'écho c'est-à-dire qu'on a  $\phi(2\tau) = \phi(T_E) = \phi_0(T_E) = 0$  ce qui satisfait bien la condition (1.48) discutée au chapitre 1. Malheureusement, 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 vitesse au temps d'écho pour un simple gradient bipolaire est constant. Ce déphase apparaîtra dans l'image reconstruite après transformation de Fourier, et on trouvera :

$$\rho_\nu(x, y) \approx \exp \{ -j\gamma G_x \nu_x x_0 \tau^2 \} \rho(x, y). \quad (2.24)$$

Nous avons utilisé le signe "approximativement égal à" car nous avons négligé les termes dus à la vitesse pendant le reste de l'échantillonnage. Cependant, si l'on s'intéresse au module, on remarque facilement que tous les termes de phase disparaissent :

$$|\rho_\nu(x, y)| = |\rho(x, y)|. \quad (2.25)$$

Cette propriété est d'ailleurs souvent utilisée pour estimer la vitesse de déplacement d'un flux  $\nu_x$  comme 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. Dans cette partie sur la conséquence des mouvements intra-acquisition, il y aurait bien d'autres cas possibles à considérer mais le cas considéré sera suffisant en ce qui concerne le présent document (Bernstein *et al.*, 2004, Haacke et Patrick, 1986, Haacke *et al.*, 1999, Wood et Henkelman, 1985).

### 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 2D, puisque lors d'une sortie de coupe, on ne mesure pas les mêmes

informations 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 la densité de spins mesurée comme une fonction périodique du temps. C'est le cas par exemple, des flux sanguins dans l'aorte lorsque que l'on fait une coupe perpendiculaire à cette dernière. Comme la densité est maintenant une fonction périodique de période  $T_m = 2\pi/\omega_m$ , on peut maintenant la décomposer en une série de Fourier :

$$\rho(x, y, t') = \sum_{p=-\infty}^{+\infty} a_p(x, y) \exp \{jp\omega_m \hat{t}\} \quad (2.26)$$

avec

$$a_p(x, y) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} \rho(x, y, \hat{t}) \exp \{jp\omega_m \hat{t}\} d\hat{t} \quad (2.27)$$

et

$$\hat{t} = t + T_R(k_y/\Delta k_y) + nT_R. \quad (2.28)$$

En intégrant la série de Fourier dans l'équation du signal (2.3) et en poursuivant le calcul on trouve :

$$\hat{\rho}(x, y) = \sum_{p=-\infty}^{\infty} \rho_p(x - p\omega_m t/(2\pi k_x), y - p\omega_m T_R N_y/(2\pi \Delta k_y)) \exp \{jp\omega_m nT_R\} \quad (2.29)$$

avec

$$\rho_p(x, y) = \mathcal{F}\{s_p(k_x, k_y)\} \quad (2.30)$$

$$= \mathcal{F} \left\{ \iint_{\Omega} a_p(x, y) \exp \{jp\omega_m \hat{t} - 2\pi j(k_x x + k_y y)\} dx dy \right\}. \quad (2.31)$$

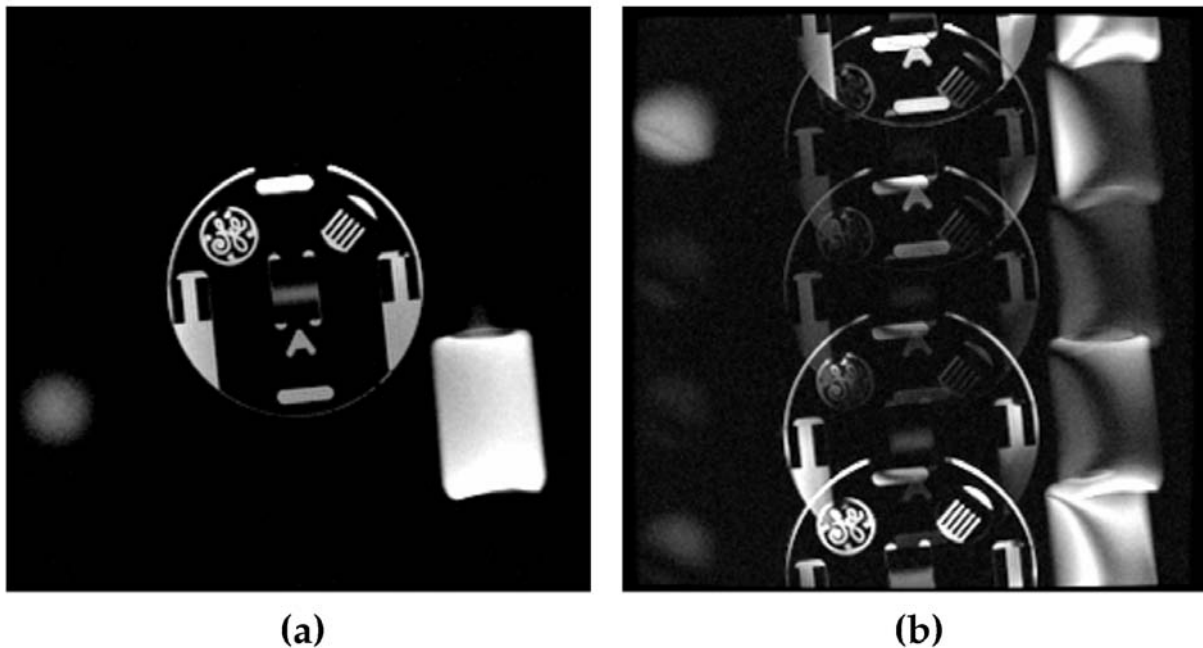
Ainsi, en analysant l'équation (2.29), on remarque qu'une fois de plus un mouvement périodique perpendiculaire au plan de coupe créera des artefacts de type "fantômes" sur l'image. Mis à part le facteur de phase, chaque  $\rho_p$  représente un fantôme décalé essentiellement dans la direction de phase. Dans le cas où  $p = 0$ , on retrouve la vraie image mais modifiée en phase et en module.

Pour illustrer ce phénomène au lieu d'utiliser la plateforme mobile, nous avons déplacé le champ de vue d'un  $T_R$  à l'autre. Pour ce faire, nous avons modifié une séquence de type balanced SSFP (voir section 1.3.4) de telle sorte que le champ de vue se déplace d'une fraction de l'épaisseur de coupe de façon sinusoïdale (voir annexe B pour de plus amples détails sur cette séquence). Le résultat de cette expérience est donné à la figure 2.16. On constate facilement le type d'artefacts que nous avons prédit de façon théorique.

## 2.2.4 Conclusion sur les effets du mouvement en IRM

Comme nous l'avons montré précédemment, le mouvement est un problème récurrent en IRM des organes en mouvement (coeur, foie, reins). Évidemment, nous ne considérons pas les mouvements "volontaires" du patient, c'est-à-dire quand le patient bouge de façon volontaire. 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 ne diffère pas "trop" d'un cycle à l'autre. Malheureusement, nous verrons dans le chapitre 3 que ces hypothèses ont leurs limites, en particulier pour le mouvement cardiaque.

Nous avons montré que les mouvements périodiques dans la direction de fréquence avaient pour conséquence de créer des artefacts fantômes dans la direction de phase et un flou dans la



**FIG. 2.16:** Expérience sur fantôme d'un mouvement sinusoïdal perpendiculaire au plan de coupe. (a) Pas de mouvement. (b) La séquence utilisée est une Fiesta ou bSSFP dont le champ de vue se déplace de façon sinusoïdale avec une amplitude de 1 mm et une période 45.624 ms, avec les paramètres de séquence suivants :  $T_R = 5.703$  ms,  $T_E = 2.04$  ms, bande passante = 250 kHz, épaisseur de coupe = 5 mm et une matrice de  $256 \times 256$ . Le temps total d'acquisition était de 1.46 s et les paramètres de la séquence ont été réglés de telle sorte que la sinusoïde fasse 32 périodes sur la durée d'acquisition de l'image.

direction de fréquence. De la même manière, les mouvements périodiques dans la direction de phase entraîneront des artefacts fantômes et un flou dans la direction de phase. Pour la suite, nous ne nous préoccupons plus du mouvement intra-acquisition car le temps d'application d'un gradient de lecture est généralement très faible par rapport à la période du mouvement (quelques millisecondes contre au moins quelques centaines de millisecondes). Les sorties de plan de coupe sont aussi un problème dont nous ne parlerons pas beaucoup plus mais auquel on devra s'intéresser dans le futur.

Dans le cas du mouvement, on peut se demander ce qui se passe lorsque l'objet que l'on cherche à imager est statique et que l'on déplace le champ de vue de manière périodique. En faisant les mêmes calculs que précédemment, on obtient les mêmes résultats, c'est-à-dire des artefacts fantômes dans la direction de phase et un flou dans la direction du mouvement. Ceci peut se montrer facilement dans la pratique (figure 2.17).

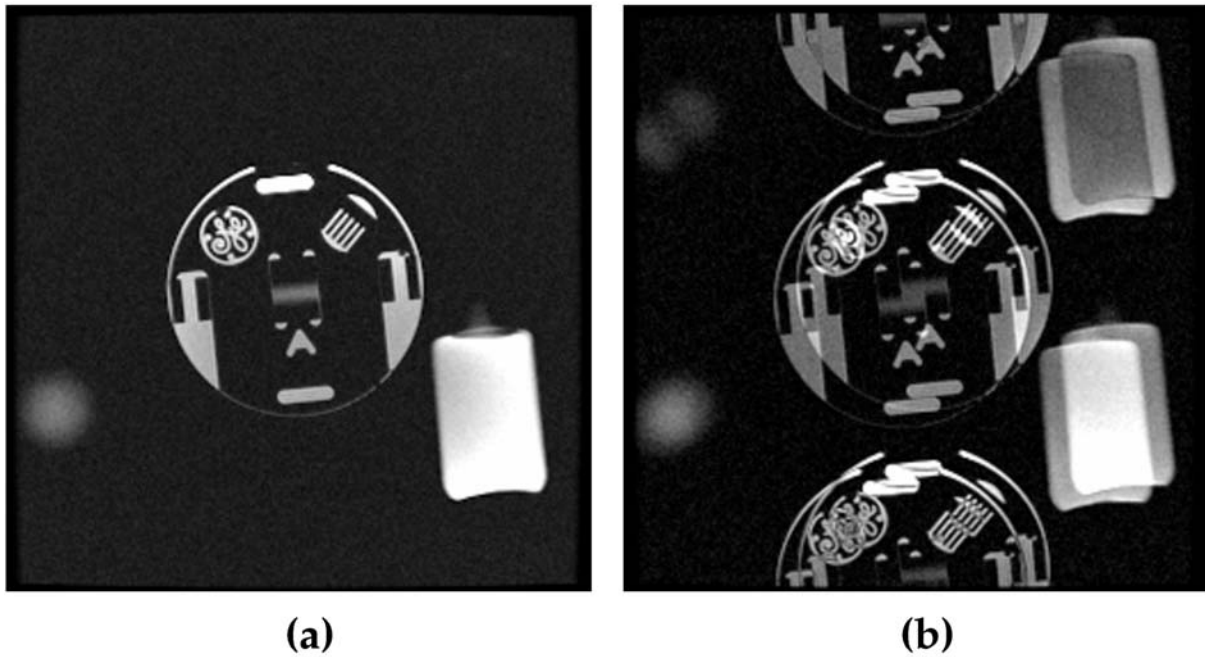
Pour la suite de ce chapitre, nous allons voir comment ces mouvements sont gérés dans la pratique clinique, puis, nous verrons les solutions qui ont été proposées au niveau recherche.

## 2.3 Les solutions en clinique

### 2.3.1 Synchronisation et apnée

#### 2.3.1.1 Apnée

L'apnée est une technique très répandue pour limiter le mouvement respiratoire. Elle est essentiellement utilisée en imagerie cardiaque. Généralement, les manipulateurs IRM demandent aux patients d'inspirer et de souffler profondément une ou plusieurs fois, puis de bloquer leurs



**FIG. 2.17:** Effet d'un mouvement du champ de vue sur l'image reconstruite lorsque l'objet est statique. **(a)** l'objet statique. **(b)** Cette image a été produite avec une séquence bSSFP modifiée. Le champ de vue était animé d'un mouvement sinusoïdal dans les directions phase et de fréquence autour de la position initiale  $P_0$ . Le mouvement des directions de phase et de fréquence était de la forme  $P(n) = A \sin(2\pi f_0 n + \phi_0)$  avec  $A = 5 \text{ mm}$  et  $f_0 = 1/(2T_R)$  pour les deux directions,  $\phi_0 = -\pi$  dans la direction de fréquence et  $\phi_0 = \pi$  dans la direction de phase. Les paramètres de la séquence étaient :  $T_E = 2.004 \text{ ms}$ ,  $T_R = 5.703 \text{ ms}$ ,  $FOV = 26 \text{ cm}$ , bande passante =  $250 \text{ kHz}$  et épaisseur de coupe  $5 \text{ mm}$ .

respiration. En général, les apnées sont faites en fin d'expiration car il a été montré qu'elles sont plus reproductibles et stables que l'inspiration (Fischer *et al.*, 2006). Le même genre d'expérience a été conduit au laboratoire et nous a mené aux mêmes conclusions (Pasquier, 2007).

Pour déterminer la capacité des patients à pouvoir tenir les apnées, une étude a été mise en place et donne plusieurs résultats intéressants (Jahnke *et al.*, 2006). Sur 141 patients, cette étude a montré que la durée moyenne de l'apnée que pouvaient tenir les patients était de  $29 \pm 13 \text{ s}$  avec une médiane à  $25 \text{ s}$ , un minimum à  $10 \text{ s}$  et un maximum à  $64 \text{ s}$ . La figure 2.18 donne l'histogramme de la capacité des patients à tenir les apnées. L'autre résultat intéressant de cette étude était que 60% des patients pouvaient tenir l'apnée en fin d'expiration sans aucun mouvement résiduel, 17% avaient une dérive au début de l'apnée suivie d'un plateau en fin d'expiration, 11% avaient une dérive du début à la fin de l'apnée et 12% n'avaient pas une apnée stable avec beaucoup de mouvements résiduels.

Le problème de 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. Par conséquent, l'apnée limitera le temps d'acquisition et donc les résolutions spatiale et temporelle. Malheureusement, même si cette technique a fait ses preuves, elle nécessite la coopération des patients ce qui peut être compliqué dans certains cas (enfants, personnes âgées), voire impossible (problèmes respiratoires). L'apnée est très souvent utilisée de pair avec la synchronisation cardiaque.

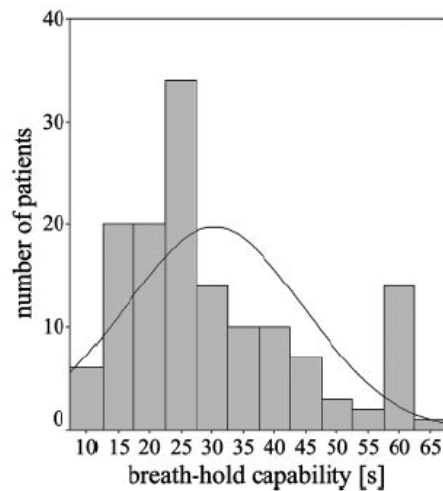


FIG. 2.18: Histogramme de la durée des apnées sur 141 patients. Extrait de (Jahnke et al., 2006).

### 2.3.1.2 Synchronisation cardiaque

La synchronisation cardiaque consiste à synchroniser l'acquisition des signaux RMN et l'activité cardiaque mesurée par l'ECG. En IRM on se contente de détecter l'onde R vu les déformations que subit l'ECG à cause des différents champ magnétiques (voir section 2.1.1.3). Il existe deux grands types de synchronisations : prospective et rétrospective. La synchronisation prospective consiste à détecter l'onde R, puis après un certain temps, que nous appellerons *trigger delay*  $T_D$ , la séquence d'acquisition est faite. Une fois l'onde R suivante détectée on recommence, jusqu'à obtenir toutes les données nécessaires pour reconstruire l'image. Le  $T_D$  nous permet de choisir à quel moment du cycle cardiaque nous désirons voir le coeur (ou éventuellement un autre organe) sur l'image finale. Généralement, on définit aussi ce que l'on appelle le *trigger window*  $T_W$  qui représente le pourcentage du cycle cardiaque moyen dans lequel on ne désire pas faire d'acquisitions. Ces deux paramètres,  $T_D$  et  $T_W$  permettent de déterminer le temps pendant laquelle on peut faire des acquisitions IRM au cours d'un cycle cardiaque. On considère ensuite que le coeur est immobile pendant cette période. La figure 2.19 schématise ce principe.

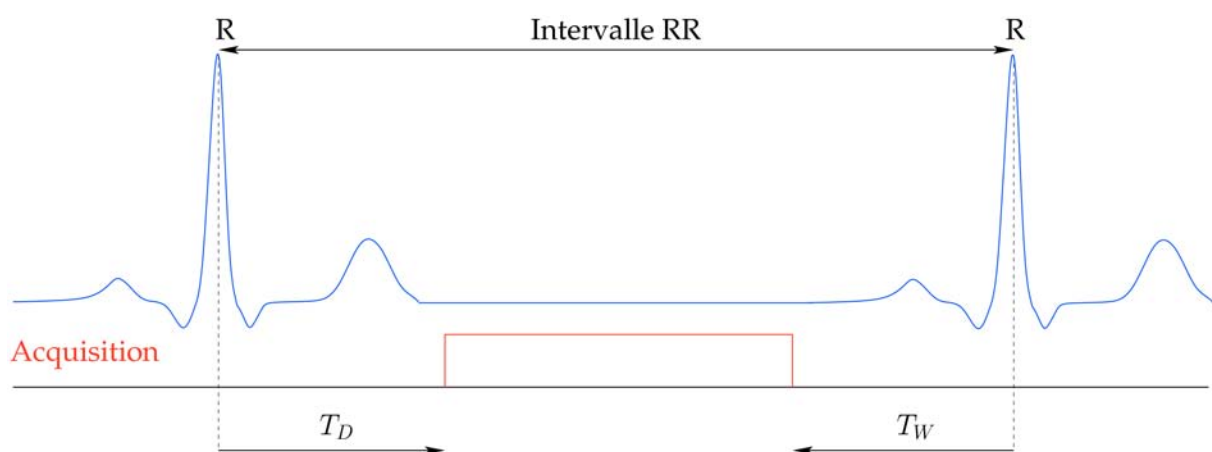


FIG. 2.19: Principe schématisé de la synchronisation prospective.  $T_D$  représente le *trigger delay* et  $T_W$  le *trigger window*.

Toujours dans le cadre de la synchronisation prospective, on peut choisir de déclencher les acquisitions à toutes les ondes R, ou seulement toutes les 2 ou 3 ondes R. Ceci peut-être utile dans certains cas. Nous en reparlerons.

La synchronisation rétrospective fonctionne différemment. Le principe de base est d'acquérir les données de façon non synchronisée avec une séquence à temps de répétition très court puis de trier les données en un certain nombre d'ensembles de telle sorte que chaque ensemble corresponde à un moment précis du cycle cardiaque. En pratique, cette technique n'est que très rarement utilisée.

Une façon beaucoup plus répandue de faire est, une fois l'onde  $R$  détectée, d'acquérir un certain nombre de lignes de l'espace  $k$  (8 par exemple) au cours d'un cycle cardiaque. Nous appellerons ce nombre de lignes  $vps$  pour *views per segment*<sup>6</sup>. Ces  $vps$  lignes sont acquises en boucle tout au long du cycle cardiaque jusqu'à ce qu'une autre onde  $R$  soit détectée. Ensuite, on fera l'acquisition de  $vps$  autres lignes de l'espace  $k$ . Une fois toutes les lignes de l'espace  $k$  acquises, elles sont triées par phase cardiaque et on peut ensuite reconstruire une image par phase cardiaque et ainsi obtenir les images d'un cycle cardiaque moyen complet. Ce mode d'acquisition est généralement appelé "ciné". Ce mode de fonctionnement est schématisé par la figure 2.20. Il est à la fois prospectif et rétrospectif.

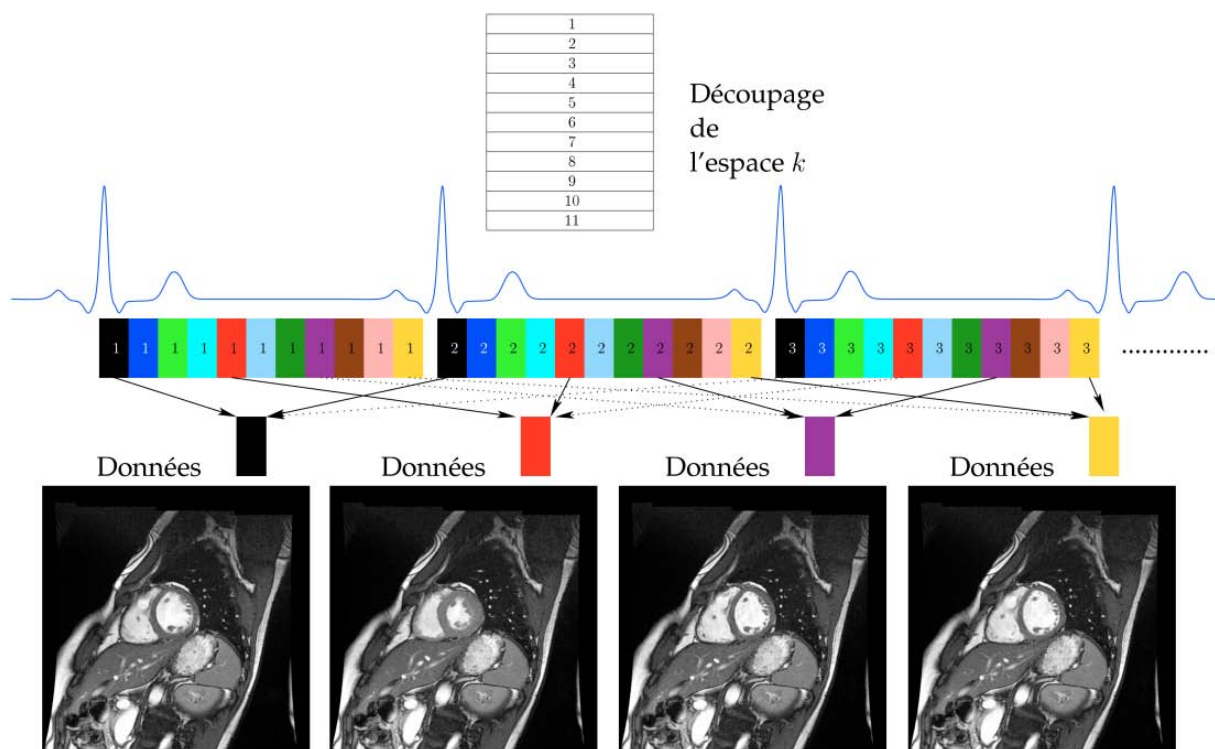


FIG. 2.20: Synchronisation cardiaque rétrospective utilisée pour faire une "ciné" cardiaque. Cette technique est généralement utilisée avec des séquences à  $T_R$  court. L'espace  $k$  est découpé en blocs (numérotés de 1 à 11) de  $vps$  lignes (non spécifiés ici). Ensuite, les blocs correspondant aux données d'une même phase cardiaque (ici en fonction des couleurs) sont regroupés pour former une image.

### 2.3.1.3 Synchronisation respiratoire

La synchronisation respiratoire est couramment utilisée en imagerie abdominale et parfois en cardiaque mais souvent de façon différente. Le principe de base est de détecter le début d'un plateau de fin d'expiration pour déclencher l'acquisition ou valider les acquisitions.

Considérons d'abord le cas où la synchronisation est faite avec une ceinture respiratoire. Tout comme dans le cas du trigger cardiaque, on définit un *trigger delay*  $T_D$  et un *trigger window*  $T_W$ . Cette technique est couramment utilisée en imagerie du foie où l'apnée serait souvent

<sup>6</sup>*views* représente le nombre de ligne de l'espace  $k$  pour un *segment* c'est-à-dire un intervalle RR.

beaucoup trop longue pour avoir une résolution satisfaisant les besoins cliniques. Cette technique est bien connue et ses avantages et inconvénients sont documentés (Ehman *et al.*, 1984). Le gros inconvénient de cette technique est qu'elle rallonge le temps d'acquisition de 30 à 50%.

#### 2.3.1.4 Double Synchronisation

On appelle double synchronisation le fait d'utiliser à la fois la synchronisation cardiaque et la synchronisation respiratoire. Il existe plusieurs façons de réaliser ce genre de synchronisation. On peut pour cela utiliser l'ECG et une ceinture respiratoire. Une façon répandue de procéder en imagerie cardiaque pour les acquisitions de type "ciné", est de jouer la séquence en continu et de n'accepter que les données des cycles cardiaques qui sont en fin d'expiration. Ceci peut se faire de façon plus prospective en déclenchant l'acquisition sur la première onde R détectée lorsque nous sommes en fin d'expiration. Le principe utilisé va dépendre du type de séquence que l'on souhaite utiliser (FSE, bSSFP, SPGR, etc...) et de l'application que l'on vise.

Une étude sur la mucoviscidose a été mise en place au laboratoire. Le but dans cette étude est de réaliser l'imagerie des poumons ou plus exactement de l'eau se trouvant à l'intérieur. L'idée, dans ce cas, est d'utiliser la double synchronisation avec un retour visuel. Le retour visuel consiste à afficher aux patients la ceinture respiratoire avec deux marqueurs (ou seuils) qui délimitent la fin de l'expiration. Lorsque le signal de la ceinture respiratoire est entre les deux marqueurs, la détection des ondes R est validée pour déclencher l'acquisition. Le retour visuel permet au patient d'améliorer la reproductibilité de respiration et de faire de petites apnées d'une durée 2 ou 3 cycle cardiaques. Ce système a été réalisé grâce aux SAEC (Mandry, 2009).

En angiographie des coronaires droites, on utilise plutôt un navigateur diaphragmatique (voir figure 2.8) avec la synchronisation cardiaque (Ehman et Felmlee, 1989). Dans un premier temps, le navigateur est acquis de façon synchrone à l'ECG pendant environ 30 cycles, de telle sorte que l'on puisse déterminer la position de référence correspondant à la fin de l'expiration. Dans ce cas, après un certain temps  $T_D$  après la détection de l'onde R, la séquence de navigateur est jouée, puis suivie de la séquence pour les données images. A partir du navigateur que l'on vient d'acquérir et du navigateur de référence on détermine si des données images sont acceptées ou refusées.

Pour conclure cette partie, l'apnée et la synchronisation sont les techniques couramment utilisées en clinique pour limiter l'apparition d'artefacts dus au mouvement. Ces techniques sont principalement utilisées pour l'imagerie du thorax et de l'abdomen.

### 2.3.2 Limites des hypothèses de reproductibilité

L'utilisation de techniques de synchronisation peut engendrer un certain nombre de problèmes. Effectivement, les cycles cardiaques et respiratoires n'étant pas tout à fait périodiques, ceci aura des conséquences sur le  $T_R$ , qui deviendra variable.

#### 2.3.2.1 Reproductibilité cardiaque

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) que l'on appelle arythmie sinusale respiratoire mais aussi en apnée (Raper *et al.*, 1967). Dans le cadre d'acquisition synchronisée avec l'activité cardiaque cela a des conséquences sur le signal mesuré et peut engendrer des artefacts. Effectivement, dans ce cas le  $T_R$  n'est plus constant et l'amplitude et la phase des signaux acquis avec une séquence simple telle qu'une écho de spin peuvent varier à cause de ces changements de  $T_R$  (voir par exemple l'équation de signal de spin écho (1.47)). De plus, si l'on reprend les équations que nous avons obtenues lorsqu'un mouvement périodique existe (voir équation (2.29), (2.17) et (2.15)) on remarque que le  $T_R$  a une influence directe sur

les images finales.

Le problème de la non reproductibilité des cycles cardiaques est aussi un problème de mouvement. Effectivement, puisque la durée des cycles cardiaques varie d'un cycle à l'autre et que l'on utilise généralement un trigger delay fixe  $T_D$ , les données images peuvent être acquises alors que le cœur est dans différentes positions de son cycle. Dans ce cas, l'objet d'intérêt sera flou, voire invisible. Il est donc important de bien gérer le temps en imagerie cardiaque afin que les acquisitions soient faites dans la même position mécanique du cœur d'un cycle à l'autre.

### 2.3.2.2 Reproductibilité respiratoire

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 (ceinture ou autre) il y ait plusieurs positions réelles d'un organe donné. La conséquence en IRM est qu'il y aura des mouvements résiduels malgré l'utilisation de la synchronisation respiratoire et nous obtiendrons donc des images d'une qualité pas toujours exploitable.

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  $T_E$  par  $T_E$ . Dans tous ces cas, les apnées sont généralement faites dans différentes positions respiratoires ce qui peut poser problème lors du traitement de ces données, voire donner des résultats erronés.

De plus, il a été montré que la respiration produit un certain nombre de mouvements et de déformations du cœur (McLeish *et al.*, 2002). Ceci aura beaucoup de conséquences pour l'imagerie cardiaque en respiration libre. Ainsi, le mouvement cardiaque et respiratoire est un problème récurrent en IRM et il convient de trouver des solutions afin de mieux les gérer.

## 2.4 Les solutions : état de l'art

Afin de mieux gérer le mouvement, plusieurs approches ont été proposées. On peut classer ces différentes approches en 3 catégories : celles dites prospectives qui visent à corriger le mouvement dès l'acquisition, celles dites rétrospectives qui corrigent le mouvement une fois l'acquisition faite et celles qui utilisent les avantages des deux autres catégories.

### 2.4.1 Correction prospective de mouvement

Le principe de la correction prospective est de corriger le mouvement dès l'acquisition. Pour ce faire, il y a deux choses importantes à réaliser. La première est de détecter et d'estimer le mouvement de l'objet d'intérêt puis, la seconde est d'appliquer le mouvement détecté sur le plan de coupe. L'étape de mise à jour temps réel du plan de coupe est particulièrement bien connue et nécessite de modifier les gradients et la RF en temps réel (Nehrke *et Börnert*, 2005) mais nous en reparlerons plus tard. Le point essentiel qui différencie les différentes méthodes de correction prospective est généralement la partie détection de mouvement.

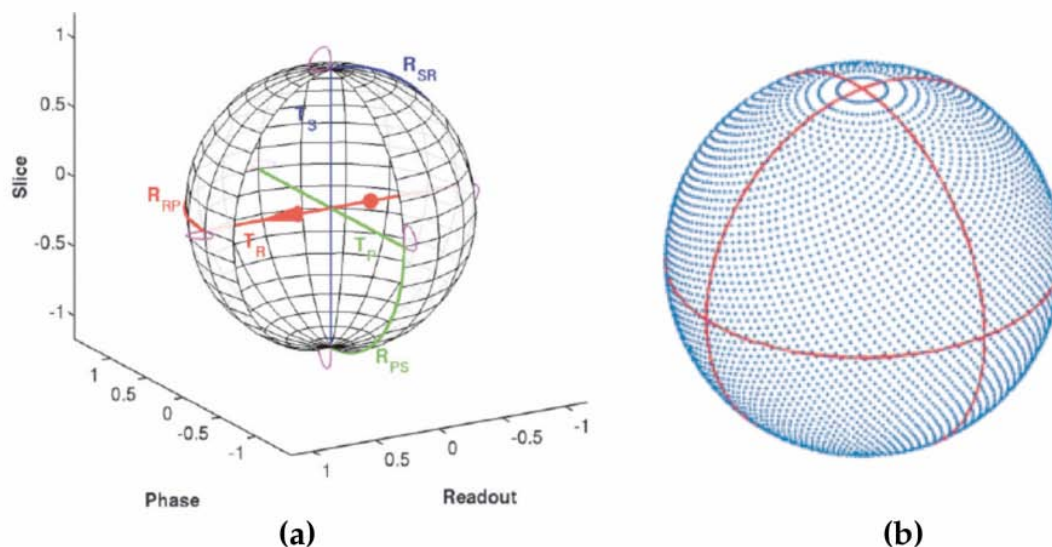
#### 2.4.1.1 Estimation de mouvement

Le mouvement n'est pas seulement un problème pour l'imagerie cardiaque et abdominale mais aussi pour l'imagerie cérébrale. Nous commencerons par examiner rapidement les techniques qui ont été proposées dans ce domaine. Une technique assez répandue pour mesurer et détecter le mouvement en IRM 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 qu'il faudra suivre pour pouvoir 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 que l'on pourra suivre par la suite (Armstrong, 2010). Beaucoup d'autres solutions ont été proposées mais nous ne les listerons pas toutes, le lecteur intéressé trouvera de plus amples informations sur ce sujet dans les références suivantes : Aksoy (2010), Hornegger (2010), Qin *et al.* (2009), Zaitsev *et al.* (2010), Zaitsev (2010).

L'autre façon très répandue en imagerie cérébrale est d'utiliser des échos-navigateurs. Rappelons que ces échos-navigateurs sont des données RMN que l'on utilise dans le but d'estimer le mouvement. Les navigateurs ne sont pas seulement linéaires à une dimension (figure 2.8) mais peuvent être de différentes formes 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). Tous ces navigateurs permettent d'estimer 3 translations et 3 rotations. Une illustration de ce genre de navigateurs est donnée à la figure 2.21.



**FIG. 2.21:** 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 d'utiliser des navigateurs sous forme d'images. Une solution connue sous le nom de PACE<sup>7</sup> utilise directement les séries d'images de type écho de gradient EPI pour l'IRM fonctionnelle (Thesen *et al.*, 2000). L'idée de base est d'utiliser une acquisition de référence puis d'estimer les mouvements au cours du temps à partir de la dernière image que l'on vient d'acquérir pour ensuite replacer le plan de coupe correctement. Finalement, cette méthode se termine par une correction rétrospective. Une méthode récente utilise trois navigateurs orthogonaux de type image (White *et al.*, 2010). Ces navigateurs sont des acquisitions sous forme de spirales, et un masque est ensuite appliqué sur ces navigateurs pour mieux suivre l'objet d'intérêt. Cette méthode utilise du filtrage de Kalman étendu pour estimer le mouvement à partir des navigateurs en spirales.

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"<sup>8</sup>, puis d'acquérir ces mêmes pales mais

<sup>7</sup>PACE signifie *Prospective Acquisition CorrEction*.

<sup>8</sup>comme une pale d'hélice.

tourner d'un angle  $\alpha$  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<sup>9</sup> (Pipe, 1999). Comme on peut le voir sur la figure 2.22, le fait d'utiliser plusieurs pales de  $N$  lignes permet d'avoir un sur-échantillonnage du centre. La partie centrale commune à toutes les pales est une image basse résolution de l'objet imagé. En utilisant ces images basse résolution on peut estimer le mouvement qu'il y a eu entre les différentes pales, et on peut ainsi corriger ces différentes pales afin d'améliorer la "consistance" des données. De plus, le sur-échantillonnage du centre de l'espace  $k$  permet, une seconde fois, d'améliorer la consistance des données et la rend très robuste. Cette méthode est couramment utilisée en IRM cérébrale clinique (Forbes *et al.*, 2001) et fait toujours couler beaucoup d'encre en recherche (Cheryauka *et al.*, 2004, Pipe *et al.*, 2002, Pipe et Zwart, 2006, Skare *et al.*, 2006, Tamhane et Arfanakis, 2009). Remarquons que cette technique est à la fois prospective et à la fois rétrospective. L'utilité de cette méthode a également été démontrée en IRM cardiaque (Pipe, 1999) mais est assez peu utilisée en pratique.

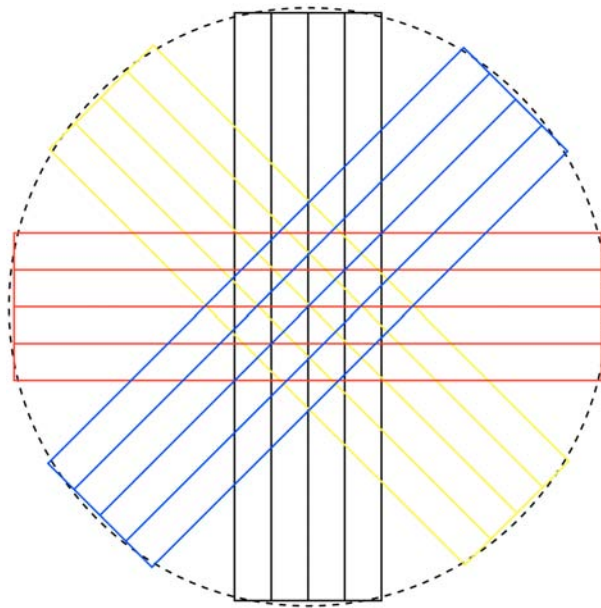


FIG. 2.22: Acquisition de type PROPELLER avec 4 pales chacune représentée en couleur (noir, jaune, rouge et bleu).

En utilisant la correction prospective, on est généralement limité à un petit nombre de degrés de liberté. Dans la plupart des travaux cités précédemment, un modèle de mouvement rigide à 6 degrés de liberté (3 translations et 3 rotations) est généralement considéré. Ceci reste acceptable dans le cas d'applications cérébrales ce qui ne n'est pas forcément le cas en imagerie cardiaque. Remarquons que ces 6 degrés de libertés peuvent changer entre chaque acquisition (chaque  $T_R$ ).

En imagerie cardiaque l'utilisation des navigateurs est particulièrement répandue pour l'angiographie des coronaires par résonance magnétique (ACRM) mêmes si les premiers résultats dans ce domaine ont été obtenus en apnée (Edelman *et al.*, 1991). Pour l'angiographie des coronaires on utilise généralement des techniques d'acquisitions 3D ce qui s'avère être souvent trop long pour l'apnée. Par conséquent, différentes méthodes pour l'angiographie du coeur par résonance magnétique en respiration libre ont été proposées ; bien sûr les acquisitions sont toujours synchronisées avec l'EKG. La technique historique consiste à utiliser un navigateur à 1D sur l'hémidiaphragme droit (figure 2.8), d'utiliser le signal du navigateur pour estimer le mouvement par rapport à un navigateur de référence et si le déplacement estimé est inférieur à un certain seuil de tolérance ou fenêtre d'acceptation généralement appelée *gating window* alors les

<sup>9</sup>PROPELLER se traduit littéralement par "hélice" mais signifie *Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction* dans notre contexte.

données images 3D suivant le navigateur seront acquises sinon elles ne le seront pas (Oshinski *et al.*, 1996, Sachs *et al.*, 1994). Bien sûr ce processus est répété jusqu'à obtenir l'ensemble des données nécessaires à la reconstruction des images. Dans ce cas, la fenêtre d'acceptation est souvent limitée à 5 mm. La figure 2.23 représente le principe d'utilisation d'un navigateur en IRM cardiaque. Cette méthode a donné des résultats cliniques intéressants (Sakuma *et al.*, 2006) sur 131 patients mais souffre d'un manque de robustesse puisque, dans la dernière étude citée, les acquisitions n'ont pas pu se faire dans 14% des cas. Pourtant, dans cette étude, les investigateurs ont pris soin de déterminer la période de repos du cycle cardiaque la plus longue (voir chapitre 3) avant de faire les acquisitions angiographiques.

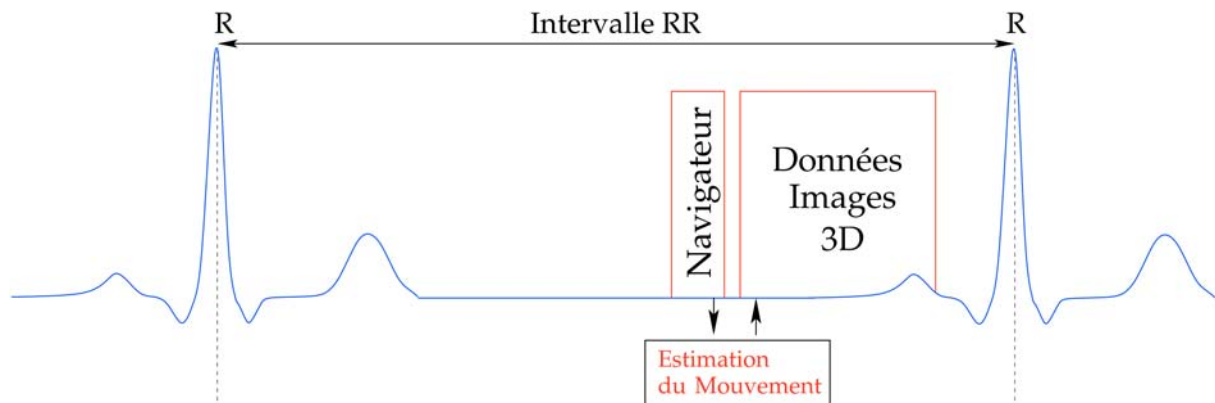


FIG. 2.23: Principe de l'utilisation d'un navigateur en IRM cardiaque.

Dans le cas des navigateurs à 1D un certain nombre d'algorithmes a été proposé pour estimer le déplacement. Le premier qui a été proposé est simplement basé sur la fonction d'intercorrélation du navigateur de référence et du dernier navigateur acquis (Ehman et Felmlee, 1989). L'abscisse du maximum de cette fonction intercorrélation donnera le déplacement en pixels. Une minimisation de l'erreur a ensuite été proposée pour calculer ce déplacement (Wang *et al.*, 1996). Une méthode robuste très utilisée, proposée par Ahn et Cho (1987) pour corriger les erreurs de phase des images IRM, consiste à calculer la différence de phase entre l'autocorrélation d'un navigateur donné et de celle de référence. Plus récemment, des méthodes moins complexes au niveau calculatoire (Foo et King, 1999) et prenant en compte le bruit des navigateurs ont également été proposées (Nguyen *et al.*, 2001). Il existe encore bien d'autres alternatives, on se contentera de citer une méthode basée sur la phase et la détection des contours du diaphragme (Iwadate *et al.*, 2008).

Cette méthode a ensuite été améliorée par un suivi de plan de coupe. Dans une première approche, le plan de coupe est déplacé d'une fraction du déplacement de l'hémidiaphragme droit mesuré avec le navigateur. Ces fractions sont des coefficients fixes qui ont été déterminés par Wang *et al.* (1995) et donnent la relation entre le déplacement du navigateur et certains parties de l'anatomie (coronaire droite, apex, etc...). L'utilisation du suivi de plan de coupe permettait d'ouvrir la *gating window* et donc d'améliorer l'efficacité de l'examen. Celle-ci est un pourcentage généralement défini comme

$$E(\%) = \frac{N_T - N_A}{N_T} \times 100 \quad (2.32)$$

avec  $N_T$  le nombre total d'acquisitions (données rejetées et acceptées) et  $N_A$  le nombre d'acquisitions acceptées. En général, la plupart des études utilisent simplement un suivi de plan de coupe dans la direction  $z$  (supérieure-inférieure) avec un déplacement de 0.6 multiplié par le déplacement du navigateur (i.e. du diaphragme), le mouvement dans les autres directions étant soit considéré comme négligeable dans le sens droite-gauche soit comme 0.12 fois le mouvement du navigateur dans le sens antéro-postérieur (Bornert *et al.*, 2001, Stuber *et al.*, 1999a).

Afin d'améliorer ces techniques de suivi de plan de coupe, plusieurs études ont cherché à mesurer le mouvement des coronaires dans les différentes directions par rapport à la respiration (Keegan *et al.*, 2002, Nehrke *et al.*, 2001) puis à déterminer le modèle de mouvement paramétrique le mieux adapté (Manke *et al.*, 2002a,b). Dans ces études, trois modèles ont été comparés : une simple translation dans le sens SI, un modèle de translation en 3D et une transformation affine 3D. Les résultats suggèrent que la transformation affine est le meilleur modèle pour cette application, ce qui suggère que le coeur à des déformations non rigides en fonction de la respiration (le mouvement propre du coeur étant considéré comme figé par la synchronisation cardiaque). L'étape suivante était donc d'utiliser un tel modèle pour l'angiographie. Ainsi, Manke *et al.* (2003) ont proposé d'utiliser ce type de modèle avec une calibration spécifique à chaque patient. Le principe de la calibration est d'utiliser l'imagerie rapide multicoupe de type EPI synchronisée avec l'ECG et dans le même cycle cardiaque, juste avant les EPI, d'acquérir 3 navigateurs : un sur l'hémidiaphragme droit direction SI, un sur la paroi thoracique antérieure dans la direction AP et un dernier sur le bord droit du coeur dans la direction DG. Les données EPI sont utilisées pour estimer les mouvements avec une transformation affine par une analyse en composantes principales et pour calculer une relation ou modèle linéaire entre les navigateurs et les paramètres de la transformation affine. Une fois le modèle linéaire calibré, il est utilisé avec d'autres navigateurs placés aux mêmes endroits pour acquérir un volume haute résolution avec une *gating window* beaucoup plus large (20 mm) ce qui permet d'améliorer de façon significative l'efficacité. Une amélioration de cette technique a ensuite été proposée pour prendre en compte les non-linéarités de type quadratique des mouvements Nehrke et Börner (2005). Ces méthodes ont été testées avec succès sur 32 patients (Jahnke *et al.*, 2007).

### 2.4.1.2 Correction de mouvement

Maintenant que nous avons examiné les principales méthodes pour estimer le mouvement, voyons comment faire pour prendre en compte le mouvement pendant la séquence d'acquisition. Une méthode générale décrite par Nehrke et Börner (2005) a montré, à partir des équations de Bloch, qu'il était possible de compenser les transformations spatiales affines quelconques. Commençons par réécrire les équations de Bloch dans le repère tournant à  $\omega_0$  avec la notation complexe :

$$\begin{cases} \frac{dM_{xy}}{dt} = \left(-\frac{1}{T_2} - j\gamma \vec{G}^t(t) \cdot \vec{r}\right) M_{xy}(t) + j\gamma B_1(t) M_z(t) \\ \frac{dM_z}{dt} = \gamma \text{Im} (B_1(t) \bar{M}_{xy}(t)) + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \end{cases} \quad (2.33)$$

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

$$\vec{r}(t) = A(t) \cdot (\vec{r}_0 + \vec{T}(t)) \quad (2.34)$$

avec  $A(t)$  une matrice  $3 \times 3$  décrivant les rotations, les changements d'échelles et le cisaillement, et  $\vec{T}(t)$  un vecteur  $1 \times 3$  décrivant les translations. L'ensemble définit bien une transformation affine. Il faut ensuite effectuer les changements suivants :

$$\begin{aligned} \vec{G}(t) &= (A^{-1}(t))^t \cdot \vec{G}'(t) \\ B_1(t) &= B_1'(t) \cdot \exp\left(-j\gamma \int_{t_0}^t \vec{G}'(\tau) \cdot T(\tau) d\tau\right) \\ M_{xy}(t) &= M_{xy}'(t) \cdot \exp\left(-j\gamma \int_{t_0}^t \vec{G}'(\tau) \cdot T(\tau) d\tau\right). \end{aligned} \quad (2.35)$$

On peut montrer qu'en réécrivant les équations de Bloch (2.33) dans le nouveau système de coordonnées  $K'$  on obtient :

$$\begin{cases} \frac{dM'_{xy}}{dt} = \left(-\frac{1}{T_2} - j\gamma\vec{G}^t(t) \cdot \vec{r}\right) M'_{xy}(t) + j\gamma B'_1(t) M_z(t) \\ \frac{dM_z}{dt} = \gamma \text{Im} (B'_1(t) \bar{M}'_{xy}(t)) + \frac{M_0 - M_z(t)}{T_1} \end{cases} \quad (2.36)$$

Ainsi, on remarque que, en utilisant les gradients modifiés par la transformation affine  $\vec{G}^t(t)$  et l'enveloppe de la RF modifiée  $B'_1(t)$  définie par les équations (2.35), on peut alors supprimer la dépendance en temps de la position  $\vec{r}(t)$  et exprimer les équations de Bloch en fonction de la position initiale  $\vec{r}_0$ . On remarque que les équations de Bloch (2.33) et (2.36) sont similaires et qu'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. Évidemment, il faudra également démoduler le signal RF reçu comme indiqué par les équations (2.35). La reconstruction de l'image finale pourra toujours se faire par une simple transformation de Fourier 2D du signal reçu et démodulé comme dans le cas d'un objet statique.

L'application de la transformation de ces mouvements nécessite donc d'adapter en temps réel les 12 paramètres de la transformation affine. Le gros problème dans ce cas sera d'estimer en temps réel ces paramètres. [Manke et al. \(2003, 2002b\)](#), [Nehrke et Börner \(2005\)](#) ont proposé une solution à ce problème que nous avons déjà présentée et nous en proposerons une autre plus générale au chapitre 4. Cependant, cette solution ne répond pas à tous les problèmes. Effectivement, dans le cas d'acquisitions avec des antennes de réception multi-éléments, le signal reçu pour une antenne donnée  $a$  peut s'écrire de la façon suivante :

$$S_a(t) = \int_{\Omega} W_a \cdot \vec{M}_{xy}(\vec{r}, t) d\vec{r} \quad (2.37)$$

avec  $W_a$  la sensibilité de l'antenne en question. Par conséquent, si  $W_a$  varie dans l'espace alors cette dernière équation ne peut pas être réécrite dans le système de coordonnées  $K'$  et par conséquent la reconstruction ne peut plus se faire par simple transformation de Fourier. On aurait le même problème dans le cas d'inhomogénéités de gradients, de  $B_0$  ou de  $B_1$ . Ces problèmes ne sont pas encore résolus à notre connaissance.

Une méthode intéressante pour décrire le mouvement d'une coupe donnée en 2D au cours d'un cycle cardiaque a été décrite par [Kozerke et al. \(1999\)](#). Cette méthode utilise une paire d'impulsions RF de tagging qui sert à "marquer" magnétiquement le plan basal au niveau de la valve aortique au début de chaque cycle cardiaque. Ensuite, une séquence de type ciné avec des échos de gradient et trains de lecture EPI est utilisée pour acquérir des images à différents moments du cycle cardiaque. Ceci est répété deux fois avec des impulsions de tagging de signe différent afin que la soustraction de ces deux acquisitions permette d'éliminer le signal en dehors du plan marqué et fasse uniquement ressortir le plan marqué au cours du cycle cardiaque. Ainsi, cette méthode permet de suivre l'évolution du plan d'intérêt au cours du cycle cardiaque ce qui est intéressant pour savoir comment se déplace notre coupe. Dans le but d'améliorer l'imagerie morphologique du coeur dans le plan basal, [Keegan et al. \(2006\)](#) utilisent cette méthode pour déterminer où placer le plan de coupe des différentes préparations et des acquisitions au cours du cycle cardiaque.

Il existe encore d'autres techniques d'estimation de mouvement comme l'utilisation des lignes centrales l'espace  $k$  ([Larson et al., 2004](#)), ou encore le signal que l'on peut récupérer juste après une excitation ([Braun et Brittain, 2006](#), [Spincemaille et al., 2008](#)). Ces techniques permettent d'estimer le mouvement respiratoire ou cardiaque pour, essentiellement, faire du gating mais sont difficilement utilisables pour estimer les mouvements de type transformation affine. Nous n'irons pas plus loin sur cette partie concernant la correction prospective des mouvements et abordons maintenant la partie correction rétrospective des mouvements.

### 2.4.2 Correction de mouvement rétrospective

L'avantage de la correction rétrospective est qu'il est possible de corriger les mouvements rigides et les mouvements élastiques. Effectivement, *Batchelor et al. (2005)* ont proposé une formulation matricielle générale pour reconstruire une image si les mouvements sont connus. Dans ce cas, les mouvements sont considérés comme des champs de déplacement élastiques. Une fois de plus, le problème est alors de mesurer ou d'estimer les mouvements qui ont eu lieu pendant l'acquisition.

Dans le cas de la correction de mouvement rétrospective rigide, plusieurs approches ont été proposées. *Atkinson et al. (1999)* ont proposé une approche complètement automatisée. Les auteurs décrivent le mouvement se produisant pendant l'acquisition par un petit nombre de paramètres (translations et rotations à chaque temps d'acquisition). L'idée est ensuite de rechercher ces paramètres en optimisant une fonction de coût quantifiant la qualité de l'image reconstruite. L'entropie de Shannon est proposée pour cela. En effet, les artéfacts dans l'image correspondent à une dispersion du signal. Ainsi, la présence d'artéfacts augmente la dispersion du signal, et donc l'entropie de l'image. L'avantage de cette technique est d'être totalement automatique, et elle ne nécessite pas d'information autre que le jeu de données brutes. Le bon fonctionnement de cette méthode a été démontré sur des données provenant de volontaires sains et de patients. Le principal inconvénient est le nombre de paramètres qu'il est possible de choisir pour décrire le mouvement. Cette méthode a uniquement été appliquée en imagerie cérébrale, avec correction de mouvement rigide. Une description du mouvement plus fine que de simples rotations et translations nécessiterait un nombre très grand de paramètres à estimer. Le choix d'un critère comme l'entropie conduit à la résolution d'un problème non-linéaire difficile à optimiser, en particulier dans un espace de dimension élevée.

Il y a bien d'autres méthodes pour corriger le mouvement, comme par exemple *Atkinson et Hill (2003)* qui proposent une autre solution pour détecter les données manquantes et les interpoler lorsque l'acquisition est corrompues par des mouvements de rotation. L'imagerie parallèle a aussi été très utilisée pour corriger les mouvements soit en supprimant les données corrompues (*Odille et al., 2007c*) soit en détectant et en corrigeant les artéfacts des translations 2D (*Bydder et al., 2003*). Une autre solution, proposée par *Bammer et al. (2007)*, basée sur la formulation de l'algorithme SENSE généralisé (*Pruessmann et al., 2001*) permet de corriger les mouvements rigides. Cette dernière méthode a été appliquée à l'imagerie morphologique du cerveau.

Pour la correction non rigide des mouvements, une formulation matricielle a été proposée au laboratoire par (*Odille et al., 2008a*) qui regroupe à la fois la formulation de SENSE généralisé (*Pruessmann et al., 2001*) et la correction de mouvement arbitraire (*Batchelor et al., 2005*). Si l'on considère l'ensemble des signaux  $s$  acquis lors d'une expérience avec une antenne à  $N_\gamma$  éléments, on peut alors écrire le problème de la reconstruction sous la forme :

$$s = E\rho_0 \tag{2.38}$$

avec  $E$  l'opérateur généralisé d'encodage et  $\rho_0$  la densité de protons. Cet opérateur  $E$  peut s'écrire :

$$E = \begin{pmatrix} \xi_{t_1} & \mathcal{F} & \sigma_1 & T_{t_1} \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_N} & \mathcal{F} & \sigma_1 & T_{t_N} \\ & & \vdots & \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_1} & \mathcal{F} & \sigma_{N_\gamma} & T_{t_1} \\ & & \vdots & \\ \xi_{t_N} & \mathcal{F} & \sigma_{N_\gamma} & T_{t_N} \end{pmatrix} \tag{2.39}$$

où  $\xi_{t_n}$  représente la partie de l'espace  $k$  qui a été échantillonné au temps  $t_n$  de l'acquisition (par exemple en FSE cela représente les lignes acquises au temps  $t_n$  pour le train d'échos numéro  $n$ ),  $\mathcal{F}$  est l'opérateur de Fourier,  $\sigma_n$  représente la sensibilité dans l'espace de l'élément d'antenne numéro  $n$  et  $T_{t_n}$  et 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 résoudre le système (2.38) à l'aide d'une méthode itérative comme le gradient conjugué ou GMRES (Saad et Schultz, 1986). Pour estimer les transformations spatiales  $T_{t_n}$  Odille *et al.* (2008a) propose d'utiliser un modèle linéaire entre les signaux physiologiques et le mouvement de chaque pixel :

$$T_{t_n} = \alpha(\vec{r})S(t) = \sum_{k=1}^K \alpha_k(\vec{r})S_k(t) \quad (2.40)$$

avec  $S_k(t)$  le signal physiologique numéro  $k$  et  $\alpha_k(\vec{r})$  le modèle linéaire à déterminer. Pour déterminer le modèle linéaire  $\alpha_k$  une étape de calibration est nécessaire qui consiste à enregistrer les signaux physiologiques tout en acquérant des images basse résolution avec une séquence rapide de type bSSFP. Ensuite, les signaux physiologiques sont échantillonnés sur la même base temporelle que les images et grâce à un algorithme d'estimation de mouvement de type Lucas et Kanade (1981). Finalement, on peut calculer  $\alpha_k$  et reconstruire l'image. Afin d'éviter cette étape de calibration, Odille *et al.* (2008b) ont ensuite proposé de coupler le problème de telle sorte que le problème de reconstruction et le problème du modèle linéaire de mouvement soient résolus en même temps. Ceci peut s'écrire de la façon suivante :

$$\begin{cases} \epsilon(\rho_0, \alpha, \delta_\alpha) = s - E(\alpha)\rho_0 \\ \epsilon(\rho_0, \alpha, \delta_\alpha) = R(\rho_0, \alpha)\delta_\alpha \end{cases} \quad (2.41)$$

avec  $\delta_\alpha$  l'erreur faite sur le modèle  $\alpha$  qui est ensuite réinjectée dans le modèle sous la forme  $\alpha^{n+1} = \alpha^n + \delta_\alpha$ . L'idée est que l'erreur faite lorsque l'on reconstruit avec une modèle  $E(\alpha)$  donné est entièrement imputée au mouvement donc au modèle de mouvement  $\alpha$ . L'erreur produite à la reconstruction est utilisée pour minimiser l'erreur que l'on commet sur  $\alpha$  puis on recommence de façon itérative. Cette méthode a donné de bons résultats pour l'imagerie cardiaque morphologique.

Ainsi, nous avons vu qu'il est possible de corriger les mouvements de façon rigide et non rigide en utilisant les méthodes précédemment citées pour corriger les mouvements de manière rétrospective. Cependant, la plupart de ces méthodes sont lourdes à mettre en oeuvre et nécessitent très souvent une puissance de calcul très importante pour que l'image résultat soit donnée en un temps acceptable. Il faut aussi noter que ces méthodes sont généralement utilisées en 2D et ne permettent pas de corriger les sorties de coupe d'où l'intérêt d'être précautionneux au niveau de l'acquisition. Il manque encore deux solutions au problème du mouvement et des non reproductibilités que nous n'avons pas abordées et qui vont donc faire l'objet de la section suivante.

### 2.4.3 Autres approches

Parmi les autres approches pour minimiser les effets du mouvement, on peut citer l'imagerie temps réel et les approches de sous-échantillonnage 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) pour faire des cinés cardiaques en respiration libre consiste à utiliser 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 est l'approche  $k - t$ -BLAST et  $k - t$ -SENSE

(Tsao *et al.*, 2003). Cette technique consiste à sous-échantillonner les données de l'espace  $k - t$  ( $k$  comme espace  $k$  et  $t$  comme le temps) en prenant une ligne sur  $N$  puis à acquérir les données suivantes de la même façon en se décalant de 1 et ainsi de suite. Une fois les données acquises Tsao *et al.* (2003) ont montré que le sous-échantillonnage dans l'espace  $k - t$  provoquait du repliement dans l'espace réciproque  $x - f$ . Ensuite un algorithme de reconstruction permet de reconstruire les données avec une résolution temporelle améliorée d'un facteur  $N$ . Cette méthode a été appliquée avec succès pour l'imagerie ciné temps réel non synchronisée pour l'évaluation de la fonction cardiaque (Tsao *et al.*, 2005). Une autre étude a montré l'utilité de cette technique en utilisant  $k - t$ -SENSE avec une acquisition radiale pour évaluer la fonction cardiaque dans les cardiopathies congénitales (Muthurangu *et al.*, 2008).

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. Cette partie de la correction est bien trop souvent négligée car en recherchant *adaptive trigger delay* on obtient une seule réponse pertinente dans PubMed et deux dans scopus. 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 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. Puisque le chapitre 3 est consacré à ce problème, nous ne le développerons pas plus ici.

### 2.4.4 Limites de ces méthodes

La correction de mouvement prospective générale proposée dans par Nehrke et Börner (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 créeront des artefacts comme nous l'avons expliqué dans la partie 2.2. Ceci est certainement la limitation la plus importante de la correction prospective pour le moment.

La correction rétrospective a l'avantage de pouvoir corriger des mouvements arbitraires. Malheureusement, 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.

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'ima-



gerie 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.

## 2.5 Conclusion

Ainsi, de nombreuses méthodes ont été proposées pour corriger, compenser ou éviter le mouvement. Comme nous l'avons vu, aucune de ces méthodes n'est parfaite et ne peut pallier tous les effets du mouvement. Pour la suite de ce document, nous allons nous intéresser à deux points essentiels. Le premier est l'adaptation temporelle qui est, comme l'avons dit, bien trop souvent négligée. Cette adaptation temporelle sera appliquée à l'imagerie cardiaque en sang noir afin d'acquérir ces images en télésystole. Dans un second temps, nous nous attarderons sur le problème de l'estimation de mouvements en temps réel à partir de signaux physiologiques externes pour permettre le suivi d'un organe (dans notre cas le coeur) pour la correction prospective des mouvements. Dans cette même partie, nous aborderons différents points liés à l'acquisition des données pour la méthode de correction rétrospective GRICS.



**Deuxième partie**  
**L'IRM adaptative**



## Chapitre 3

# Adaptations temporelles

Dans ce chapitre nous aborderons un premier volet de l'imagerie adaptative, celui de l'adaptation de la séquence aux changements de rythme cardiaque. Nous rappellerons le principe de l'imagerie en sang noir puis nous expliquerons ses limites pour faire de l'imagerie cardiaque pendant la télésystole. Afin de passer outre ces limitations, nous présenterons une méthode pour prédire et prendre en compte les variations d'intervalle RR, nous appliquerons cette méthode pour créer une synchronisation adaptative pour faire l'imagerie du coeur en sang noir et en télésystole (Fernandez *et al.*, 2010a, 2009a, 2010b,c). Une application de cette méthode à la mesure du  $T_2$  sera présentée et nous verrons si des changements de  $T_2$  peuvent être mesurés sur le ventricule gauche entre télésystole et mésodiastole. L'imagerie en télésystole nous permettra également de mesurer le  $T_2$  du ventricule droit. Finalement, nous présenterons quelques résultats obtenus avec cette méthode en respiration libre à l'aide d'une reconstruction adaptative.

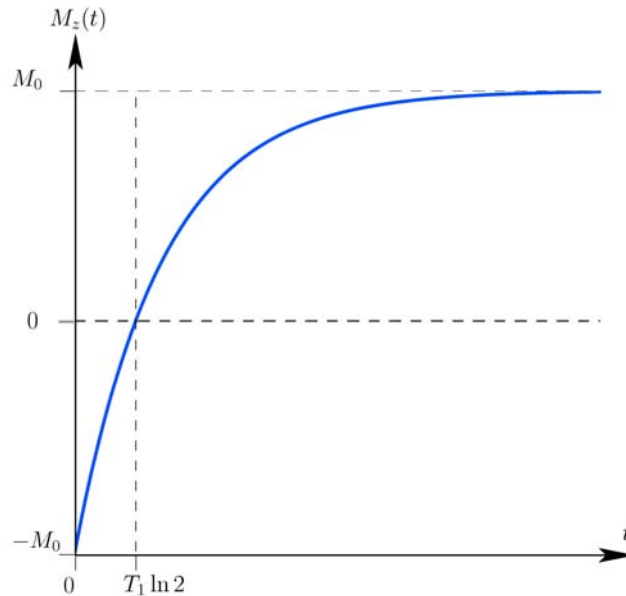
### 3.1 Imagerie en sang noir

Pour commencer cette partie, nous rappellerons le principe d'une préparation de la suppression du sang pour faire de l'imagerie cardiaque en sang noir. Nous verrons ensuite comment cette séquence est utilisée dans le pratique clinique et nous discuterons des limites de cette séquence dans les conditions d'utilisation clinique.

#### 3.1.1 Suppression du signal du sang

En clinique, l'imagerie cardiaque pondérée  $T_2$  est très utilisée. On utilise pour ce faire une séquence de type FSE (Hennig *et al.*, 1986), puisque pour créer un écho de spin il faut que les spins de l'objet à imager subissent à la fois l'impulsion d'excitation et l'impulsion de refocalisation. Dans le cas d'un objet statique, cela ne pose pas de problème mais dans le cas du coeur avec le sang qui circule c'est un peu plus complexe. En admettant que l'on trouve une fenêtre temporelle reproductible d'un cycle cardiaque à l'autre où le coeur est parfaitement immobile, le sang continue de circuler pendant ces fenêtres temporelles. Par conséquent, le sang circulant ne produit généralement que peu de signal car il subit l'impulsion d'excitation mais seulement les premières impulsions de refocalisation du train. Ainsi, les FSE sont intrinsèquement des séquences qui permettent de supprimer le signal du sang mais cela ne suffit pas pour faire de l'imagerie pondérée  $T_2$  avec une qualité d'image que l'on pourrait qualifier de diagnostique. Le problème est que la présence du sang près des parois du ventricule gauche va créer un signal très proche de celui que l'on peut voir dans le cas des pathologies comme l'infarctus du myocarde chronique ou aigu (Abdel-Aty *et al.*, 2004) ou encore dans le cas de la myocardite (Abdel-Aty *et al.*, 2005). Il est donc important de supprimer le mieux possible le signal du sang pour faire de l'imagerie cardiaque  $T_2$ .

Dans le cadre de cette application, la technique de suppression du signal du sang la plus populaire est la Double Inversion Récupération (DIR) suivie d'une séquence FSE proposée initialement par [Simonetti et al. \(1996\)](#). Le principe est d'appliquer une inversion non-sélective ( $180^\circ$ ) suivie d'une impulsion sélective ( $-180^\circ$ ) sur la coupe d'intérêt, le tout dès que l'onde R est détectée. L'inversion non-sélective permet d'inverser tout le volume à exciter et la seconde inversion, sélective cette fois-ci, permet de rétablir la magnétisation dans la coupe à imager 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. A ce moment, le coeur se contracte pour éjecter le sang et le sang inversé entre dans la coupe. Il faut ensuite attendre un certain temps appelé temps d'inversion  $T_I$  qui doit correspondre au passage par zéro du signal du sang (figure 3.1). On fait ensuite l'acquisition avec une séquence de FSE.



**FIG. 3.1:** Repousse de la magnétisation longitudinale après un inversion ( $180^\circ$ ) en considérant un  $T_R$  infini. Dans ce cas, le passage par zéro se fait en  $T_1 \ln 2$  (en considérant  $T_R \rightarrow \infty$ ).

Si l'on considère uniquement le sang présent en dehors de la coupe au moment de la double inversion, on peut alors calculer le temps d'attente nécessaire avant le passage par zéro. Après les inversions, on peut exprimer le signal du sang en considérant une séquence FSE :

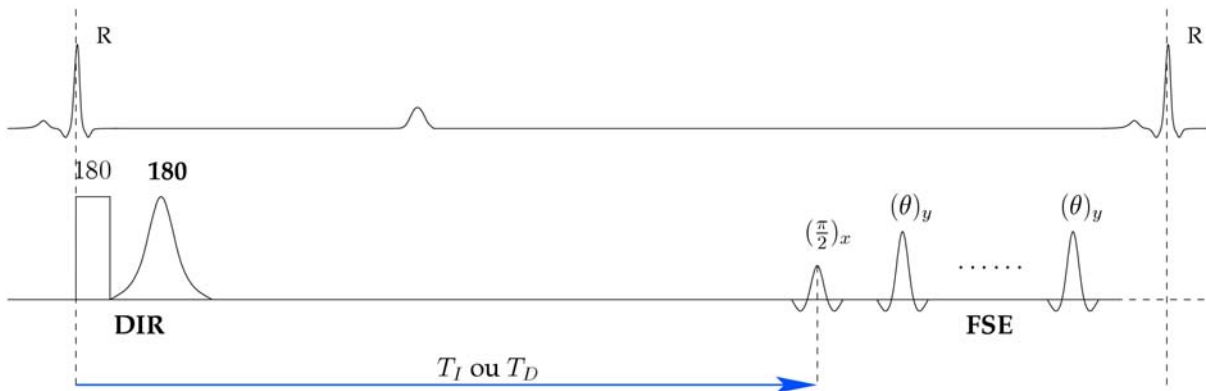
$$M_z(t) = M_0 \left( 1 - 2 \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{T_R - T_{E,last}}{T_1}\right) \right) \quad (3.1)$$

avec le  $T_1$  correspondant au sang (considéré comme étant de  $1200 \text{ ms}$  à  $1.5\text{T}$  et  $1512 \text{ ms}$  à  $3\text{T}$  ([Schar et al., 2004](#)) même si tout le monde n'est pas d'accord ([Stanisz et al., 2005](#))) et  $T_{E,last}$  le temps d'écho correspondant au dernier écho du train qui est souvent négligeable devant  $T_R$ . A partir de là, il est possible de calculer le temps d'inversion optimal pour une espèce donnée ([Fleckenstein et al., 1991](#)). On trouve alors la formule de Fleckenstein :

$$T_{I,opt} = T_1 \left[ \ln 2 - \ln \left( 1 + \exp\left(-\frac{T_R - T_{E,last}}{T_1}\right) \right) \right]. \quad (3.2)$$

La séquence et la préparation DIR sont représentées graphiquement à la figure 3.2. Cette séquence permet une bonne visualisation du myocarde avec une bonne pondération  $T_2$ . Par conséquent, cette séquence a été utilisée pour beaucoup de pathologies cardiaques. Il a été montré qu'elle était très utile, surtout quand elle est utilisée avec des mesures de perfusion et/ou de rehaussement tardif, pour diagnostiquer les myocardites aiguës ([Abdel-Aty et al., 2005](#)) ou pour différencier les infarctus chroniques des infarctus aigus ([Abdel-Aty et al., 2004](#)).

La DIR-FSE est aussi très utilisée pour détecter les infiltrations graisseuses associées aux cardiomyopathies ou dysplasies arythmogènes du ventricule droit (DAVD) (Berkowitz *et al.*, 2009, Bomma *et al.*, 2005, 2004). Cette séquence est aussi utilisée pour les mesures de  $T_2$  sur le myocarde dans le cas de la détection des rejets des transplantations cardiaques (Marie *et al.*, 2001) ou pour détecter les surcharges en fer du myocarde dans le cas de la thalassémie (He *et al.*, 2006). Une très bonne revue des considérations techniques et des indications cliniques de ce genre d'imagerie pondérée  $T_2$  a été publiée par Abdel-Aty *et al.* (2007).



**FIG. 3.2:** Principe de la DIR-FSE ou Sang Noir utilisée en clinique. La première impulsion du module DIR est non-sélective alors la deuxième l'est.  $T_D$  est le Trigger Delay, le temps entre l'onde R et l'impulsion d'excitation,  $T_D$  est une image de la phase cardiaque imagée, qui ne devrait pas forcément correspondre au  $T_I$ .

Notons qu'il est possible de rajouter une troisième inversion entre le module DIR et la séquence FSE pour supprimer la graisse qui se trouve dans la coupe d'intérêt (Abdel-Aty *et al.*, 2007, Simonetti *et al.*, 1996).

### 3.1.2 Utilisation en clinique

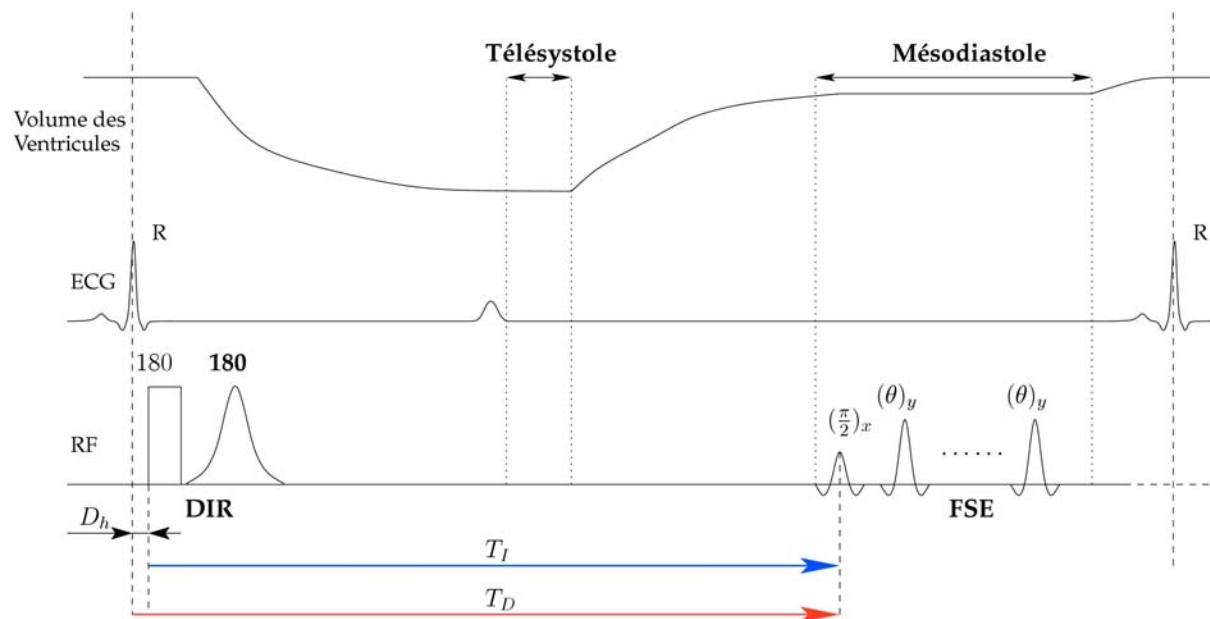
L'utilisation de cette séquence en clinique est très directe. Dès que l'onde R est détectée, le module de DIR est appliqué, on attend un temps  $T_I$  pas forcément optimal pour supprimer le signal du sang et on fait l'acquisition. Généralement, l'acquisition est faite en mésodiastole, et le  $T_I$  est réglé de telle sorte que la séquence FSE soit réalisée pendant la mésodiastole (figure 3.3). Le problème dans ce cas est que le temps d'inversion utilisé ne correspond pas au temps nécessaire pour annuler le signal du sang. Par conséquent, une partie du sang peut rester visible et être confondu avec un oedème ou une inflammation du myocarde. Un exemple d'image en sang noir en mésodiastole est donné à la figure 3.4. Un autre exemple avait été donné à la figure 1.11.

Cependant, l'avantage de cette façon de faire est que la préparation DIR et l'acquisition FSE sont faites alors que le coeur est dans deux positions cardiaques très proches ce qui limite les pertes de signal dues aux mouvements du coeur entre ces deux instants. Généralement, pour que l'on soit sûr de ne pas avoir de perte de signal, l'inversion sélective est généralement trois fois plus large que l'épaisseur de la coupe. Nous nommerons épaisseur de DIR<sup>1</sup>, l'épaisseur de coupe de l'inversion sélective. L'épaisseur de DIR est un paramètre libre qui est généralement fixé en fonction de l'épaisseur de coupe mais qui devrait pouvoir être réglé directement par l'utilisateur.

### 3.1.3 Limites de cette séquence

L'une des limites de cette séquence est que le trigger delay  $T_D$  est contraint par le  $T_I$  comme on peut le constater sur la figure 3.3. Pourtant, ces deux paramètres devraient pouvoir être ré-

<sup>1</sup>Traduction de *DIR Thickness*.



**FIG. 3.3:** La séquence DIR-FSE en utilisation normale. La préparation DIR est appliquée dès que l'onde R est détectée puis on attend un temps  $T_I$  avec de faire l'acquisition d'un certain nombre de lignes de l'espace  $k$  avec une séquence FSE. On peut noter l'introduction du délai  $D_h$  qui correspond au temps de réponse de la machine entre l'onde R est le début de la préparation. Le  $T_D$  est défini comme le temps entre l'onde R et la séquence FSE (l'impulsion d'excitation).

glés séparément et il n'y a aucune raison que ces paramètres soient liés. Effectivement, le  $T_D$  devrait être réglé de façon à imager la phase cardiaque qui nous intéresse et le  $T_I$  pour annuler le signal du sang.

L'utilisation directe de cette séquence telle qu'elle est décrite à la section 3.1.2 donne généralement de bons résultats avec un rythme cardiaque moyen (environ 60-80  $bpm^2$ ). Dans ce cas, le début de la mésodiastole correspond bien au temps d'inversion nécessaire à l'annulation du signal du sang surtout dans le cas où  $T_R = 2RR^3$  (voir table 3.1). De plus, la mésodiastole est assez longue dans ce cas.

En règle générale, on considère que la durée de la télésystole est de l'ordre de 60-80  $ms$  (Shechter *et al.*, 2005) et que la durée de la mésodiastole est de l'ordre de 150-200  $ms$  (Kim *et al.*, 2001). Quand le rythme cardiaque augmente, le temps de repos du coeur en mésodiastole devient de plus en plus court et la télésystole devient plus longue que la mésodiastole. Une étude assez récente montre que 26% des patients avaient leur télésystole plus longue que leur mésodiastole (Jahnke *et al.*, 2006). De plus, il a été montré que la systole est moins sensible à l'augmentation du rythme cardiaque que la diastole (Ashman, 1942, Scott *et al.*, 2009). Autrement dit, une bonne partie des variations et augmentations du cycle cardiaque est absorbée par la diastole. Il est donc souvent plus facile de faire l'acquisition de l'image pendant cette période (Berkowitz *et al.*, 2009) pour les rythmes cardiaques élevés. L'utilisation de la méthode directe peut dans ce cas fonctionner correctement si le début de la télésystole correspond au temps d'inversion nécessaire à annuler le sang et avec  $T_R = 1RR$ . Par contre, dans ce cas, la préparation et l'acquisition sont faites alors que le coeur est dans deux positions différentes ce qui pourrait engendrer des pertes de signal.

Dans le cas où le cycle cardiaque serait très long (40-60  $bpm$ ), le  $T_I$  optimal ne correspond à aucune des périodes de repos du coeur. De la même façon, on peut régler le  $T_I$  pour que

<sup>2</sup> $bpm = \text{beats per minute}$ .

<sup>3</sup>La séquence est relancée tous les deux cycles cardiaques.





**FIG. 3.4:** Exemple d'image en sang noir et en mésodiastole acquise avec une DIR-FSE à 1.5 Tesla. Les paramètres d'acquisition étaient :  $T_E = 35 \text{ ms}$ ,  $T_I = 500 \text{ ms}$ ,  $ETL = 8$ , bande passante =  $62.5 \text{ kHz}$ , matrice acquise =  $384 \times 384$ , image reconstruite =  $512 \times 512$ .

l'acquisition soit réalisée pendant les périodes de repos, mais une fois encore le sang ne sera pas annulé correctement.

Dans la suite de ce chapitre nous proposons une solution pour découpler  $T_I$  et  $T_D$  puis adapter  $T_D$  pour faire des acquisitions en sang noir en télésystole quel que soit le rythme cardiaque.

### 3.2 Sang noir en télésystole

Contrairement à la paroi du ventricule gauche qui est épaisse, la paroi du ventricule droit est particulièrement fine ce qui la rend particulièrement difficile à imager correctement (Berkowitz *et al.*, 2009). Sur une image en diastole, on la distingue généralement mal à cause des effets de volume partiel et du flou. Par conséquent, on la devine plus qu'on ne la voit. Pendant la télésystole le volume du coeur est minimum et constant, ce qui signifie que le coeur est complètement contracté. Notre hypothèse est que la paroi du ventricule droit sera beaucoup plus épaisse en télésystole et, par conséquent, la visualisation du ventricule droit devrait être améliorée.

Pour faire l'acquisition d'image en sang noir en télésystole, nous proposons deux méthodes, une simple basée sur l'idée que les cycles cardiaques sont parfaitement constants et reproductibles et une méthode adaptative utilisant un filtre de Kalman pour prédire au mieux la longueur des cycles cardiaques. Ceci nous permettra de découpler le  $T_I$  et le  $T_D$ . Ce découplage nous permettra ensuite d'adapter le  $T_D$  au début de la télésystole afin de placer au mieux la

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

**TAB. 3.1:** Temps d'inversion optimal  $T_{I,opt}$  pour annuler le sang à  $1.5T$ . Nous avons considéré que  $T_{E,last}$  était négligeable devant  $T_R$ .

préparation et l'acquisition.

### 3.2.1 Théorie

#### 3.2.1.1 La méthode du délai fixe

Dans le cas de méthode du délai fixe, nous faisons l'hypothèse que tous les cycles cardiaques sont parfaitement reproductibles et ont donc toujours la même longueur. Nous noterons  $\Delta$  l'intervalle RR moyen qui est la longueur des cycles cardiaques. Grâce à cette hypothèse, nous connaissons la longueur de tous les intervalles RR. Pour déterminer quand l'acquisition doit être effectuée nous utilisons un modèle cardiaque qui nous donne la longueur de la systole et de la diastole en fonction de l'intervalle RR  $\Delta$ . Ce modèle a été décrit par *Weissler et al. (1968)* et peut s'écrire de la façon suivante :

$$\begin{cases} T^s(\Delta) = B - A \cdot \Delta^{-1} \\ T^d(\Delta) = \Delta - T^s \end{cases} \quad (3.3)$$

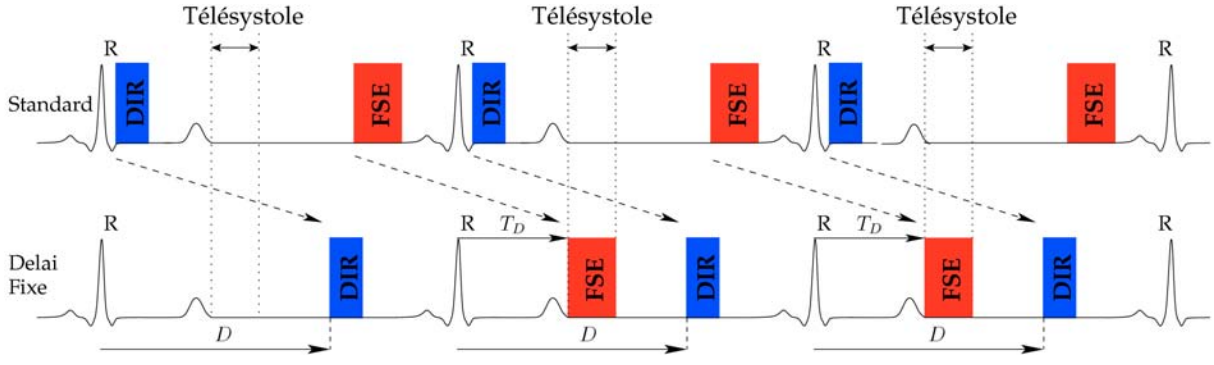
avec  $T^s$  la durée de la systole,  $T^d$  la durée de la diastole en secondes et  $A$  et  $B$  des constantes dépendant du sexe de la personne étudiée définies dans la table 3.2.

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

**TAB. 3.2:** Définition des constantes  $A$  et  $B$  du modèle de cycle cardiaque.

Il faut noter que la durée de la systole donnée par  $T^s$  inclut la télésystole et donne, plus exactement, la segment  $QB_2$ . L'onde  $Q$  est la première déflexion du complexe  $QRS$  et  $B_2$  est le deuxième bruit du coeur qui se produit après l'onde  $T$ . Pour placer le train d'échos en télésystole connaissant le  $T_I$  utilisé, il suffit d'attendre un certain délai  $D$  après l'onde  $R$  jusqu'à ce que la séquence FSE soit placée dans la télésystole du cycle suivant. Ainsi, comme nous connaissons la durée des intervalles RR et le moment où se termine la télésystole ainsi que les paramètres de la séquence FSE utilisés, nous pouvons donc calculer le délai  $D$  avant de démarrer la préparation qui sera suivie du temps d'inversion puis de l'acquisition.  $D$  sera ensuite toujours le même. La figure 3.5 représente la méthode standard décrite précédemment et la méthode du délai fixe sur plusieurs cycles cardiaques parfaitement identiques.

Nous définissons  $T_{FSE}$  comme le temps nécessaire pour faire un train échos FSE, c'est-à-dire le temps entre l'impulsion  $\pi/2$  et le dernier écho du train. Le délai  $D$  peut être calculé



**FIG. 3.5:** Description de la méthode standard pour une DIR-FSE et de la méthode du délai fixe pour des acquisitions en sang noir et en télésystole. Les cycles cardiaques sont représentés dans le cas idéal où tous les cycles ont exactement la même longueur.

ainsi :

$$\begin{cases} T_D = T^s(\bar{\Delta}) - T_{FSE} \\ D = \bar{\Delta} - T_I + T_D \end{cases} \quad (3.4)$$

Cette méthode simple permet d'utiliser un  $T_I$  long en utilisant un délai fixe. Cependant, des variations de cycle cardiaque pendant l'acquisition peuvent engendrer un mauvais placement de la fenêtre d'acquisition et donc des images de mauvaise qualité. La méthode adaptative, que nous présentons dans la section suivante, permet de prendre en compte les variations du cycle cardiaque.

### 3.2.1.2 La méthode adaptative

Il est bien connu que la durée des cycles cardiaques, que nous définissons ici comme le temps entre deux ondes R consécutives ou intervalle RR, varie d'un cycle à l'autre. 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. Afin de modéliser et de prendre en compte ces variations d'intervalle RR, une modélisation a été proposée au laboratoire (Oster *et al.*, 2008).

Comme nous pouvons le voir sur la figure 3.5, quand une onde est détectée, il faut ensuite attendre un certain délai avant que la séquence soit déclenchée et que l'acquisition soit effectuée dans le cycle cardiaque suivant. Ainsi, pour prendre en compte les variations d'intervalle RR, quand on détecte une onde R, il nous faut une estimation des deux cycles cardiaques suivants.

Soit  $S$  le signal de respiration acquis avec une ceinture respiratoire pneumatique et  $dS$  sa dérivée temporelle. On notera  $S_n$  et  $dS_n$  leurs valeurs au moment de la  $n$ -ième onde R. Soit  $\Delta$  l'intervalle RR et  $\Delta_n$  l'intervalle RR entre la  $n$ -ième et la  $n - 1$ -ième ondes R. On pourrait faire une prédiction à un pas (on estime qu'un seul intervalle  $\hat{\Delta}_{n+1}$ ) et utiliser un  $T_D$  fixe pour démarrer la DIR-FSE. C'est ce qui a été proposé (Oster *et al.*, 2008) puis testé sur 5 volontaires sains (Oster *et al.*, 2009b). En faisant cela nous avons considéré que l'intervalle  $\Delta_{n+2}$  a toujours la même longueur et que la position de la télésystole ne change pas du tout. Cette simplification pourrait donner lieu à des erreurs de synchronisation. Puisque l'acquisition est faite durant le cycle  $\Delta_{n+2}$ , ces variations doivent être prises en compte pour placer correctement l'acquisition pendant la télésystole. De plus, la télésystole est relativement courte et donc le placement est une chose importante. Ainsi, nous utiliserons une prédiction des deux cycles suivants  $\Delta_{n+1}$  et  $\Delta_{n+2}$  et un modèle de cycle cardiaque pour créer un  $T_D$  adaptatif. Ceci nous permettra de suivre la télésystole de cycle en cycle.

Au moment de la  $n$ -ième onde R, les deux prochains intervalles RR sont prédits en utilisant la modélisation suivante :

$$\Delta_{n+1} = \sum_{i=0}^{p_1} a_i \Delta_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_2} b_i S_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_3} c_i dS_{n-i}, \quad (3.5)$$

$$\Delta_{n+2} = \sum_{i=0}^{p_4} d_i \Delta_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_5} e_i S_{n-i} + \sum_{i=0}^{p_6} f_i dS_{n-i}. \quad (3.6)$$

L'avantage de ce modèle est qu'il est valable aussi bien en apnée qu'en respiration libre. A notre connaissance, il n'y a pas vraiment de raison physiologique à cette modélisation. C'est la conséquence d'une hypothèse simple qui dit que la variation des intervalles RR peut être modélisé par une combinaison linéaire des intervalles RR précédents et de la respiration. Si nous ne considérons pas la respiration, cette modélisation est une généralisation de la technique bien connue de la moyenne mobile (Roes *et al.*, 2008) et que l'on appelle un modèle auto-régressif. La différence est que dans un cas les coefficients  $a_i$  peuvent être adaptés au fur et à mesure que de nouvelles données sont disponibles, contrairement à une simple moyenne glissante où les coefficients sont fixés une fois pour toutes. Le modèle auto-régressif est très souvent utilisé dans les études de variabilité RR (Acharya *et al.*, 2008).

Ce modèle, équations (3.5) et (3.6), utilise les paramètres  $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$  qu'il nous faudra connaître afin de prédire au mieux les intervalles RR suivants. Pour estimer ces paramètres en temps réel au fur et à mesure que les données sont acquises, nous utilisons un filtre de Kalman (Kalman, 1960). Le filtrage de Kalman et, de façon plus générale, le filtrage Bayésien (Haykin, 1996), sont des théories bien connues qui ont été appliquées dans bien des domaines (de la finance à l'aéronautique). Le filtrage de Kalman a aussi été appliqué en IRM (Roddey *et al.*, 2008, Shankaranarayanan *et al.*, 2008, 2007, Spincemaille *et al.*, 2008, Sumbul *et al.*, 2009, White *et al.*, 2007, 2010) dans divers buts et applications (reconstruction, estimation de mouvement entre autres). Le filtre de Kalman part de l'hypothèse que le système peut être modélisé par un modèle d'état dynamique défini par :

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{n+1} &= \mathbf{F}_n \mathbf{x}_n + \mathbf{u}_n \\ \mathbf{y}_n &= \mathbf{G}_n \mathbf{x}_n + \mathbf{v}_n \end{cases} \quad (3.7)$$

La première équation est appelée équation d'évolution, elle représente l'évolution du vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$  (ou vecteur de paramètre) via la matrice d'évolution  $\mathbf{F}_n$ . La seconde est l'équation d'observation qui représente le lien entre le vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$  et la sortie  $\mathbf{y}_n$  via la matrice de mesure  $\mathbf{G}_n$ . Les bruits  $\mathbf{u}_n$  et  $\mathbf{v}_n$  sont les bruits d'évolution et de mesure, généralement considérés comme des bruits Gaussiens centrés et de matrice de variance-covariance  $\mathbf{Q}_n^u$  et  $\mathbf{Q}_n^v$ . Ces bruits ne représentent pas des bruits physiques mais les erreurs de modélisation. Ainsi, les bruits représentent la confiance que l'on a dans la modélisation de l'évolution de notre système pour  $\mathbf{u}_n$  et dans nos mesures pour  $\mathbf{v}_n$ . Par exemple, si nous sommes très confiants dans notre modélisation de l'évolution nous considérerons que  $\mathbf{u}_n$  sera faible (un écart type de 0.1) et si nous ne faisons pas confiance à nos mesures alors  $\mathbf{v}_n$  sera un bruit avec un écart type en conséquence (par exemple 10). Le filtrage de Kalman est détaillé en annexe A.

La modélisation linéaire des intervalles RR (équation (3.5-3.6)) est très bien adaptée au filtrage de Kalman. Pour ce faire, il suffit de reformuler les équations (3.5-3.6) sous la forme d'un modèle d'état dynamique défini par l'équation (3.7). Ainsi, nous pouvons réécrire le modèle de la façon suivante :

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_n &= [a_0, \dots, a_{p_1}, b_0, \dots, b_{p_2}, c_0, \dots, c_{p_3}, d_0, \dots, d_{p_4}, e_0, \dots, e_{p_5}, f_0, \dots, f_{p_6}]^T, \\ \mathbf{F}_n &= Id, \\ \mathbf{y}_n &= [\Delta_{n+1}, \Delta_{n+2}]^T \\ \mathbf{G}_n &= \begin{bmatrix} \Delta_n, \dots, \Delta_{n-p_1}, S_n, \dots, S_{n-p_2}, dS_n, \dots, dS_{n-p_3}, 0, \dots, \dots, \dots, 0 \\ 0, \dots, \dots, \dots, 0, \Delta_n, \dots, \Delta_{n-p_4}, S_n, \dots, S_{n-p_5}, dS_n, \dots, dS_{n-p_6} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.8)$$

La modélisation de l'évolution des paramètres  $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$  est faite par une marche aléatoire puisque nous n'avons aucun *a priori* sur l'évolution de ces paramètres. Ainsi, la matrice d'évolution  $\mathbf{F}_n$  est l'identité. Cette modélisation peut être appliquée en respiration libre et en apnée puisque le filtre de Kalman a pour but d'estimer de façon adaptative les paramètres optimaux  $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$  du modèle. Finalement, en utilisant cette formulation sous forme d'espace d'état et la théorie du filtrage de Kalman, les prédictions des deux intervalles RR suivants peuvent être calculées  $\hat{\Delta}_{n+1}$  et  $\hat{\Delta}_{n+2}$ . Remarquez que nous utilisons la notation  $\hat{x}$  pour faire référence à une estimation de  $x$ .

Une fois que nous savons quand le prochain cycle cardiaque va débuter ( $\hat{\Delta}_{n+1}$ ) et combien de temps ce cycle va durer ( $\hat{\Delta}_{n+2}$ ), nous utilisons ensuite le modèle cardiaque que nous avons présenté précédemment avec les équations (3.3). Ceci nous permet de calculer le moment où la fenêtre d'acquisition (le train d'échos FSE) doit être placée et combien de temps il faut attendre avant d'appliquer la double inversion-récupération.

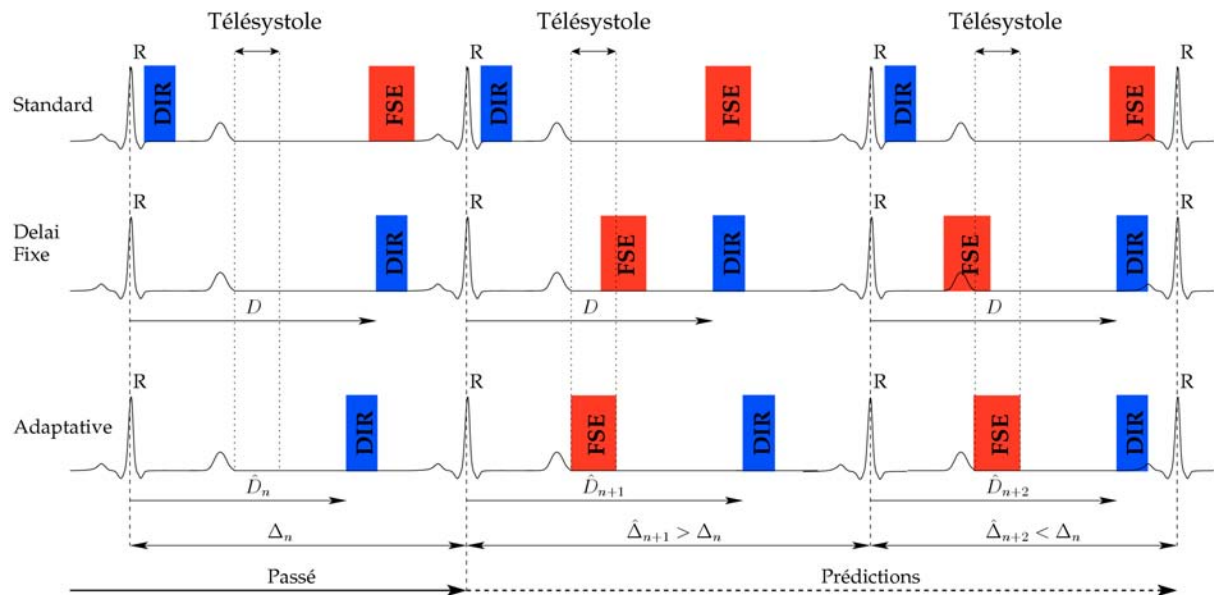
Une fois la  $n$ -ième onde R détectée, le filtre de Kalman nous donne les prédictions des deux cycles  $\hat{\Delta}_{n+1}$  et  $\hat{\Delta}_{n+2}$ . Étant donné que nous connaissons les paramètres de notre séquence  $T_I$  et  $T_{FSE}$ , nous pouvons calculer le trigger delay optimal  $T_{Dn+2}$  qui est le temps entre l'onde R  $n + 1$  et le début de la FSE. Ce trigger delay optimal est calculé avec le modèle cardiaque :

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

Ensuite il n'y a plus qu'à calculer le délai optimal  $D_{n+1}$  qu'il faut attendre avant d'appliquer les impulsions de DIR. Ce délai correspond au temps entre la  $n$ -ième onde R et le début de la DIR-FSE :

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

La figure 3.6 donne un exemple d'application de la DIR-FSE standard clinique, de la méthode du délai fixe et de la méthode adaptative dans le cas où les intervalles RR sont variables. Cette figure permet aussi de clarifier les notations utilisées.



**FIG. 3.6:** Les différentes séquences sang noir appliquées de différentes manières en présence de variations d'intervalles RR significatives. La méthode standard continue de fonctionner correctement malgré les variations de RR, c'est l'avantage de la mésodiastole qui est assez longue. La méthode du délai fixe pour acquérir des images en télésystole ne fonctionne plus dans ce cas. La méthode adaptative s'adapte à chaque nouveau cycle cardiaque pour placer préparation et acquisition au mieux en fonction des informations dont nous disposons.

Pour la suite, nous allons détailler l'implémentation et les différents résultats obtenus avec ces méthodes.

### 3.2.2 Implémentation

La méthode standard clinique, la méthode du délai fixe et la méthode adaptative ont été implémentées à l'aide du SAEC présenté à la section 2.1.3 (Odille *et al.*, 2007b). Les ECG et les ceintures respiratoires sont placés sur le sujet, qui est dans l'IRM, puis sont branchés dans un appareil de monitoring modifié de la société Schiller Médical. Les modifications faites sur cet appareil nous permettent de transmettre ces signaux en dehors de la cage de Faraday grâce à des fibres optiques. Ensuite ces signaux sont démodulés et numérisés pour être traités par un module temps réel. Ainsi, le SAEC nous permet de détecter les ondes R sur les ECG ce qui est le minimum dont nous avons besoin pour le filtre de Kalman.

La qualité de détection des ondes R est particulièrement importante dans notre cas, car si nous donnons de fausses informations au filtre de Kalman, il convergera naturellement vers des solutions erronées. Le détecteur utilisé pour ces tests nous a été fourni par la société Schiller Médical. Pour déclencher la séquence, un signal TTL est branché directement dans l'électronique de l'IRM ce qui nous permet de déclencher la séquence dès que nous le souhaitons avec un temps de réponse minimum. La méthode standard a été implémentée comme en clinique : dès que l'onde R est détectée, on lance la séquence DIR-FSE. Pour la méthode du délai fixe, on rentre la valeur du délai que l'on souhaite appliquer en le calculant grâce aux équations (3.4). La méthode adaptative a été implémentée directement sur le SAEC en langage C. Dès qu'une nouvelle onde R est détectée, le filtre de Kalman est recalculé, ce qui nous donne les nouveaux paramètres  $(a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i)$  à utiliser. Pour le filtre de Kalman, nous utilisons un modèle d'ordre 2 ce qui signifie que  $(p_1, p_2, p_3, p_4, p_5, p_6)$  ont été fixés à 2 dans les équations (3.5) et (3.6). L'ordre 2 a été choisi car il a été montré que c'était un bon compromis entre précision des estimations et complexité calculatoire (Oster *et al.*, 2008). Dans le cadre d'une étude de variabilité RR, il a été montré que l'ordre optimal du modèle serait de 16 (Broadman *et al.*, 2002). La grosse différence dans ce cas est la quantité de données utilisées pour faire ce genre d'étude, ce que nous ne pouvons pas faire pour une acquisition en IRM. Augmenter l'ordre du modèle peut améliorer la prédiction mais va induire une complexité calculatoire supplémentaire qui va vite poser des problèmes en temps réel. Pour l'implémentation pratique du filtre, le vecteur d'état  $x_0$  a été initialisé à la durée des intervalles RR précédents, c'est-à-dire que les paramètres  $a_0$  et  $d_0$  ont été mis à 1 et tous les autres à 0. Puisque l'évolution du vecteur d'état est mal connue et que nous l'avons simplement modélisée par une marche aléatoire, la matrice de covariance du bruit d'évolution a été mise à une valeur assez élevée  $diag(10, 10)$  pour prendre en compte le fait que nous ne sommes pas très confiants dans la modélisation de l'évolution. Nous avons mis la matrice de covariance du bruit de mesure à  $diag(0.01, 0.01)$  pour que le filtre converge rapidement et pour prendre en compte le fait que nous avons confiance dans nos mesures et dans leurs modélisations. Ainsi, nous pouvons calculer les estimations  $\hat{\Delta}_{n+1}$  et  $\hat{\Delta}_{n+2}$  puis le trigger delay optimal  $T_{D_{n+2}}$  et le délai optimal  $\hat{D}_{n+1}$ . Ensuite, il ne reste plus qu'à attendre  $\hat{D}_{n+1}$  ms avant de lancer la DIR-FSE. Le filtre de Kalman est lancé manuellement dès que le sujet est en apnée, puis nous attendons deux cycle cardiaques avant de démarrer la séquence. Ceci permet de laisser le temps au filtre de converger. De plus, l'acquisition des données n'est pas réalisée immédiatement : au premier déclenchement, la DIR-FSE est exécutée mais les données ne sont pas acquises afin de stabiliser les signaux (par rapport au  $T_R$  qui est court devant  $T_1$ ) et au deuxième déclenchement les signaux sont acquis mais pas encodés en phase et utilisés pour une correction rétrospective de phase (Peters et Hinks, 2004).

Le temps de calcul nécessaire au filtre de Kalman est fortement lié à la taille du vecteur d'état  $x_n$ . Avec les paramètres décrits ci-dessus, la taille du vecteur d'état est de 12. Dans ce cas, le temps de calcul est très faible (de l'ordre de la ms) ce qui est compatible avec les contraintes temps réel de notre application.

### 3.2.3 Résultats préliminaires

Dans un premier temps, nous avons testé la méthode du délai fixe et la méthode adaptative sur 4 volontaires sains âgés de  $35.5 \pm 12$  ans et pesant  $75 \pm 10$  kg. Ces résultats ont été présentés à l'ISMRM (Fernandez *et al.*, 2009a) et à des conférences locales (Fernandez *et al.*, 2008b, 2009c).

Après les traditionnelles acquisitions de localisation et de calibration, le protocole commençait par une série en apnée de type FIESTA ciné. Cette séquence servira par la suite à vérifier que les acquisitions suivantes ont bien été faites au bon moment du cycle cardiaque. Cette séquence est réalisée en petit axe cardiaque au milieu des ventricules afin de voir le ventricule droit et le ventricule gauche. Les paramètres utilisés pour cette séquence sont répertoriés dans le tableau 3.3.

Ensuite, nous avons acquis les séquences DIR-FSE avec la méthode du délai fixe et la méthode adaptative en apnée. Dans les deux cas nous avons utilisé exactement le même plan de coupe que pour la FIESTA ciné. Nous avons regroupé les paramètres des DIR-FSE dans le tableau 3.4. De plus grâce au SAEC, nous avons enregistré tous les signaux utiles tels que les ECG, ceintures, triggers, RF, fenêtres d'acquisition et formes d'onde des gradients. Tous ces signaux nous serviront à évaluer de manière quantitative les différentes méthodes.

Paramètre	Valeur
$T_E$	1.676 ms
$T_R$	3.9 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%

Paramètre	Valeur
$T_E$	20 ms
$T_R$	1RR
Épaisseur	6 mm
Bande Passante	125 kHz
Refocalisation	155°
Phase $N_y$	256
Fréquence $N_x$	256
ETL	16
$T_I$	500 ms
Épaisseur DIR	18 mm

**TAB. 3.3:** Paramètres des séquences FIESTA Cine  
**TAB. 3.4:** Paramètres des séquences DIR-FSE en télésystole

Pour comparer les deux méthodes de façon qualitative et quantitative nous allons évaluer l'erreur faite sur le trigger delay pour les méthodes adaptative et du délai fixe. Le trigger delay effectif appliqué en temps réel  $T_{D,applied}$  sera évalué grâce aux signaux enregistrés par le SAEC et sera mesuré entre l'onde R et le début de la fenêtre d'acquisition. Les intervalles RR réels seront extraits des ECG et serviront à calculer le meilleur trigger delay possible  $T_{D,best}$  en utilisant le même modèle cardiaque. La figure 3.7 représente graphiquement l'erreur que nous cherchons à mesurer.

Ces grandeurs extraites  $T_{D,best}$  et  $T_{D,applied}$  sont utilisées pour calculer l'erreur moyenne et la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE<sup>4</sup>) définie par :

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (T_{D,applied}(i) - T_{D,best}(i))^2}. \quad (3.11)$$

En plus de cette mesure quantitative, nous avons aussi fait une mesure qualitative avec un radiologue. Cette mesure est un simple score donné par un radiologue en fonction de la qualité-image. L'échelle des scores et leurs significations sont définies dans la table 3.5.

Les résultats de cette première évaluation sont donnés dans le tableau 3.6. Nous donnons

<sup>4</sup>de l'anglais "Root Mean Square Error"

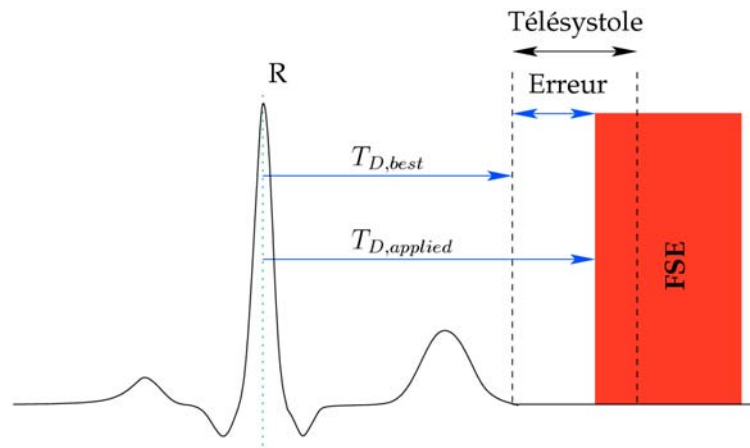


FIG. 3.7: Représentation graphique de l'erreur faite sur le trigger delay que nous évaluons pour comparer les différentes méthodes.

Score	0	1	2
Signification	Inutilisable	Utilisable mais avec artefacts	utilisable, sans artefact

TAB. 3.5: Définition des scores utilisés par le radiologue pour l'évaluation de la qualité-image.

pour chaque acquisition le rythme cardiaque moyen à titre indicatif, l'erreur moyenne et son écart type, la RMSE et le score donné par le radiologue.

Volontaire	Délai Fixe				Délai Adaptatif			
	HR	Erreur	RMSE	Score	HR	Erreur	RMSE	Score
1	70	227 ± 71	59	0	85	1 ± 38	9	2
2	72	80 ± 31	21	1	72	-4 ± 29	7	2
3	59	163 ± 54	41	0	56	-8 ± 31	8	2
4	55	-5 ± 44	10	2	58	-4 ± 26	6	2

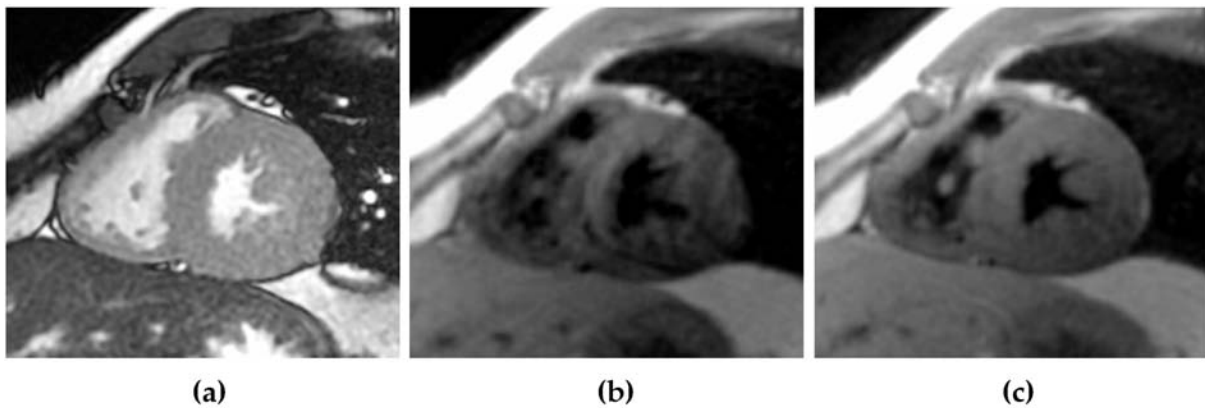
TAB. 3.6: Résultats obtenus pour les quatre volontaires. HR est le rythme cardiaque moyen pendant l'acquisition en bpm. L'erreur donnée est l'erreur moyenne ± écart type en ms. RMSE est la racine de l'erreur quadratique moyenne en ms et le score correspond à celui donné par le radiologue.

Les deux méthodes ont été appliquées avec succès sur les quatre volontaires. Les résultats quantitatifs du tableau 3.6 montrent que la méthode adaptative permet de réduire de façon significative l'erreur de placement de la fenêtre d'acquisition. Les résultats qualitatifs montrent que les images sont dans l'ensemble de meilleure qualité et que la méthode adaptative est plus robuste.

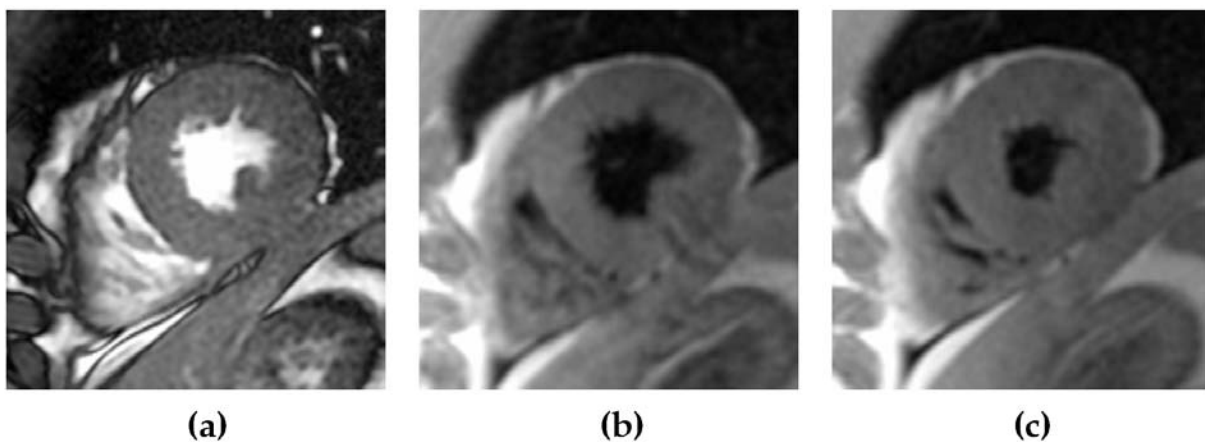
Deux exemples d'images sont donnés aux figures 3.8 et 3.9. On peut remarquer sur les images acquises en télesystole avec la méthode adaptative que le ventricule droit et les trabéculations sont parfaitement bien résolus. En comparant avec la ciné, on constate bien que la suppression du sang permet de faire ressortir le "relief" du ventricule droit, du fait que le signal des reliefs du ventricule droit et celui du sang ne sont plus mélangés.

Les premiers résultats que nous venons de présenter sont encourageants et permettent d'envisager une nouvelle façon de visualiser le ventricule droit. Cette technique permet de positionner de façon fiable la préparation DIR et la séquence FSE dans le cycle cardiaque malgré les variations physiologiques. Ce genre d'images pourrait être utile pour résoudre les détails de la morphologie des parois ventriculaires dans le cas des maladies liées au ventricule droit. Pour démontrer clairement l'intérêt de cette méthode et de l'imagerie sang noir en télesystole, nous





**FIG. 3.8:** Résultats obtenus sur le volontaire 1. (a) est l'image de la télésystole extraite de la séquence ciné. (b) est l'image en sang noir acquise avec la méthode du délai fixe. (c) est l'image en sang noir acquise avec la méthode adaptative. Remarquons comme le ventricule droit est particulièrement bien résolu en (c) comparé à (b). Cependant, on peut observer une perte de signal sur le ventricule gauche due au fait que la préparation et l'acquisition sont faites alors que le coeur est dans deux positions différentes.



**FIG. 3.9:** Résultats obtenus sur le volontaire 4. (a) est l'image de la télésystole extraite de la séquence ciné. (b) est l'image en sang noir acquise avec la méthode du délai fixe. (c) est l'image en sang noir acquise avec la méthode adaptative. Remarquons comme le ventricule droit et les trabéculations sont particulièrement bien résolu en (c). En comparant (c) à (a) on remarque que l'on voit bien les mêmes structures mais que dans l'image (c) ces structures sont clairement plus visibles car le signal acquis n'est plus mélangé à celui du sang.

avons lancé une étude approfondie sur un plus grand nombre de volontaires.

### 3.2.4 Matériels et méthodes

La partie qui suit a été présentée en partie au *Workshop Motion Correction* organisé par l'ISMRM (Fernandez *et al.*, 2010c) sous forme de présentation orale et à la réunion annuelle de l'ISMRM (Fernandez *et al.*, 2010b). L'ensemble des résultats a ensuite été présenté dans un article paru dans *Magnetic Resonance in Medicine* (Fernandez *et al.*, 2010a).

#### 3.2.4.1 Protocole IRM

Pour tester et comparer ces différentes méthodes, 14 sujets sains ont subi un examen d'IRM cardiaque. La population étudiée était composée de sept hommes et de sept femmes d'âge moyen  $28.7 \pm 11$  ans, pesant en moyenne  $70.9 \pm 14.3$  kg et mesurant en moyenne  $1.72 \pm 0.1$  m. Cette étude a été approuvée par le comité de protection des personnes et a été conduite en suivant les lois en vigueur en France sur la recherche clinique. Un consentement éclairé écrit et

signé a été obtenu pour tous les volontaires.

Comme précédemment, dans le but de voir le ventricule droit et le ventricule gauche, une coupe en petit axe cardiaque a été acquise au milieu des ventricules avec une séquence FIESTA ciné en apnée et synchronisée avec le cycle cardiaque. Les paramètres de la séquence sont décrits dans le tableau 3.3 et ces images serviront à déterminer si les acquisitions suivantes sont effectivement dans la bonne phase cardiaque. La même coupe au milieu des ventricules a été acquise avec la méthode standard en mésodiastole (figure 3.3), la méthode du délai fixe (figure 3.5) et la méthode adaptative (figure 3.6). Les deux dernières techniques sont supposées faire l'acquisition pendant la télésystole. Nous avons utilisé la même implémentation que celle décrite à la section 3.2.2.

Pour la méthode standard et la méthode adaptative, nous avons fait l'acquisition de sept images avec différents  $T_E$  allant de 10 ms à 70 ms avec un pas de 10 ms pour avoir des images pondérées  $T_1$  et  $T_2$ . Ceci nous permettra aussi d'avoir un plus grand nombre de données pour les mesures quantitatives. Pour la méthode du délai fixe, une à sept images ont été acquises de telle sorte que la durée de l'examen reste d'une longueur acceptable pour les volontaires. Les autres paramètres de la séquence sont donnés dans le tableau 3.4, à l'exception du  $T_R$  qui a été modifié en fonction du rythme cardiaque. Pour les rythmes inférieurs à 85 bpm, l'acquisition a été réalisée à chaque cycle cardiaque ( $T_R = 1RR$ ) et pour tous les autres, l'acquisition est réalisée dans un cycle sur deux ( $T_R = 2RR$ ). La durée du train d'échos avec ces paramètres est ainsi de 85 ms, ce qui est le maximum acceptable étant donnée la durée de la télésystole. Comme précédemment, deux trains d'échos supplémentaires sont faits pour la stabilisation des signaux et pour la correction de phase rétrospective (Peters et Hinks, 2004). Toutes les séquences sont faites en apnée d'environ 16 s pour la méthode standard et celle du délai fixe, 18 s pour la méthode adaptative et 12 s pour les FIESTA ciné. Les deux secondes supplémentaires sont utilisées pour laisser le filtre de Kalman converger.

### 3.2.4.2 Analyse des données

Le rythme cardiaque moyen a été calculé rétrospectivement, grâce aux données enregistrées avec le SAEC, pour déterminer s'il existe des différences significatives entre les apnées pour les acquisitions des différentes méthodes qui pourraient influencer les résultats sur les mesures quantitatives. La variabilité RR, définie comme l'écart type des intervalles RR, a aussi été quantifiée dans le même but. Les différences de rythme cardiaque et de variabilité RR entre les acquisitions réalisées avec la méthode du délai fixe et la méthode adaptative ont été analysées avec le test de rang signé de Wilcoxon.

**Mesures quantitatives** Deux types de mesures quantitatives ont été utilisées pour évaluer la méthode adaptative et celle du délai fixe. Comme précédemment, ces deux mesures seront basées sur l'erreur faite entre le trigger delay appliqué en temps réel  $T_{D,applied}$  et le meilleur trigger delay que nous pouvons calculer rétrospectivement  $T_{D,best}$  (voir figure 3.7). La première mesure quantitative consistera à comparer l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur entre les deux méthodes. La deuxième mesure sera la RMSE que nous avons défini par l'équation (3.11). La différence statistique entre les erreurs commises avec les deux méthodes sera évaluée avec le test de rang de Wilcoxon. Une valeur de  $P$  inférieure à 0.05 sera considérée comme statistiquement significative.

**Mesures qualitatives** Une comparaison de qualité d'image a été faite par un radiologue ayant 8 ans d'expérience en IRM cardiaque. Les images acquises avec la séquence DIR-FSE était affichées à l'observateur dans un ordre aléatoire en utilisant une station de visualisation clinique (Advantage Workstation, General Electric, Milwaukee, WI). Dans tous les cas, l'observateur ne

savait pas quelle méthode avait été utilisée.

Dans un premier temps, il a été demandé à l'observateur de déterminer si les images acquises avec la méthode du délai fixe et la méthode adaptative ont effectivement été acquises pendant la télésystole en comparant avec les images obtenues avec la FIESTA ciné. Ensuite, l'observateur a dû déterminer si les images acquises avec la méthode du délai fixe, la méthode adaptative et la méthode standard étaient de qualité suffisante ou pas pour être considérées comme de qualité diagnostique.

Dans un second temps, une comparaison d'images a été réalisée entre les images en télésystole acquises avec la méthode adaptative et celles acquises avec la méthode du délai fixe. Les images acquises avec les deux différentes méthodes et le même  $T_E$  étaient affichées à l'observateur de façon aveugle et par paire. L'observateur devait déterminer dans quelle image le coeur était mieux résolu ou si les images étaient équivalentes. Deux caractéristiques ont été comparées séparément : d'un côté le ventricule droit et ses trabéculations et de l'autre le ventricule gauche et ses muscles papillaires. L'observateur pouvait toujours se référer à la FIESTA ciné.

Dans un troisième temps, une deuxième comparaison a été réalisée entre la meilleure image en télésystole déterminée précédemment et les images acquises en mésodiastole. Cette comparaison vise à vérifier notre hypothèse de départ, à savoir que le ventricule droit peut être mieux résolu en télésystole qu'en mésodiastole. Cette comparaison était focalisée sur le ventricule droit, mais la paroi libre et la paroi inférieure ont été comparées séparément. L'observateur devait déterminer dans quelles phases cardiaques les parois étaient mieux résolues ou si les deux phases cardiaques étaient équivalentes.

Finalement, nous avons demandé au radiologue de mesurer l'épaisseur de la paroi libre et de la paroi inférieure du ventricule droit pour chaque volontaire en mésodiastole et en télésystole. Le but de ces mesures est de montrer l'épaississement des parois pendant la télésystole pour quantifier de façon objective l'apport de l'imagerie sang noir en télésystole pour le ventricule droit. Ces données ont ensuite été analysées avec un test de rang signé de Wilcoxon pour déterminer si les mesures étaient significativement différentes.

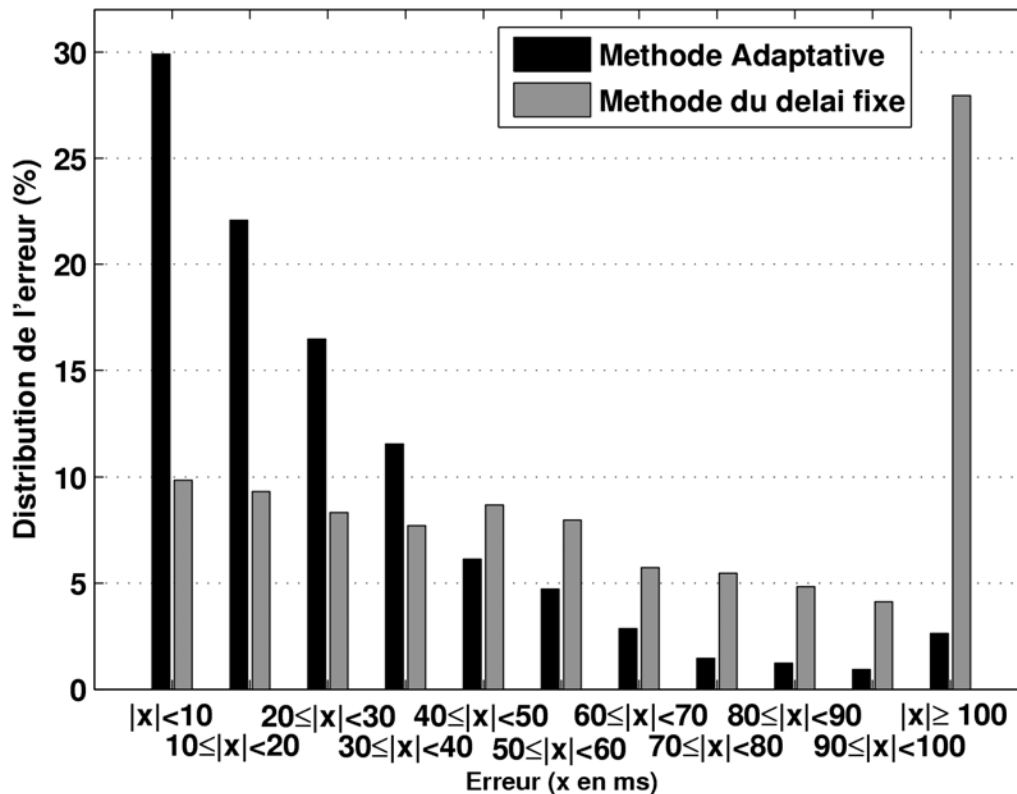
### 3.2.5 Résultats

Le protocole IRM a été appliqué avec succès sur les 14 volontaires. Cependant, un volontaire a été exclu de l'étude à cause de son ECG qui était de très mauvaise qualité. Par conséquent, le détecteur QRS fonctionnait très mal et toutes les images obtenues avec les trois méthodes étaient de qualité très médiocre.

Le rythme cardiaque moyen en apnée pendant l'acquisition des séquences DIR-FSE avec la méthode adaptative était  $69 \pm 8$  bpm contre  $68 \pm 9$  bpm pour la méthode du délai fixe. La variabilité RR était de  $54 \pm 25$  ms pour la méthode adaptative et de  $49 \pm 22$  ms pour la méthode du délai fixe. Il n'y a pas eu de différence statistiquement significative de rythme cardiaque et variabilité RR pendant les acquisitions faites avec la méthode adaptative et la méthode du délai fixe ( $P = 0.78$  pour le rythme cardiaque moyen et  $P = 0.68$  pour la variabilité RR).

**Mesures quantitatives** La figure 3.10 représente l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur faite sur le trigger delay par la méthode adaptative et par la méthode du délai fixe. Par exemple, 80% des trigger delay estimés par la méthode adaptative avait une erreur inférieure à 40 ms contre seulement 36% pour la méthode du délai fixe. De plus, la méthode du délai fixe fait une erreur de plus de 100 ms dans 26.3% des cas, ce pourcentage est réduit à seulement 2.6% pour la méthode adaptative. Cette figure montre que la méthode adaptative réduit de façon significative le nombre de fenêtres d'acquisition mal placées par rapport à la

méthode du délai fixe.



**FIG. 3.10:** Histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur faite sur le trigger delay par la méthode adaptative (noir) et par la méthode du délai fixe (gris). Cette figure montre que l'erreur faite avec la méthode adaptative est plutôt dans une plage restreinte alors que les erreurs faites avec la méthode du délai fixe sont distribuées de façon presque équirépartie. Un quart des erreurs faites avec la méthode du délai fixe sont supérieures à 100 ms.

L'erreur quadratique moyenne, donnée à la figure 3.11, est réduite de façon significative par la méthode adaptative. La moyenne et l'écart type de l'erreur ont tous les deux été réduits par la méthode adaptative. La valeur moyenne de l'erreur absolue est de  $27 \pm 39^5$  ms pour la méthode adaptative et de  $75 \pm 98$  ms pour la méthode du délai fixe. Les différences trouvées sont statistiquement significatives ( $P < 0.001$ ).

**Mesures qualitatives** Les mesures qualitatives montrent que 100% ( $n = 104$ ) des images acquises avec la méthode adaptative sont effectivement en télésystole contre seulement 70.6% ( $n = 68$ ) pour les images acquises avec la méthode du délai fixe. La distribution de la qualité diagnostique ou non des images est donnée à la figure 3.12. Cette figure montre que 27% des images acquises avec la méthode du délai fixe ne sont pas de qualité diagnostique. Ce pourcentage est réduit à 1.9% pour la méthode adaptative et à 4.4% pour la méthode standard.

Un total de 68 paires d'images acquises avec la méthode du délai fixe et la méthode adaptative ont été comparées par le radiologue. Cette comparaison montre que le ventricule droit et les trabéculations sont mieux résolus avec la méthode adaptative dans 65% des paires affichées, avec la méthode du délai fixe dans 28% des cas et étaient équivalentes dans 7% des cas (voir figure 3.13).

<sup>5</sup>Attention, ici on parle bien de la moyenne de la valeur absolue de l'erreur mais de l'écart type de l'erreur sans en prendre la valeur absolue.

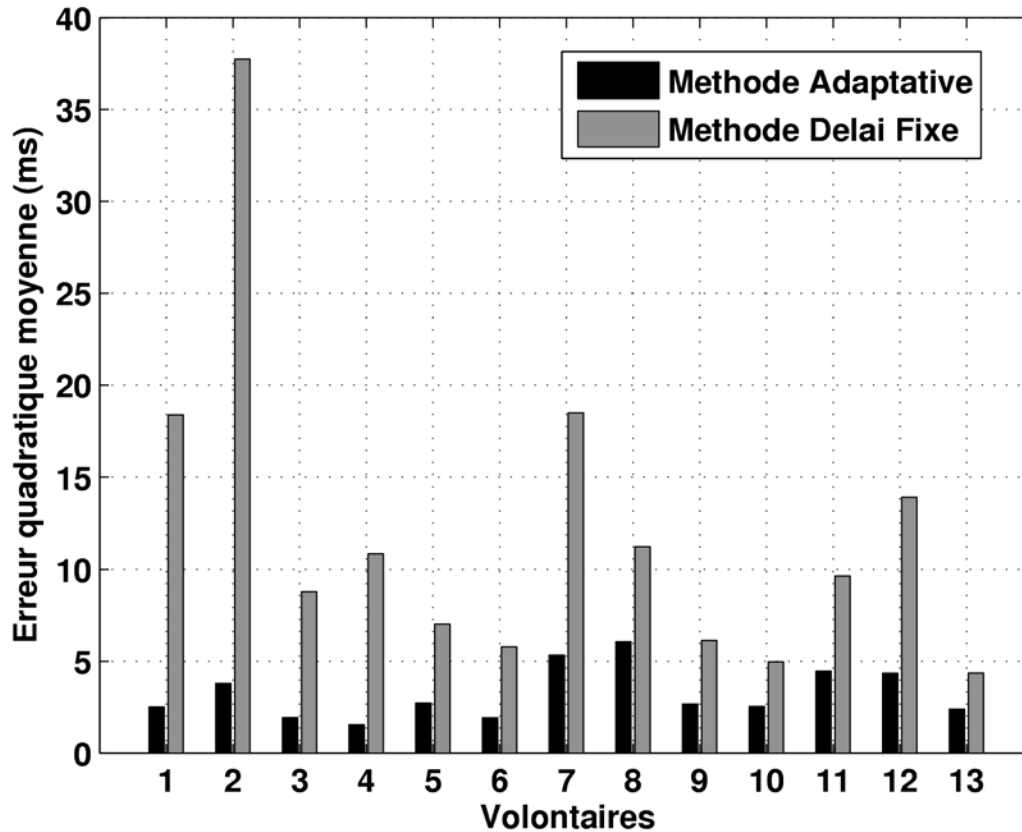


FIG. 3.11: Erreur quadratique moyenne faite sur le trigger delay par volontaire pour la méthode adaptative (noir) et le méthode du délai fixe (gris).

La comparaison de la visualisation du ventricule droit a été faite entre les images en télésystole et les images en mésodiastole sur les 68 paires comparables. La paroi inférieure du ventricule droit est mieux résolue en télésystole dans 81% des images, en mésodiastole dans 15% des cas et les images étaient équivalentes dans 4% des cas. Parmi les images en télésystole 70% ont été acquises avec la méthode adaptative. Pour la paroi libre du ventricule droit, 87% des images sont mieux résolues en télésystole, 7% sont mieux en mésodiastole et 6% sont équivalentes. 71% des images en télésystole étaient acquises avec la méthode adaptative (voir figure 3.14).

L'épaisseur de la paroi inférieure du ventricule droit mesurée en mésodiastole était de  $2.53 \pm 0.5 \text{ mm}$  et en télésystole de  $4.48 \pm 0.81 \text{ mm}$  ( $P < 0.01$ ). Pour un volontaire le radiologue n'a pas réussi à mesurer l'épaisseur de la paroi inférieure en mésodiastole. L'épaisseur de la paroi libre du ventricule droit en mésodiastole était de  $2.45 \pm 0.63 \text{ mm}$  contre  $4.55 \pm 1.25 \text{ mm}$  ( $P < 0.01$ ) en télésystole. Dans ce cas, le radiologue n'a pas réussi à mesurer l'épaisseur de la paroi libre en mésodiastole pour 5 volontaires en grande partie à cause des effets de volume partiel.

Les images acquises avec la ciné, la méthode du délai fixe et la méthode adaptative sont données à la figure 3.15. On peut noter que le ventricule droit est très bien défini avec la méthode adaptative (figure 3.15-c), contrairement à l'image obtenue avec la méthode du délai fixe (figure 3.15-b) où le ventricule droit (et même le gauche) est difficilement visible. Ceci montre la nécessité de prendre en compte les variations d'intervalle RR pour de l'imagerie en télésystole.

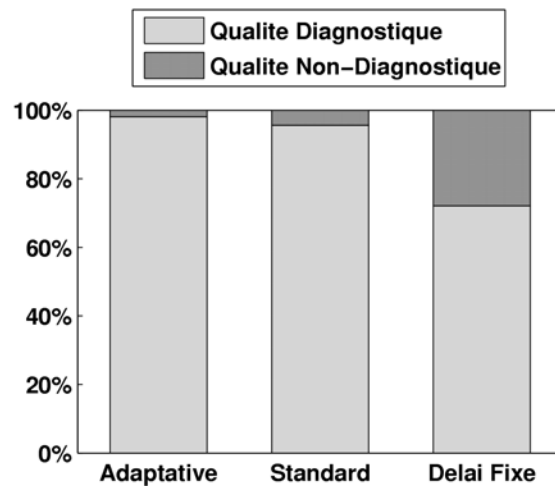


FIG. 3.12: Résultats sur la qualité diagnostique des images acquises avec les trois méthodes : la méthode adaptative ( $n = 104$ ), la méthode standard clinique en mésodiastole ( $n = 91$ ) et méthode du délai fixe ( $n = 68$ ).

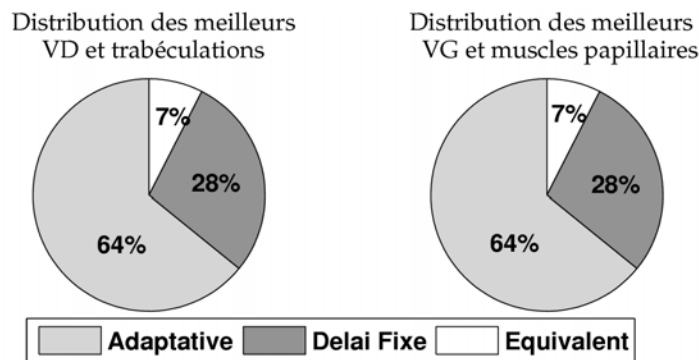


FIG. 3.13: Résultats de la comparaison de la qualité image des ventricules droit et gauche (VD et VG) entre la méthode adaptative et la méthode du délai fixe. Distribution des méthodes pour lesquelles le VD et VG sont mieux résolues.

Sur la figure 3.16, on peut voir les images acquises avec la ciné, et les images acquises en télésystole et celles en mésodiastole. Sur cet exemple, on peut voir que l'image acquise avec la méthode du délai fixe (figure 3.16-b) est de moins bonne qualité que celle acquise avec la méthode adaptative (figure 3.16-c). En comparant les images en télésystole de la ciné (figure 3.16-a) et de la méthode adaptative (figure 3.16-c), on peut remarquer que nous voyons les mêmes reliefs dans le ventricule droit. De plus, l'utilisation d'une préparation DIR permet d'améliorer la définition du ventricule droit et de ses trabéculations car le signal de ces dernières n'est plus mélangé avec le sang contrairement à la ciné. Ensuite, si nous comparons l'image acquise avec la séquence DIR-FSE standard en mésodiastole (figure 3.16-e) et l'image acquise avec la méthode adaptative (figure 3.16-c), on peut constater l'épaississement de la paroi du ventricule droit comme nous l'avons montré de façon numérique. On peut aussi remarquer que la paroi libre sur l'image en mésodiastole (figure 3.16-e) est presque impossible à distinguer alors qu'elle est très facile à voir sur l'image en télésystole (figure 3.16-c). Les mêmes constatations peuvent être faites sur les images présentées à la figure 3.17 qui ont été acquises sur un autre volontaire. On peut constater l'épaississement des ventricules droits sur la figure 3.18.

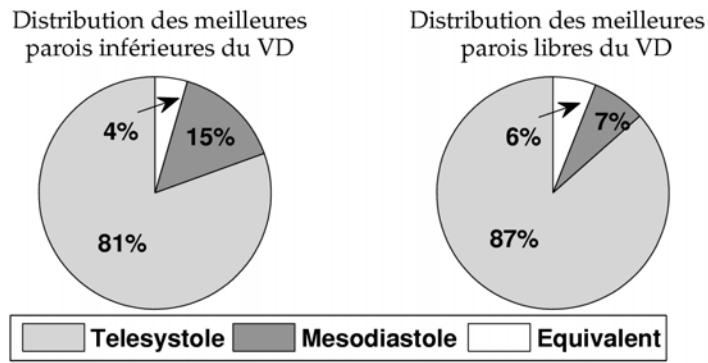


FIG. 3.14: Résultats de la comparaison de la qualité image des parois inférieure et libre du ventricule droit (VD) entre la télésystole et la mésodiastole. Distribution des périodes de repos cardiaque pour lesquelles les parois sont mieux résolues.

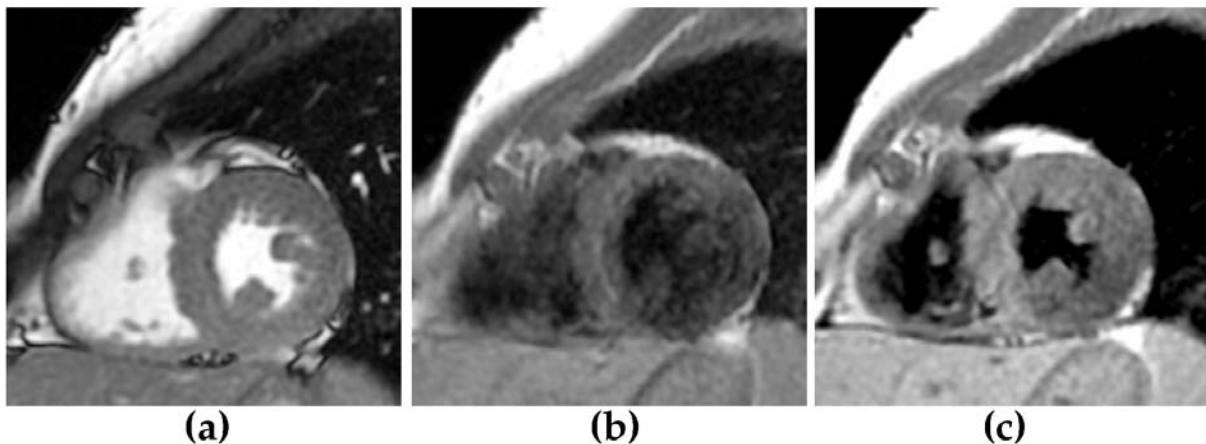
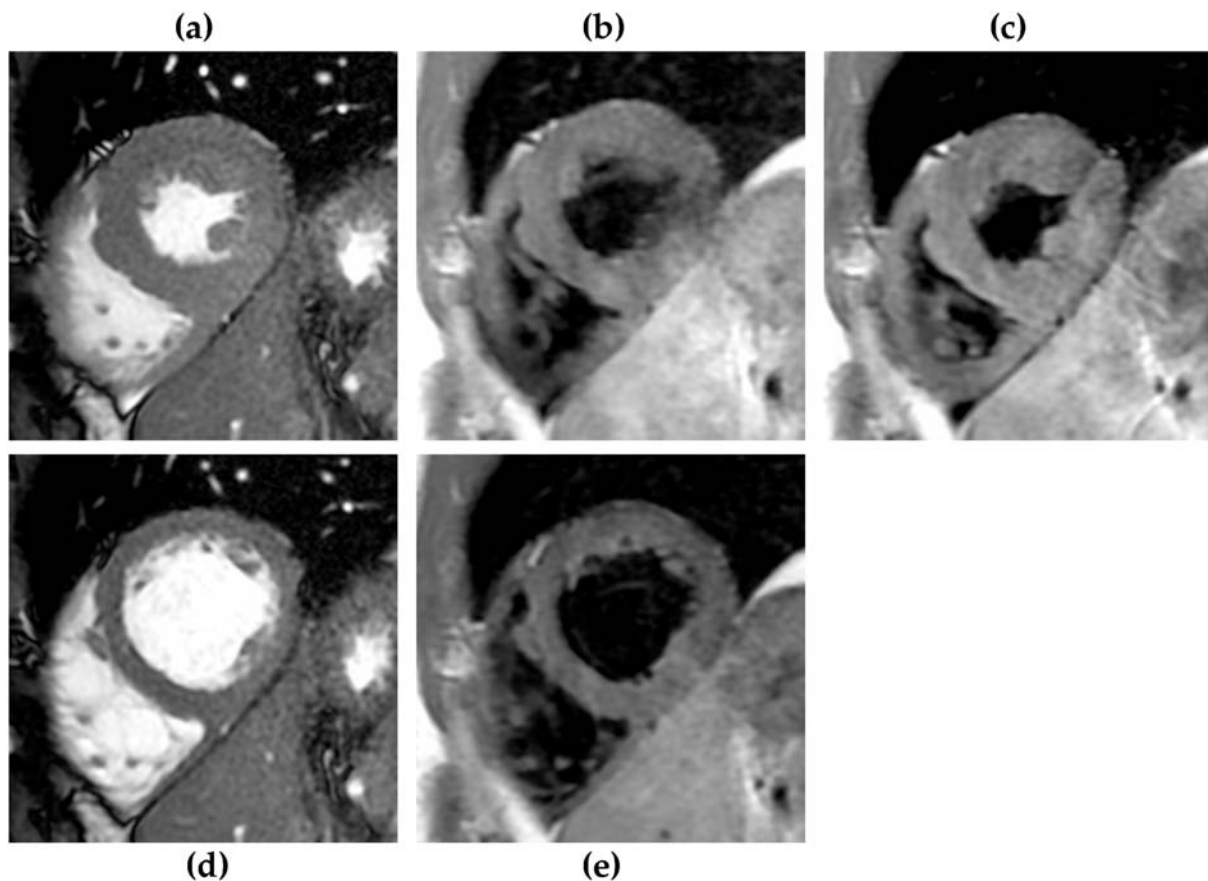


FIG. 3.15: Images en télésystole du volontaire 12. (a) image en télésystole extraite de la séquence ciné. (b) image acquise avec la méthode du délai fixe ( $RMSE = 42.5\text{ ms}$  pour l'acquisition de cette image) et (c) avec la méthode adaptative ( $RMSE = 7.9\text{ ms}$  pour l'acquisition de cette image). Les images (b) et (c) ont été acquises avec un  $T_E = 30\text{ ms}$ . Remarquons comme le ventricule droit est bien résolu sur l'image (c).

### 3.2.6 Discussion

L'imagerie morphologique du coeur en télésystole avec une séquence de type FSE sang noir n'est pas une tâche qui peut se faire de façon directe. Ceci dépend de beaucoup de facteurs qui varient d'un sujet à un autre et qui évoluent au cours du temps et même au sein d'une acquisition. Dans les travaux que nous venons de présenter, nous avons montré qu'il est possible de faire de l'imagerie sang noir en télésystole pondérée  $T_1$  ou  $T_2$ . La méthode présentée est basée sur un algorithme prédictif des intervalles RR et sur un trigger delay adaptatif. Cette technique adaptative permet de s'adapter automatiquement aux variations instantanées de l'intervalle RR, ce qui permet de prendre en compte les variations spécifiques de chaque patient. Nous avons comparé cette méthode adaptative à une méthode alternative simple qui utilise un délai fixe. Dans ce cas nous faisons l'hypothèse que tous les cycles cardiaques sont les mêmes, cette hypothèse de base est celle qui est généralement faite en imagerie cardiaque. Les résultats montrent une nette amélioration des mesures quantitatives et qualitatives lorsque nous utilisons la méthode adaptative. Nous avons également montré que la définition des parois du ventricule droit est nettement améliorée lorsque les acquisitions sont faites en télésystole. Par conséquent, la méthode de DIR-FSE adaptative devrait être privilégiée dans un certain nombre de pathologies liées au ventricule droit. Par exemple, nous pouvons citer la dysplasie ou cardiomyopathie arrhythmogène du ventricule droit qui se caractérise souvent par des infiltrations



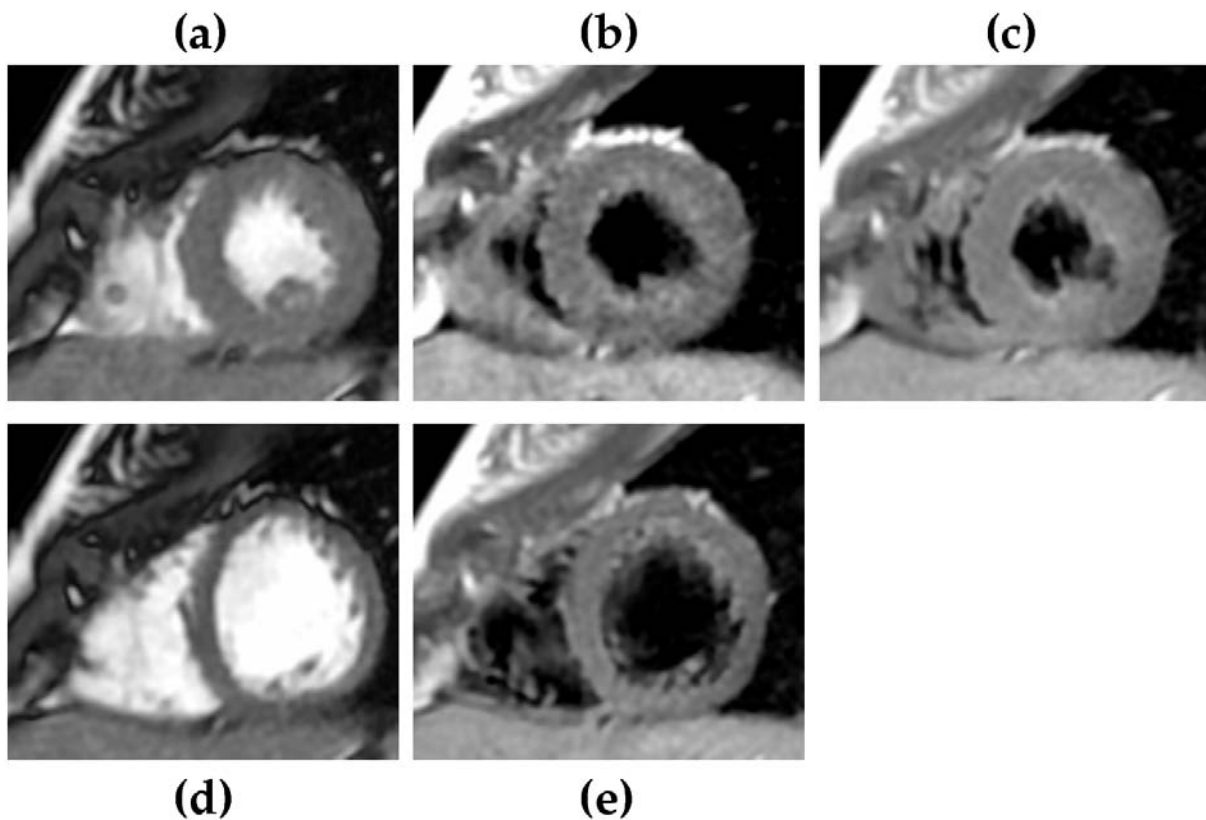
**FIG. 3.16:** Images du volontaire 8. Images en télésystole (a) et en mésodiastole (d) extraites de la ciné. (b) est l'image acquise avec la méthode du délai fixe ( $RMSE = 22.4 \text{ ms}$ ) et (c) celle acquise avec la méthode adaptative ( $RMSE = 12.1 \text{ ms}$ ). (e) a été acquise avec la méthode clinique standard. (b,c,e) ont été acquises avec  $T_E = 30 \text{ ms}$ . (b) est un exemple d'acquisition avec la méthode du délai fixe qui donne une qualité d'image sous-optimale par rapport à (c). Cette image n'a pas été considérée comme étant en télésystole.

graisseuses de la paroi du ventricule droit. L'imagerie sang noir en télésystole pourrait aussi être utile pour mesurer l'épaisseur du péricarde dans les cas suspectés de péricardite chronique constrictive (Dacher *et al.*, 2010). L'intérêt potentiel de cette méthode adaptative a été démontrée en apnée mais de futurs travaux se focaliseront sur son utilisation en respiration libre.

Dans l'étude que nous avons présentée, nous avons utilisé un système de comparaison d'images pour évaluer la qualité-image plutôt qu'un traditionnel système de notation. Le choix d'utiliser ce système de comparaison a été fait parce que c'est une solution simple. De plus, puisque les images acquises avec les différentes méthodes ne sont pas acquises dans la même phase de repos cardiaque, il devient assez compliqué de noter le même objet vu de différentes façons. Ceci est particulièrement vrai dans notre cas puisque nous travaillons sur des sujets sains et il n'y avait donc pas de maladie particulière sur laquelle se focaliser. L'avantage du système de comparaison est qu'il permet de réduire les variations dues à l'observateur puisque que le radiologue doit donner des réponses simples. De plus, le système de notation n'est valable que si plusieurs radiologues peuvent faire l'évaluation. Dans notre cas, un seul radiologue était disponible.

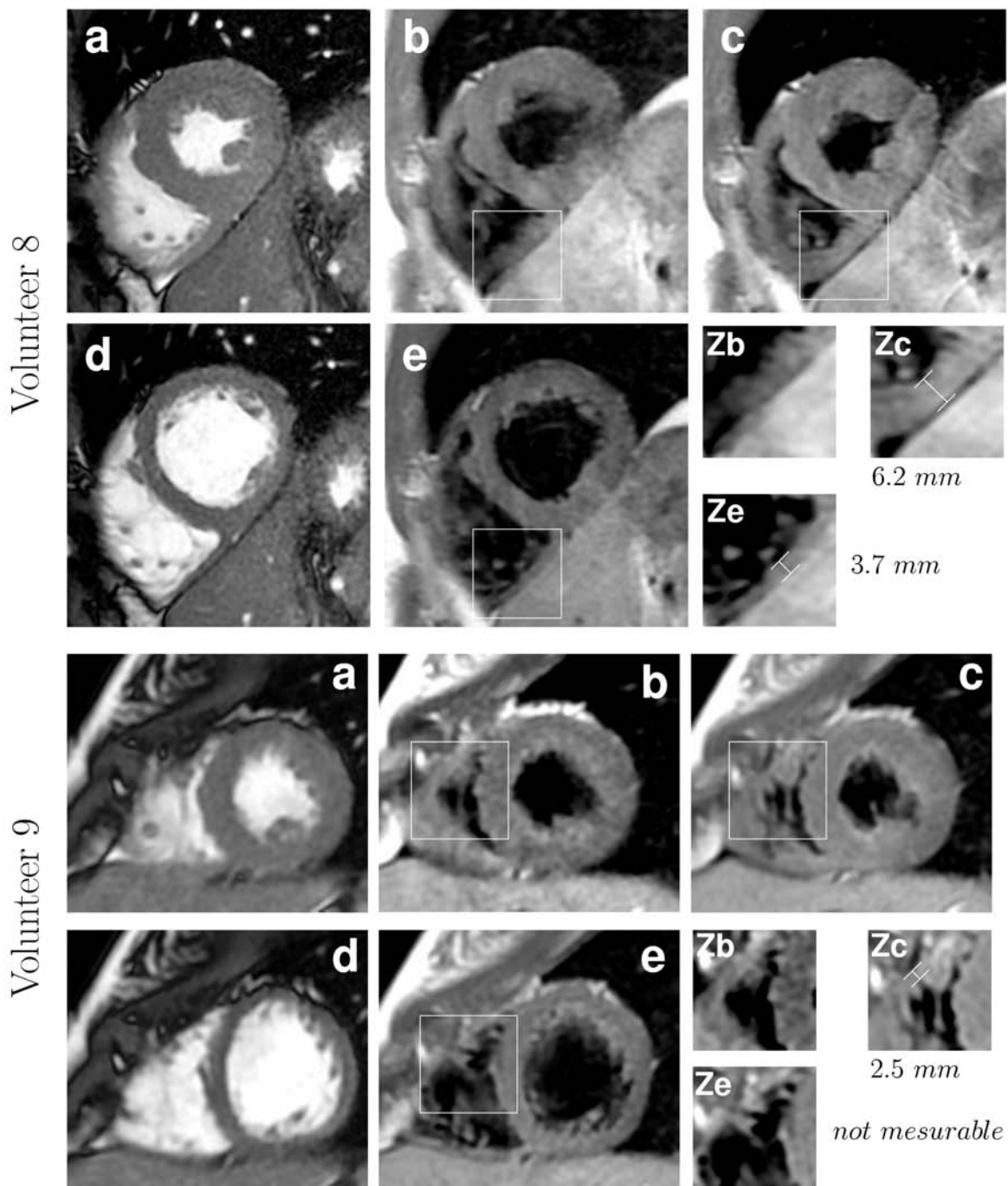
Les résultats présentés ici sont conformes avec ceux d'autres études (Roes *et al.*, 2008, Stuber *et al.*, 1999b), qui avaient montré une nette amélioration des résultats lorsqu'un trigger delay adaptatif est utilisé par rapport à un délai fixe. La différence avec ce que nous avons proposé est que ces méthodes ont été conçues pour améliorer l'angiographie par résonance magnétique





**FIG. 3.17:** Images du volontaire 9. 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). Cette image n'a pas été considérée comme étant en télésystole.

(MRA) des artères coronaires avec un navigateur diaphragmatique, ce qui se fait en respiration libre. Le trigger delay adaptatif est, dans ce cas, calculé pour estimer le début de la mésodiastole et pour démarrer l'acquisition. Ces méthodes sont également basées sur un modèle cardiaque et le trigger delay est calculé en fonction de l'intervalle RR. Dans ces études, le trigger delay est adapté en utilisant le dernier intervalle RR ou une moyenne des derniers intervalles ce qui sert de prédiction à un pas. Dans notre étude nous avons adopté une stratégie différente en utilisant un algorithme de prédiction adaptatif pour une meilleure précision. Nous pouvons remarquer que notre modélisation et notre algorithme peuvent être vus comme la généralisation de la moyenne glissante proposée par [Roes et al. \(2008\)](#). Effectivement, la différence est que les coefficients ( $a_i, b_i, c_i, d_i, e_i, f_i$ ) que nous utilisons sont mis à jour dès que nous avons une nouvelle information alors que [Roes et al. \(2008\)](#) utilise des coefficients qui sont fixes. L'angiographie des coronaires est généralement réalisée en respiration libre, donc les variations d'intervalle RR sont différentes de celles en apnée. Ceci implique également des contraintes différentes sur le temps d'acquisition. Le lecteur peut remarquer que notre algorithme est compatible avec la respiration libre puisque les signaux de respiration sont pris en compte dans la modélisation des variations des intervalles RR. Par conséquent, une prédiction à un pas avec notre algorithme et un trigger delay adaptatif peuvent être appliqués à l'angiographie des coronaires. Les signaux respiratoires peuvent être acquis avec des ceintures respiratoires, comme nous l'avons fait, mais pourraient très bien être acquis avec un écho-navigateur diaphragmatique. La technique d'acquisition adaptative que nous avons proposée pourrait très bien être utilisée pour faire des acquisitions en FSE sang noir en respiration libre en utilisant un algorithme de reconstruction incluant les corrections de mouvement, comme par exemple GRICS ([Odille et al., 2008b](#)). Nous en reparlerons à la section 3.4.



**FIG. 3.18:** 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 ( $RMSE = 32.5\text{ ms}$ ) et (c) celle acquise avec la méthode adaptative ( $RMSE = 8.2\text{ ms}$ ). (e) a été acquise avec la méthode clinique standard. (b,c,e) ont été acquises avec  $T_E = 30\text{ ms}$ . (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., 2010a).

L'algorithme de prédiction utilisé dans ce travail est basé sur le filtrage de Kalman, qui est une technique robuste et bien connue. Une autre étude a proposé un algorithme de prédiction utilisant un réseau de neurones (Buehrer et al., 2005) pour créer un trigger delay adaptatif pour l'angiographie des coronaires en respiration libre. Puisque les réseaux de neurones sont des

modèles d'apprentissage supervisés, l'apprentissage était dans ce cas fait en utilisant tous les intervalles RR enregistrés pendant la phase de préparation de l'écho-navigateur, soit environ 30 s. Par conséquent, cette méthode n'est pas directement utilisable pour notre application des images en sang noir en télésystole. Cependant, on peut toujours imaginer entraîner le modèle pendant une première apnée et appliquer ensuite le modèle ainsi entraîné dans une deuxième acquisition. Ceci aura pour conséquence d'augmenter la durée de l'examen. Rappelons que notre algorithme converge en 2 ou 3 RR, ce qui est très bien adapté aux acquisitions en apnée. Tout se passe comme si l'apprentissage et l'utilisation du modèle étaient faits en une seule étape. D'un autre côté, si on converge rapidement on peut également diverger rapidement, ce qui arrive lorsque des erreurs sont faites sur la détection des ondes R. Ceci est le prix à payer pour converger rapidement grâce à, ou à cause de, la grande confiance accordée aux mesures via le bruit de mesure  $v_n$ . Une alternative intéressante serait de prédire les intervalles RR en utilisant une approche mixte : un réseau de neurones tel qu'un perceptron multicouche et du filtrage Bayésien ou de Kalman pour estimer de façon temps réel les paramètres du perceptron (Haykin, 2001, Thodberg, 1996).

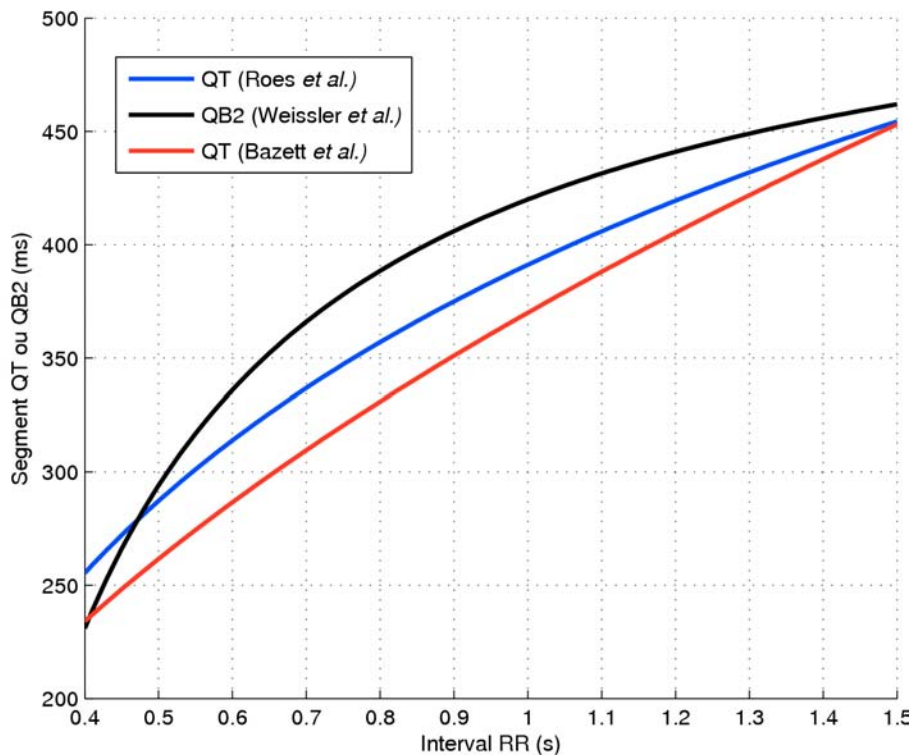
La modélisation des variations des intervalles RR utilisée dans ces travaux a plusieurs avantages. Sa formulation linéaire est bien adaptée au filtrage de Kalman, elle est valable pour tout le monde en apnée et en respiration libre. De plus cette modélisation pourrait être adaptée à chaque sujet ou patient en ajoutant quelques paramètres de réglage à déterminer en fonction de la physiologie de chaque patient. Ce point particulier nécessite de plus amples recherches en apnée et en respiration libre sur une importante population de sujets sains et de patients ayant des maladies 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 genre et la présence d'une maladie cardiaque potentielle (Ashman, 1942).

Pour éviter de faire l'hypothèse simplifiée que les cycles cardiaques sont reproductibles, nous avons choisi d'utiliser une prédiction à deux pas mais d'autres possibilités existent. Par exemple, une solution acceptable serait d'utiliser une prédiction à un pas et un modèle cardiaque de l'intervalle RT, adapté aux spécificités de chaque patient, de la forme :

$$RT_{n+1} = f(\Delta_n) = \widehat{RT}_{max} \frac{(\Delta_n - \widehat{\Delta}_{min})}{\widehat{K} + (\Delta_n - \widehat{\Delta}_{min})} \quad (3.12)$$

(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. On pourrait également intégrer un tel modèle dans le cadre d'un filtre de Kalman avec une prédiction à un pas et ajuster le modèle de façon adaptative. Le modèle cardiaque utilisé dans ce travail a l'avantage d'être une fonction linéaire de l'intervalle RR mais ne s'adapte pas à chaque personne (seulement au sexe du sujet examiné). Par conséquent, une amélioration possible serait d'utiliser un modèle cardiaque adapté à chaque patient, comme celui proposé par Liu et Wright (2006), et de l'intégrer dans le cadre fixé par le filtrage de Kalman. Une acquisition ECG supplémentaire pourrait être effectuée dans ou en dehors de l'IRM afin de calculer ou d'initialiser les paramètres de ce type de modèle cardiaque. Afin de montrer les différences entre quelques-uns des différents modèles cardiaques, trois d'entre eux sont affichés à la figure 3.19.



**FIG. 3.19:** Différents modèles cardiaques. Ces modèles cardiaques sont tous valables pour les hommes âgés de plus de 45 ans. En bleu le modèle QT utilisé par Roes et al. (2008), initialement mesuré par Ashman (1942). En noir le modèle de Weissler et al. (1968) qui donne QB2 utilisé dans ce travail et en rouge le traditionnel modèle QT de Bazett (1920) que l'on retrouve avec une explication historique dans (Cobos Gil et Rubira, 2008).

Nous avons fait le choix d'acquérir toutes nos coupes en petit axe dans le but de voir les deux ventricules puisque notre étude n'était pas focalisée sur un ventricule spécifique. Cependant, les résultats d'une étude assez récente Berkowitz et al. (2009) suggère de faire des coupes axiales au milieu des ventricules afin de mieux voir les parois de ce ventricule. La méthode que nous avons proposée n'a pas été testée en axial mais la définition du ventricule droit en axial pourrait être améliorée en faisant l'acquisition en télésystole puisque la paroi est plus épaisse comme nous l'avons montré. Dans les travaux que nous avons présentés, le même modèle cardiaque a été utilisé pour les deux ventricules avec l'hypothèse sous-jacente que les deux ventricules ont les mêmes périodes de repos. Puisque chaque ventricule peut avoir des périodes de repos un peu différentes, il pourrait être intéressant d'avoir un modèle cardiaque pour chaque ventricule afin de les observer séparément selon la pathologie recherchée.

Une limitation potentielle de la méthode proposée provient du fait que la préparation DIR est appliquée pendant la diastole et que l'acquisition des données avec la FSE est faite en télésystole. Par conséquent, le coeur est dans deux positions différentes ce qui peut potentiellement amener des pertes de signal. Pour minimiser ces effets, l'épaisseur de réinversion de la préparation DIR est trois fois plus large que l'épaisseur de coupe. Des pertes toujours remarquables persistent parfois comme dans le cas du ventricule gauche de la figure 3.15-c. L'épaisseur de réinversion était de 18 mm mais aucune optimisation n'a été faite pendant cette étude. Élargir l'épaisseur de réinversion nous permettrait d'éviter ces pertes mais une épaisseur de réinversion trop large pourrait amener une non-annulation partielle du signal du sang. Ce problème particulier requiert de plus amples recherches. Une alternative intéressante serait d'utiliser le suivi de la position de la coupe d'intérêt entre préparation et acquisition proposé par Keegan et al. (2006). Cette méthode requiert l'acquisition de deux séquences de type ciné avec des impulsions RF de marquage "magnétique" afin de pouvoir suivre le plan de coupe au cours du

cycle cardiaque. Ces acquisitions additionnelles allongeraient la durée de l'examen mais permettraient d'améliorer la qualité-image. Une autre solution consisterait à utiliser une méthode de suivi d'organe à partir des signaux physiologiques (Fernandez *et al.*, 2008a,c) mais nécessiterait également une étape de calibration (ces travaux sont présentés au chapitre 4).

L'imagerie parallèle telle que SENSE<sup>6</sup> (Pruessmann *et al.*, 1999) n'a pas été utilisée dans cette étude, mais on pourrait y trouver différents bénéfices. Le premier, comme suggéré par Pruessmann *et al.* (1999) serait l'acquisition de données sous-échantillonnées afin de réduire la durée de l'acquisition ou d'augmenter la résolution spatiale. Le sous-échantillonnage pourrait aussi être utilisé pour réduire la longueur des trains d'échos afin de s'assurer que les trains d'échos sont plus courts que la télésystole sans augmenter la durée de l'acquisition. Le second bénéfice serait d'acquérir toutes les données et de supprimer rétrospectivement les données qui n'ont pas été acquises au bon moment. Pour ce faire on pourrait utiliser une méthode décrite par Odille *et al.* (2007c) pour les acquisitions segmentées (comme les FSE) en IRM cardiaque.

La longueur du train d'échos utilisé était relativement restreinte (16) et la bande passante de lecture utilisée était assez grande afin d'avoir une fenêtre d'acquisition (durée totale de train d'échos) de 85 ms, ce qui peut quand même être plus long que la télésystole de certains volontaires. Une méthode automatique rapide et précise pour déterminer la longueur de la télésystole pourrait être développée afin d'adapter les paramètres d'acquisition de la séquence à la durée des périodes de repos de chaque patient. Pour ce faire, on pourrait s'inspirer d'une méthode rapide pour déterminer les périodes de repos des coronaires pour l'angiographie déjà proposée (Jahnke *et al.*, 2005).

L'autre avantage de la méthode présentée que nous n'avons pas développé est qu'elle permet de découpler le temps d'inversion  $T_I$  et le trigger delay  $T_D$ . Ce découplage est indispensable pour faire de l'imagerie cardiaque en sang noir mais on pourrait très bien utiliser ce même schéma pour adapter à la fois le temps d'inversion et le trigger delay aux variations d'intervalle  $RR$ . Pour ce faire, il faudrait trouver une solution pour mesurer rapidement le  $T_1$  du sang circulant afin de pouvoir estimer de façon récursive le temps d'inversion optimal qui nous permettrait d'annuler parfaitement le signal du sang. Ce découplage pourrait aussi être utilisé dans le même but mais aussi pour améliorer l'imagerie en mésodiastole.

Dans ces travaux, rappelons que notre hypothèse était que la paroi du ventricule droit est plus épaisse en télésystole. Pour montrer que notre hypothèse de base était parfaitement juste, nous avons donc mesuré l'épaisseur de cette paroi en mésodiastole et en télésystole et nous avons trouvé une différence statistiquement significative. Malheureusement, nous n'avons pas pu comparer ces données aux résultats d'autres études puisque, apparemment, de telles mesures n'ont jamais été faites *in vivo* auparavant. En anatomie, l'épaisseur du ventricule droit n'est pas une donnée anatomique facile à trouver. Plusieurs études ont quand même cherché à mesurer le poids du coeur, l'épaisseur des ventricules et la circonférence des valves sur 765 personnes, de 0 à 99 ans, autopsiées sans anomalie cardiaque connue (Kitzman *et al.*, 1988, Scholz *et al.*, 1988). Ainsi, Kitzman *et al.* (1988) nous rapporte une épaisseur de  $3.8 \pm 0.9$  mm pour la paroi libre du ventricule droit. Ces mesures sont assez concordantes avec ce que nous avons mesuré et il se trouve que les valeurs données par Kitzman *et al.* (1988) sont entre les valeurs que nous avons mesurées en télésystole ( $4.48 \pm 1.17$  mm) et en mésodiastole ( $2.45 \pm 0.63$  mm). Cependant, étant donné qu'il s'agit de mesures faites par autopsie, il est difficile d'affirmer dans quelle phase cardiaque se trouve le coeur mais il semblerait que le coeur s'arrête lorsqu'il est contracté, donc en télésystole. D'autres études avec autopsie ont rapporté des valeurs similaires 3.9 mm (Reiner *et al.*, 1959) et 4 mm (Eckner *et al.*, 1969, Hutchins et Anaya, 1973).

La méthode adaptative a également été utilisée pour avec des séquences ciné de type FIESTA

<sup>6</sup>SENSitivity Encoding

(bSSFP) pour vérifier la précision de notre algorithme par rapport aux volumes cardiaques (Bonnemains *et al.*, 2009), c'est-à-dire si notre algorithme prédit bien la téléstole. Puisque pour les mesures de la fonction cardiaque, il est nécessaire d'avoir une image en téléstole et une image en télédiastole, l'idée était de synchroniser l'IRM avec le début de la téléstole ou le début de la télédiastole. De cette manière, la première image de la série ciné doit être la téléstole ou la télédiastole. Pour la télédiastole, nous avons simplement utilisé le filtre de Kalman pour faire une prédiction à un pas et considéré que la télédiastole devait avoir lieu 40 ms avant la prochaine onde R prédite. Les séquences ciné standard, puis avec la synchronisation sur la téléstole et la télédiastole, ont été réalisées sur 12 volontaires sains. Les résultats de cette étude montrent que nos algorithmes de prédiction n'introduisent pas de biais significatif sur la mesure des volumes des ventricules gauche et droit et celle de la fraction d'éjection. Ceci nous indique d'une autre façon que nous arrivons bien à prédire le début de la téléstole, ce qui est en concordance avec les résultats déjà présentés.

### 3.2.7 Conclusion

Les résultats présentés dans cette contribution montrent que la gestion du temps pour faire l'acquisition d'images morphologiques du coeur en téléstole est un problème majeur. A partir d'un algorithme de prédiction adaptatif et d'un modèle du cycle cardiaque, une méthode adaptative a été proposée et comparée à une alternative simple qui utilise un délai fixe. Les résultats montrent que la méthode adaptative est plus robuste et plus fiable que la méthode du délai fixe. Nous avons également démontré l'intérêt potentiel de l'imagerie en téléstole pour améliorer la définition des parois du ventricule droit et, en particulier, la paroi libre. Les FSE sang noir en téléstole avec la méthode adaptative pourraient donner des informations additionnelles à celles données par l'imagerie sang noir en mésodiastole. Une étude sur une importante population de patients doit être mise en place afin de démontrer l'intérêt diagnostique de la méthode proposée.

Le découplage entre  $T_I$  et  $T_D$  est un premier pas vers l'imagerie adaptative et ouvre la voie vers de nouvelles méthodes d'imagerie adaptative qui permettront de prendre en compte toutes les spécificités de chaque patient.

## 3.3 Applications : mesure du $T_2$

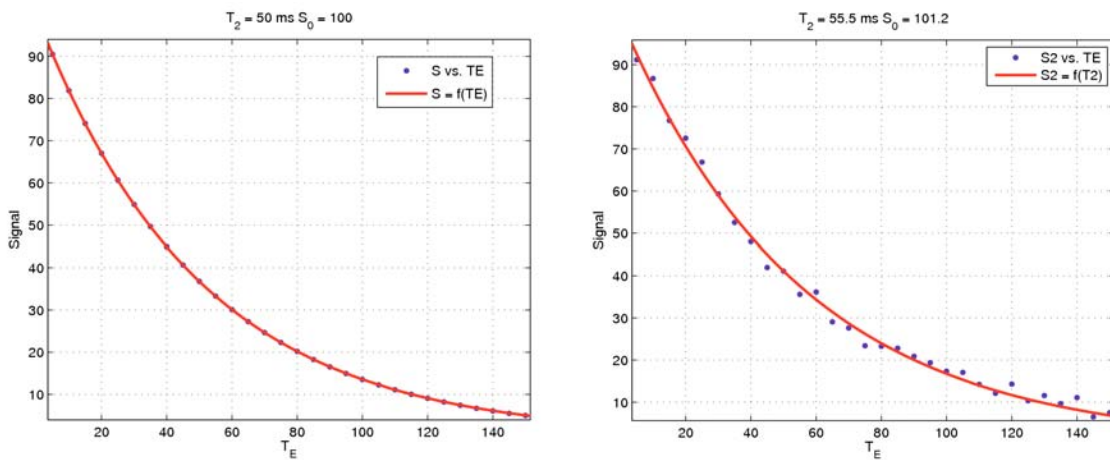
Grâce à la nouvelle méthode adaptative que nous venons de présenter, nous allons pouvoir imager de façon systématique le coeur dans ces deux périodes de repos. Ces mesures systématiques sur le coeur en téléstole et en mésodiastole avec une séquence de type DIR-FSE vont nous permettre de mesurer et comparer le  $T_2$  du ventricule gauche en systole et en diastole pour voir s'il existe des différences mesurables. De plus, comme nous avons montré que la méthode adaptative permettait d'améliorer l'imagerie du ventricule droit, nous allons mesurer le  $T_2$  du ventricule droit *in vivo* et comparer ces valeurs au  $T_2$  du ventricule gauche.

### 3.3.1 Rappels sur la mesure de $T_2$ et interface graphique

Dans un premier temps, commençons par rappeler le principe de la mesure de  $T_2$ . La meilleure façon de mesurer le  $T_2$  est d'utiliser une séquence d'écho de spin avec une impulsion non sélective d'excitation de  $90^\circ$  et une impulsion non sélective de refocalisation de  $180^\circ$ . Afin d'éviter les problèmes liés à la repousse du  $T_1$ , le mieux est d'utiliser un  $T_R$  très supérieur au  $T_1$  de l'échantillon (5 fois le  $T_1$  ou plus). Dans ces conditions, l'équation (1.47) du signal de spin écho se réduit à :

$$S(T_E) = S_0 \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right). \quad (3.13)$$

Afin de décrire cette décroissance en  $T_2$ , il suffira 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 fait une régression exponentielle à deux paramètres inconnus  $S_0$  et  $T_2$ . Ceci pour extraire le paramètre qui nous intéresse  $T_2$ . Un exemple de mesure de  $T_2$  sur des données générées en simulation est donné à la figure 3.20. En pratique, puisque nous nous intéressons à la mesure du  $T_2$  du coeur en apnée, nous ne ferons pas les mesures en spin echo parce que l'apnée serait trop longue. Par conséquent, nous utiliserons une séquence DIR-FSE synchronisée à l'ECG. Une fois tous les paramètres de la séquence fixés, nous ferons simplement varier le  $T_E$  effectif. L'utilisation de la synchronisation cardiaque aura pour effet que le  $T_R$  sera relativement court par rapport au  $T_1$  du coeur. De plus, le  $T_R$  sera relativement variable à cause des variations de cycle cardiaque ce qui engendrera des variations des signaux mesurés comme le fait apparaître l'équation (1.47). On voit bien que, dans la pratique, on est assez loin des conditions idéales pour mesurer un  $T_2$ .



**FIG. 3.20:** Exemple de mesure de  $T_2$  sur des données faites en simulation avec  $T_2 = 50$  ms et  $S_0 = 100$ . A droite le cas idéal et à gauche les données corrompues par un bruit Ricien. Dans les deux cas l'algorithme de régression de Levenberg-Marquard a été utilisé. On peut remarquer l'influence du bruit de faible puissance ( $\sigma = 10$ ) sur les mesures de  $T_2$ .

Afin de mesurer le  $T_2$  sur les images acquises, nous avons créé une interface graphique sous Matlab (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA) que nous nommerons *guiT<sub>2</sub>*<sup>7</sup> (figure 3.21). Cette interface a été créée de façon à être la plus flexible possible. Ainsi, cette interface permet de charger directement les images depuis ArchiMed<sup>8</sup>, d'afficher les images, de régler les contrastes et de calculer le  $T_2$  sur une région d'intérêt donnée et des cartes de  $T_2$ .

Pour les mesures de  $T_2$  sur le ventricule gauche, nous avons utilisé le découpage en 6 segments recommandé par l'"American Heart Association" pour les coupes au milieu des ventricules (Cerqueira *et al.*, 2002). Comme nous pouvons le constater sur la figure 3.22, le repère permettant de découper le ventricule gauche en 6 segments est la jonction supérieure entre les ventricules gauche et droit lorsque que l'on se place en petit axe cardiaque. Par conséquent, nous avons inclus une rotation globale de toutes les images afin de les placer dans l'orientation souhaitée pour que le découpage automatique du ventricule puisse se faire correctement et que les segments ainsi découpés puissent être comparables d'un sujet à un autre. Puisque les acquisitions pour mesurer le  $T_2$  seront faites en plusieurs apnées, nous avons également inclus la possibilité de recalibrer les images par translations et rotations à partir de repères définis par l'utilisateur. L'utilisateur a également la possibilité de déplacer et modifier les ROI

<sup>7</sup>Ce travail a fait l'objet du stage de Lucien Hammen (2<sup>e</sup> année, PHELMA, Grenoble).

<sup>8</sup>ArchiMed est un logiciel de stockage et d'archivage des images Dicom, des rawdata GE et des fichiers PXI enregistrés par le SAEC. Ce logiciel a été créé au laboratoire. L'avantage de ce logiciel est qu'il permet de lier facilement et automatiquement les images Dicom, les rawdata et les PXI.

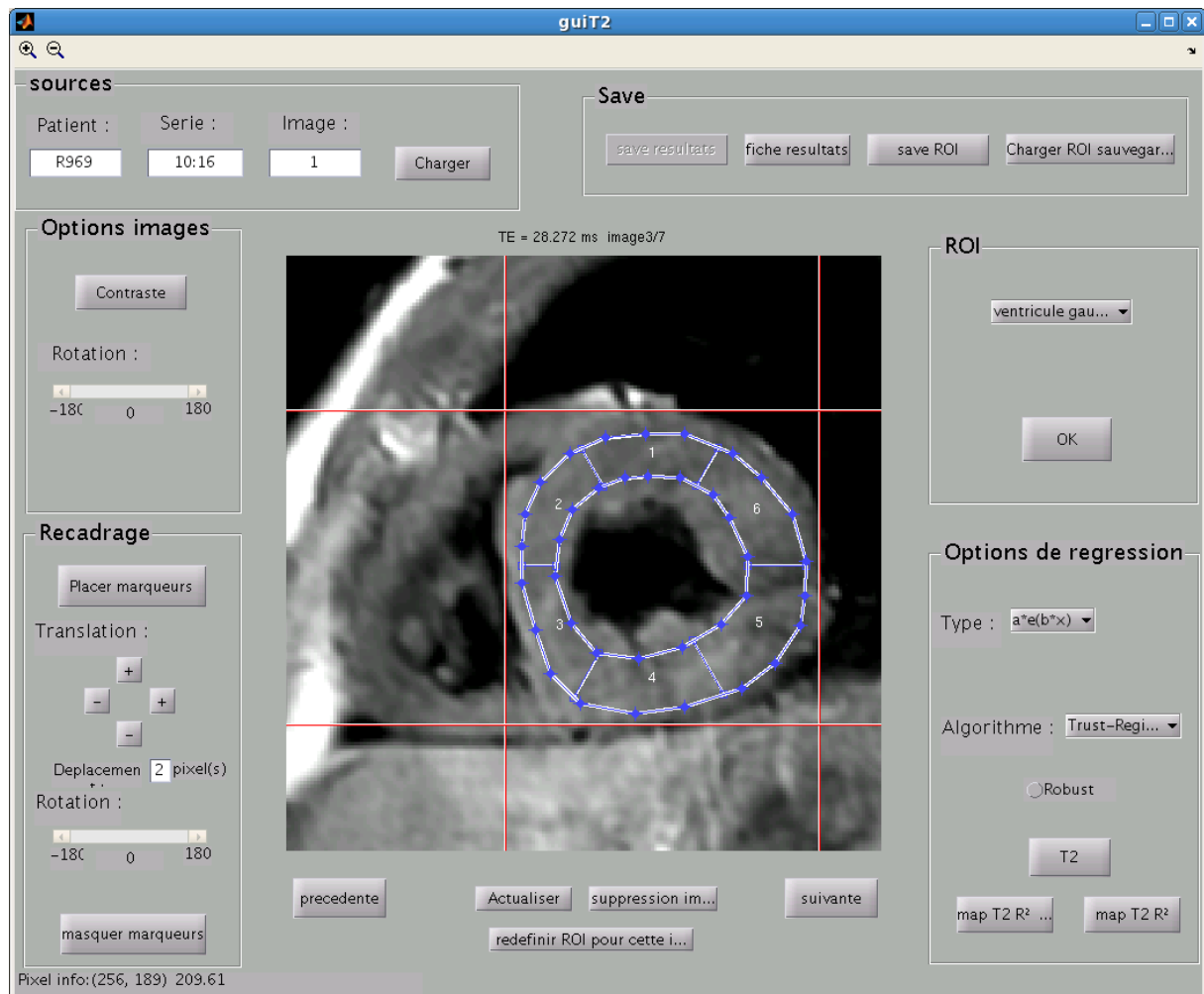


FIG. 3.21: Interface graphique  $guiT_2$  permettant la mesure du  $T_2$ .

indépendamment sur chaque image et autant qu'il le souhaite.

### 3.3.2 $T_2$ du ventricule gauche en systole et diastole

Dans cette partie, nous allons comparer le  $T_2$  du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole pour voir si l'on peut mesurer des différences notables de cette grandeur.

#### 3.3.2.1 Matériels et méthodes

Pour comparer les  $T_2$ , 14 volontaires sains ont passé un examen d'IRM cardiaque en respectant les règles fixées par le comité de protection des personnes. Il s'agit des mêmes volontaires et des mêmes images qui nous ont servi à évaluer la méthode adaptative pour faire l'acquisition des images en sang noir en télésystole. Pour les mesures de  $T_2$ , une séquence de DIR-FSE a été utilisée avec les paramètres donnés par le tableau 3.7. Pour les mesures en mésodiastole, nous avons utilisé la méthode standard clinique et pour les mesures en télésystole nous avons utilisé la méthode adaptative.

Les ROI ont été réalisées par un expert. Les ROI ont été tracées sur le ventricule gauche sur les images en télésystole et les images en mésodiastole. Les images ont été au préalable replacées dans la bonne orientation de telle sorte que chaque segment du coeur se corresponde bien en télésystole et en mésodiastole et également entre les différents volontaires. Les mesures de  $T_2$  ont été faites sur les 6 segments et sur l'ensemble du ventricule.



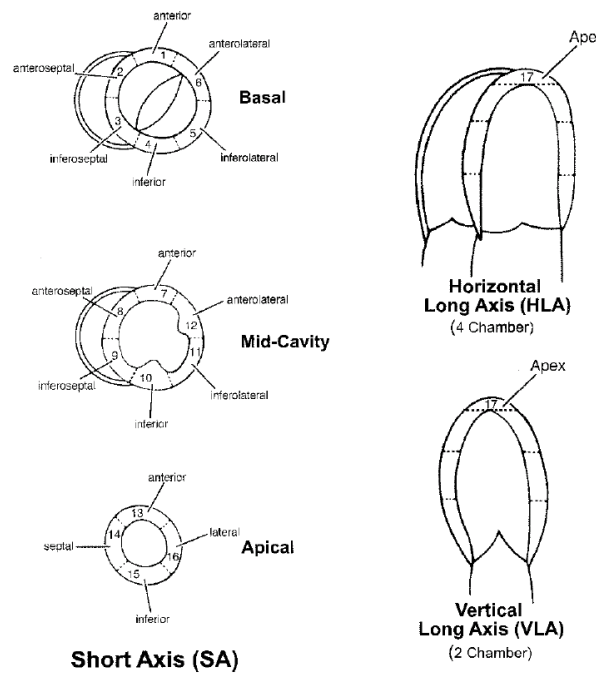


FIG. 3.22: Définition standardisée des différents segments du coeur. Extrait de *Cerqueira et al. (2002)*.

Paramètre	Valeur
$T_E$	de 10 à 70 ms
$T_R$	1RR si HR < 85 bpm et 2RR sinon
Épaisseur	6 mm
Bande Passante	125 kHz
Refocalisation	155°
Phase $N_y$	256
Fréquence $N_x$	256
ETL	16
$T_I$	500 ms
Épaisseur DIR	18 mm

TAB. 3.7: Paramètres de la séquence DIR-FSE pour la mesure de  $T_2$  en télésystole et en mésodiastole.

Au niveau analyse statistique, nous avons d'abord considéré les  $T_2$  mesurés sur l'ensemble du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole. Dans un premier temps, nous avons fait un test de Kolmogorov-Smirnov pour déterminer si l'on peut considérer que les mesures suivent une loi normale. Selon le résultat de ce test, nous utilisons ensuite soit le test de Student apparié s'il est possible de considérer que nos échantillons suivent une loi normale, soit le test de Wilcoxon apparié dans le cas contraire. Ces tests sont faits entre les mesures réalisées en télésystole et les mesures faites en mésodiastole.

Dans un second temps, nous avons considéré les données provenant de chaque segment indépendamment. Comme précédemment, nous avons effectué un test de Kolmogorov-Smirnov pour déterminer si ces mesures suivent une distribution normale. Comme dans le cas où nous avons considéré le ventricule gauche dans son ensemble, selon le résultat de ce premier test, nous utilisons soit le test de Student apparié soit le test de Wilcoxon apparié entre les mesures faites en télésystole et les mesures faites en mésodiastole.

Dans tous les cas, pour l'ajustement  $T_2$  nous avons utilisé un modèle exponentiel comme dé-

crit par l'équation (3.13). Nous avons utilisé l'algorithme bien connu de Levenberg-Marquard pour faire l'ajustement disponible dans la toolbox "Curve Fitting" de Matlab.

Comme la paroi du ventricule gauche est beaucoup plus épaisse en télésystole, nous espérons également pouvoir améliorer les régressions exponentielles en utilisant les données faites en télésystole. Par conséquent, nous allons voir si les coefficients de détermination ( $R^2$ ) entre les régressions faites sur les données en télésystole et les données en mésodiastole sont meilleurs. Nous utiliserons les mêmes tests statistiques pour analyser ces données.

### 3.3.2.2 Résultats

Lorsque l'on considère l'ensemble du ventricule gauche, on trouve un  $T_2$  de  $53.56 \pm 4.12$  ms en télésystole et de  $53.85 \pm 2.9$  ms en mésodiastole. Les résultats des tests de Kolmogorov-Smirnoff sur ces données ne nous ont pas permis de rejeter l'hypothèse que ces données suivent une loi normale ( $P = 0.89$  pour les données en télésystole et  $P = 0.88$  pour les données en mésodiastole). Le test de Student apparié nous indique qu'il n'y a pas de différence statistique mesurable entre le  $T_2$  mesuré sur l'ensemble du ventricule en télésystole et en mésodiastole ( $P = 0.85$ ). L'ensemble de ces mesures est récapitulé dans le tableau 3.8.

Numéro	$T_2$ (ms)	$T_2$ (ms)
Volontaire	Télésystole	Mésodiastole
1	56.576	56.415
2	53.465	51.18
3	54.724	56.99
4	59.222	51.735
5	57.482	53.967
6	55.816	51.086
7	51.841	51.024
8	43.966	54.721
9	51.406	56.697
10	49.824	50.047
11	57.169	53.831
12	50.017	59.581
13	54.724	52.784
$m \pm \sigma$	$53.56 \pm 4.12$	$53.85 \pm 2.9$

**TAB. 3.8:** Mesure de  $T_2$  faites pour l'ensemble du ventricule gauche sur les 13 volontaires en télésystole et en mésodiastole.  $m \pm \sigma$  signifie moyenne  $\pm$  écart-type.

Pour les mesures faites sur les 6 segments du ventricule gauche, comme indiqué sur la figure 3.22 et le numéro de chaque segment est indiqué sur la figure 3.21, les résultats des tests de Kolmogorov-Smirnov sont donnés par la table 3.9. Comme précédemment, tous ces tests ne montrent rien de significatif et l'hypothèse de normalité des données ne peut donc pas être rejetée.

Le test de Student a ensuite été fait sur les données provenant des 6 segments. Le résultat de ces tests est donné au tableau 3.10. Une fois de plus, les tests nous montrent qu'il n'y a pas de différence significative entre les mesures de  $T_2$  faites en télésystole et celle faites en mésodiastole.

Afin d'illustrer et de mieux visualiser ces résultats, la moyenne et l'écart-type des mesures sur chaque segment sont donnés à la figure 3.23. De la même façon, la moyenne et l'écart-type des mesures sur les 6 segments sont donnés par volontaire à la figure 3.24.

	Télésystole			Mésodiastole		
	$T_2$ (ms)	$P$	$R^2$	$T_2$ (ms)	$P$	$R^2$
Segment 1	$50.28 \pm 5.14$	0.34	$0.96 \pm 0.059$	$54.44 \pm 6.55$	0.83	$0.96 \pm 0.044$
Segment 2	$52.09 \pm 3.73$	0.73	$0.97 \pm 0.038$	$55.26 \pm 5.59$	0.55	$0.97 \pm 0.049$
Segment 3	$56.63 \pm 5.71$	0.65	$0.96 \pm 0.038$	$56.20 \pm 3.95$	0.33	$0.97 \pm 0.032$
Segment 4	$53.81 \pm 6.02$	0.74	$0.96 \pm 0.027$	$51.96 \pm 5.89$	0.99	$0.94 \pm 0.054$
Segment 5	$53.38 \pm 5.37$	0.82	$0.96 \pm 0.026$	$51.76 \pm 3.14$	0.74	$0.94 \pm 0.061$
Segment 6	$54.28 \pm 5.82$	0.69	$0.96 \pm 0.054$	$51.98 \pm 4.39$	0.95	$0.96 \pm 0.032$

**TAB. 3.9:** Résultats des tests de Kolmogorov-Smirnov (noté  $P$  dans la table) et les mesures de  $T_2$  provenant des 6 segments du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole.

	$P$
Segment 1	0.12
Segment 2	0.19
Segment 3	0.79
Segment 4	0.40
Segment 5	0.28
Segment 6	0.33

**TAB. 3.10:** Résultats des tests de Student apparié (noté  $P$  dans la table) entre les données des 6 segments du ventricule gauche en télésystole et en mésodiastole.

Les coefficients de détermination sur l'ensemble des 6 segments étaient de  $0.9635 \pm 0.041$  pour les régressions faites sur les données en télésystole et de  $0.9619 \pm 0.046$  pour les régressions faites sur les données en mésodiastole. De la même façon, si l'on considère les coefficients de détermination sur l'ensemble du ventricule gauche on obtient  $0.9712 \pm 0.039$  en télésystole et  $0.9725 \pm 0.035$  en mésodiastole. Les tests de Kolmogorov-Smirnov nous indiquent que l'on peut rejeter l'hypothèse de normalité des données dans les deux cas ( $P < 0.001$ ). Par conséquent, nous avons utilisé le test des rangs signés de Wilcoxon qui nous indique qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux distributions ( $P = 0.63$  pour les données de chaque segment et  $P = 0.45$  pour les données provenant de l'ensemble du ventricule gauche). Nous avons représenté les  $R^2$  par segment cardiaque et par patient aux figures 3.25 et 3.24, respectivement.

### 3.3.2.3 Discussion

Les résultats des mesures que nous avons présentés ne nous ont pas permis de mettre en évidence des différences significatives de  $T_2$  entre la télésystole et la mésodiastole. Les mesures de  $T_2$ , ainsi que d'autres grandeurs physiques mesurables en IRM, sont reconnues pour aider à la compréhension de la dynamique des molécules d'eau dans les tissus biologiques. Les temps de relaxation transversale de ces tissus dépendent de leur environnement physique et chimique (Stanisz *et al.*, 2005). Par conséquent, nous espérons mettre en évidence des différences de  $T_2$  à cause de la contraction et du changement d'environnement physique des molécules d'eau présentes dans le myocarde. Ainsi, l'élévation du  $T_2$  a été démontrée lorsqu'un muscle squelettique (le biceps) est contracté de façon passive (Rump *et al.*, 2006) ou lorsqu'il est stimulé après un exercice (Adams *et al.*, 1992). Il a également été démontré que cette élévation de  $T_2$  était liée à une élévation du coefficient apparent de diffusion (Ababneh *et al.*, 2008). Cette étude pourrait servir d'étude préliminaire pour déterminer le nombre de volontaires qu'il faudrait pour une autre étude plus vaste afin de mettre en évidence une différence si elle existe. S'il n'existe pas de différence, la méthode adaptative pourrait être utilisée pour mesurer le  $T_2$  dans les cas où la plus longue période de repos du coeur est la télésystole. Ainsi, la mesure du  $T_2$  pourrait se faire dans la plus longue des deux périodes de repos si les deux façons de mesurer le  $T_2$  donnent des résultats comparables comme peut en attester le diagramme de Bland et Altman à la fi-

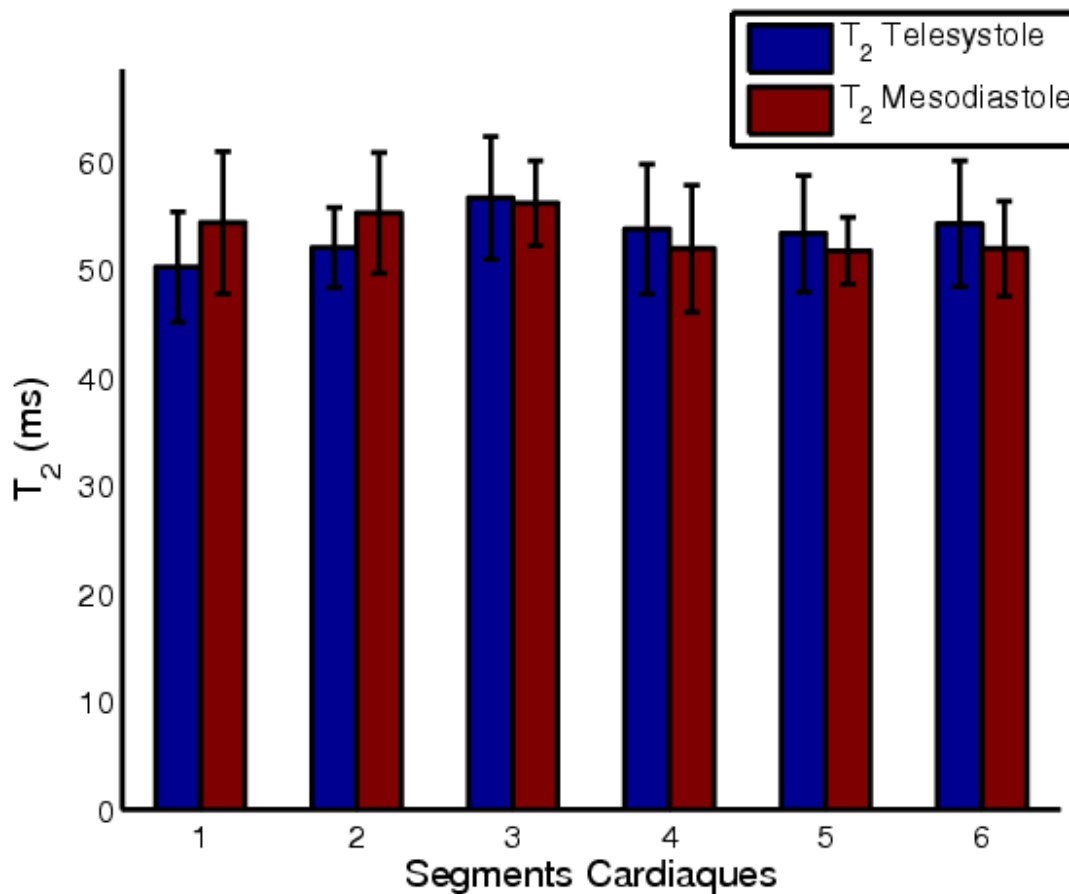


FIG. 3.23: Moyenne et écart-type des mesures de  $T_2$  pour chaque segment.

gure 3.27 dans le cas des volontaires sains. Il faudrait également étendre cette étude au cas des patients pour lesquels la mesure de  $T_2$  s'avère utile (Marie *et al.*, 2001).

Cependant, les valeurs de  $T_2$  mesurées sont parfaitement cohérentes avec les résultats que l'on trouve dans la littérature lorsque le même type de séquences est utilisé. Marie *et al.* (2001) nous donne  $50 \pm 6$  ms sur des coeurs transplantés sans rejet ce qui, on peut le supposer, doit être proche de la valeur que l'on obtiendrait sur une population saine. On peut noter que cette étude a été faite à 0.5 T. Cobb et Paschal (2009) ont mesuré à 3 T un  $T_2$  sur volontaires sains des  $58.8 \pm 7.7$  ms. On peut également citer He *et al.* (2006) qui ont mesuré un  $T_2$  sur 10 volontaires de  $56.9 \pm 8.4$  ms. Dans cette dernière étude, le  $T_2$  a été mesuré sur le septum interventriculaire au milieu des ventricules ce qui correspond aux segments 2 et 3 dans notre cas. Une autre étude trouve un  $T_2$  de  $40 \pm 6$  ms (Stanisz *et al.*, 2005) mais cette étude n'a pas été faite *in vivo*, elle utilise une séquence différente de type CPMG avec 6000 échos et un modèle multi-exponentiel. Ainsi, le  $T_2$  donné dans cette étude est le  $T_2$  moyen qui n'est pas forcément le même que celui que l'on mesure avec un modèle de type mono-exponentiel. On peut également noter que la qualité des régressions est plutôt bonne avec des coefficients de détermination élevés ( $R^2 = 0.97 \pm 0.039$  en télésystole et  $R^2 = 0.97 \pm 0.035$  en mésodiastole lorsque l'on considère le ventricule dans son ensemble) comme peuvent en témoigner les cartes données à la figure 3.28.

Il faut aussi noter que pour certains volontaires, tels que 8, 9 et 12, le  $T_R$  était excessivement variable du fait que le SAEC ne gérait que la synchronisation tous les RR et pas tous les deux ou trois cycles cardiaques, ce qui nous aurait été utile. Effectivement, dans ces cas là, si le début d'un cycle cardiaque commence avant que l'IRM ne soit prête à lancer une nouvelle acquisition, la séquence ne sera pas lancée et sera seulement lancée au cycle cardiaque suivant. Ceci peut créer de grosses variations de signal à cause de la repousse  $T_1$ . Par conséquent, l'ai-

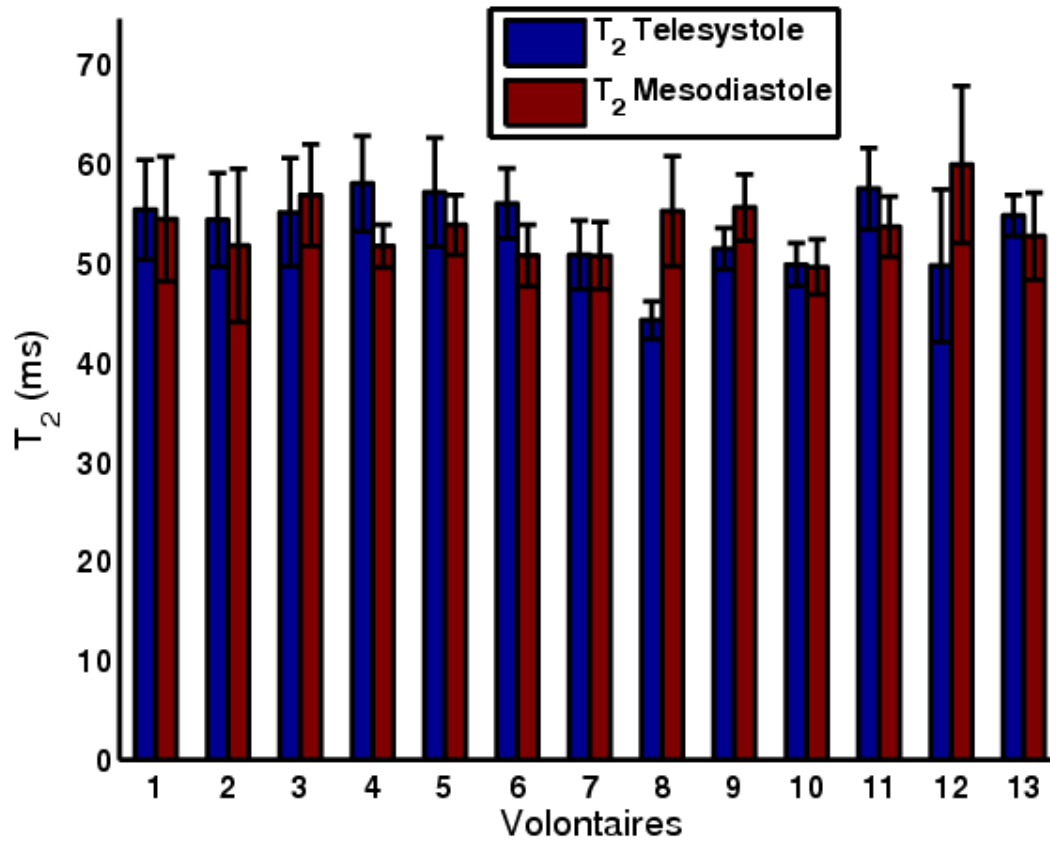


FIG. 3.24: Moyenne et écart-type des  $T_2$  sur les 6 segments pour chaque patient.

mantation résiduelle n'est pas la même à chaque  $T_R$ . La qualité des images peut être très bonne (voir les figures 3.15, 3.16 et 3.17 par exemple). Ce phénomène explique pourquoi les  $R^2$  sont particulièrement mauvais pour les volontaires 9 et 12 sur la figure 3.26. Nous discuterons de ces problèmes de façon plus approfondie dans la section 3.3.4.

Comme la méthode adaptative nous permet une bonne visualisation du ventricule droit, nous allons mesurer le  $T_2$  du ventricule droit et comparer ces résultats aux mesures faites sur le ventricule gauche.

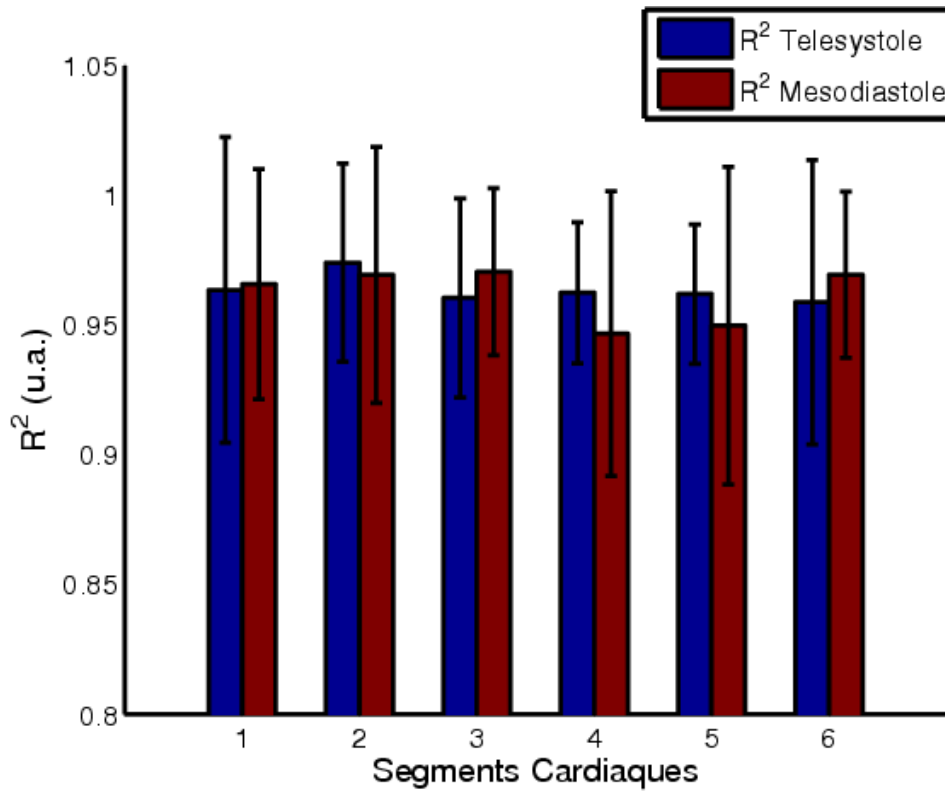


FIG. 3.25: Moyenne et écart-type des coefficients de détermination  $R^2$  pour chaque segment du coeur.

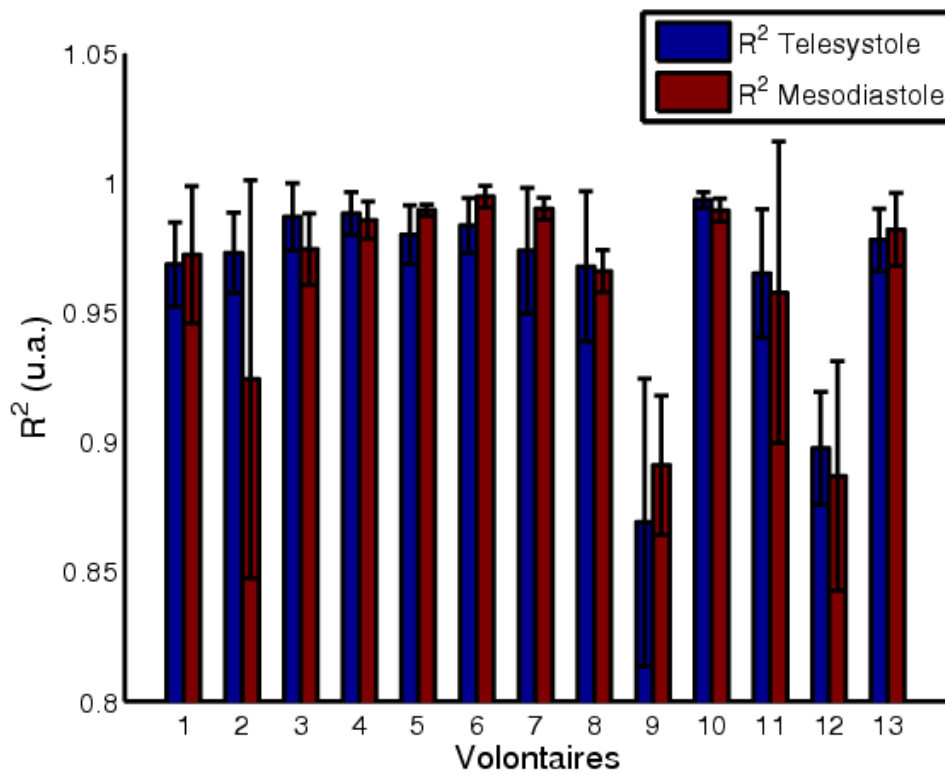
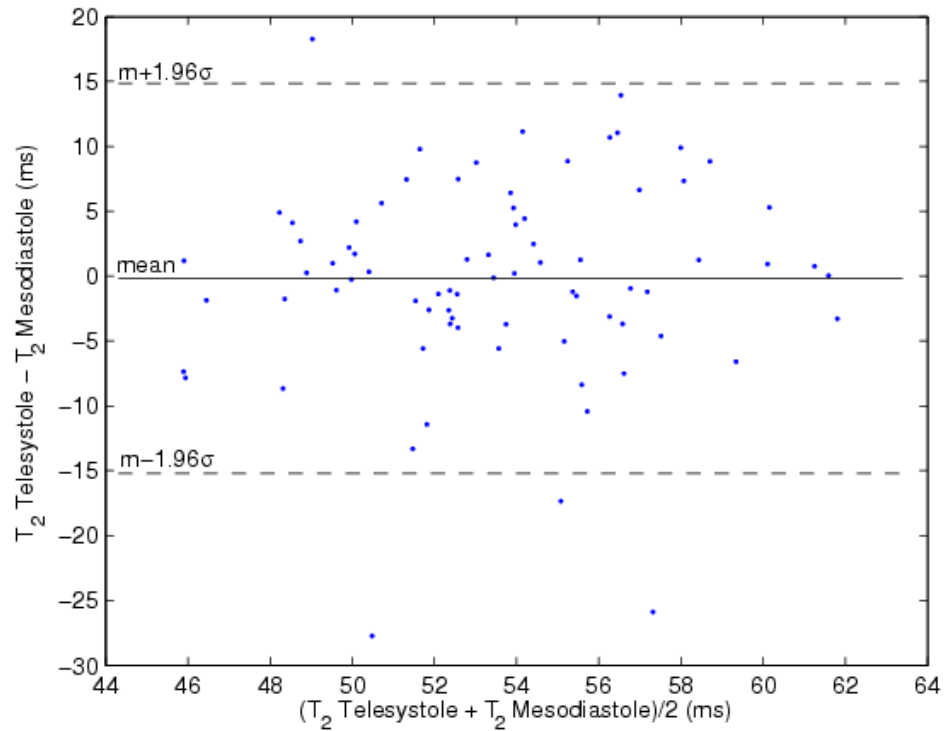
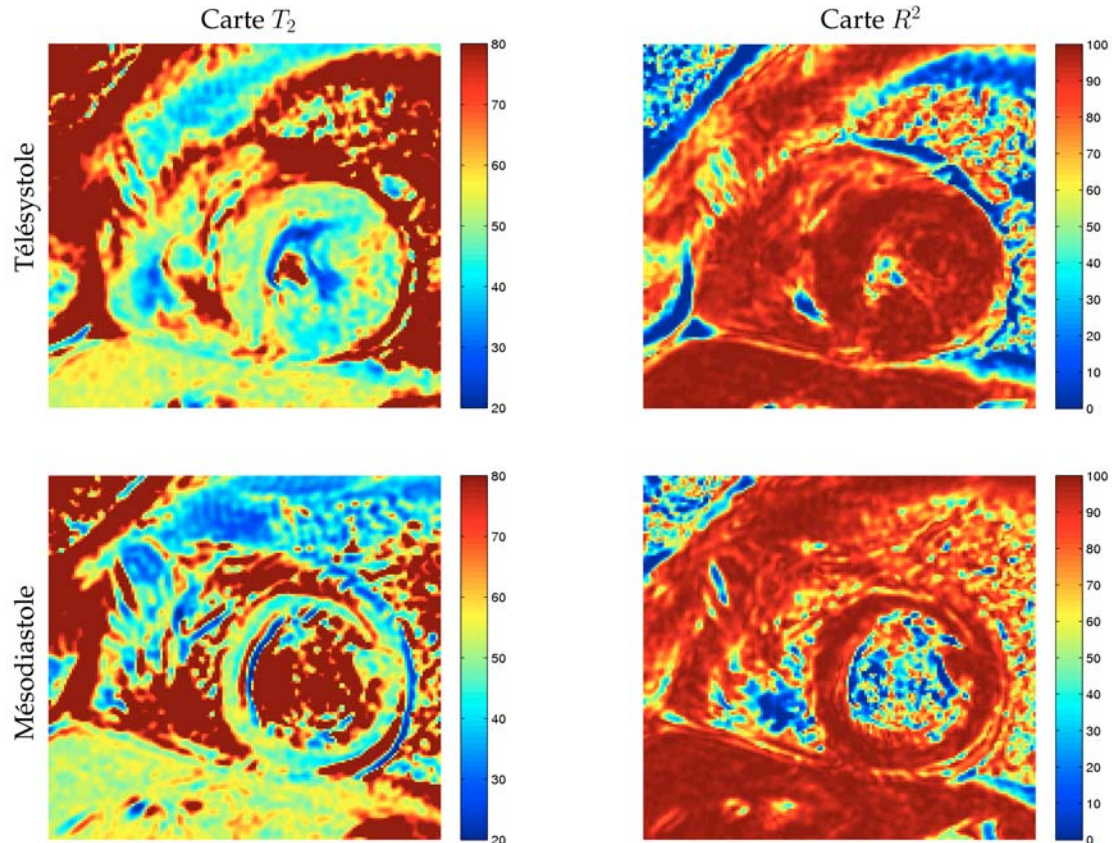


FIG. 3.26: Moyenne et écart-type des coefficients de détermination  $R^2$  pour chaque patient.



**FIG. 3.27:** Diagramme de Bland et Altman des mesures de  $T_2$  faites en télésystole et en mésodiastole. Les points en dehors de l'intervalle de confiance à 95% correspondent aux volontaires 9 et 12, volontaires pour lesquels nous avons les plus mauvais coefficients de détermination à cause des variations de  $T_R$ .



**FIG. 3.28:** Exemples de cartes de  $T_2$  (ms) et de  $R^2$  du volontaire 10 en télésystole et en mésodiastole.

### 3.3.3 $T_2$ du ventricule droit

#### 3.3.3.1 Matériels et méthodes

Les images utilisées pour faire ces mesures sont les images acquises avec la méthode adaptative avec les mêmes volontaires. Pour mesurer le  $T_2$  sur le ventricule droit, nous avons utilisé le même logiciel et les mêmes algorithmes que pour le ventricule gauche. Contrairement au ventricule gauche, il n'existe pas, à notre connaissance, de découpage normalisé sur le ventricule droit. Nous avons donc choisi de faire une seule ROI sur la paroi inférieure du ventricule droit. Un exemple de ROI est donné à la figure 3.29. Ces mesures de  $T_2$  seront ensuite comparées aux mesures de  $T_2$  sur l'ensemble du ventricule gauche. Comme précédemment, nous vérifierons la normalité de la distribution des mesures de  $T_2$  sur le ventricule droit grâce au test de Kolmogorov-Smirnoff. Finalement, nous utiliserons soit le test de Student apparié soit le test de Wilcoxon apparié selon le résultat du précédent test afin de voir si des différences significatives peuvent être mises en évidence.



FIG. 3.29: Exemple de ROI sur la paroi inférieure du ventricule droit du volontaire 8.

#### 3.3.3.2 Résultats

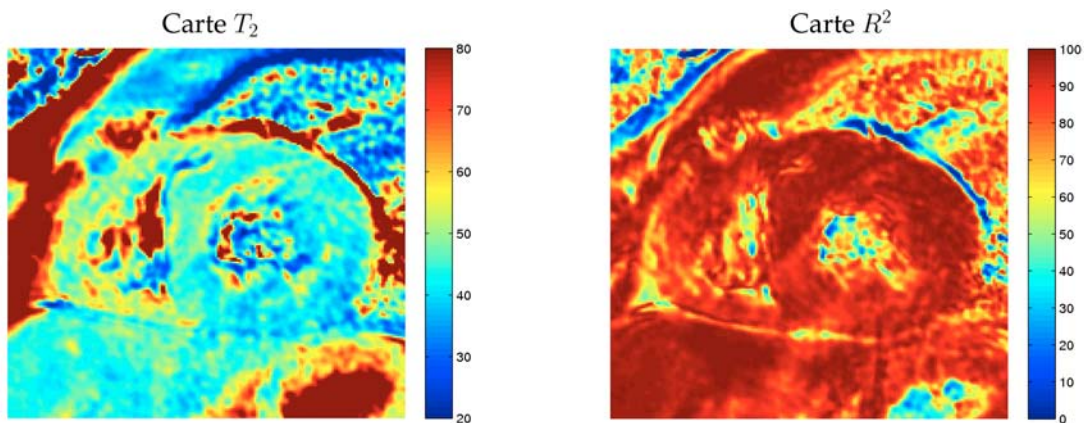
Les volontaires numéro 4 et 12 ont été supprimés de l'analyse car la paroi du ventricule droit était trop fine et, par conséquent, nous n'arrivions pas à placer la ROI correctement. Les mesures de  $T_2$  sur le ventricule droit était de  $63.97 \pm 5.26$  ms. Les mesures pour chaque patient sont données à la table 3.11. Pour le  $T_2$  du ventricule gauche, lorsque l'on enlève les deux patients supprimés pour cette analyse, on obtient :  $53.363 \pm 3.98$  ms.

Le test de Kolmogorov-Smirnoff nous indique que l'on ne peut pas rejeter l'hypothèse de normalité des mesures de  $T_2$  sur le ventricule droit ( $P = 0.95$ ). Par conséquent, nous avons utilisé de t-test de Student apparié entre les données  $T_2$  des ventricules gauche et droit. Ce test nous indique que ces mesures de  $T_2$  sont significativement différentes ( $P < 0.001$ ). On peut remarquer que les coefficients de détermination sont plutôt bons dans l'ensemble ( $R^2 = 0.96 \pm 0.03$ ). Un exemple de carte de  $T_2$  est donné à la figure 3.30. Un exemple d'ajustement  $T_2$  sur des données provenant d'un ventricule droit est donné à la figure 3.31.



Numéro Volontaire	$T_2$ (ms)	$R^2$
1	68.052	0.93646
2	72.787	0.92306
3	68.357	0.98364
4	×	×
5	65.336	0.99392
6	57.733	0.99233
7	55.122	0.95037
8	62.969	0.95241
9	60.625	0.90334
10	64.188	0.98919
11	68.263	0.98708
12	×	×
13	60.243	0.96911
$m \pm \sigma$	$63.97 \pm 5.26$	$0.96 \pm 0.03$

**TAB. 3.11:** Mesures de  $T_2$  sur la paroi inférieure du ventricule droit en télésystole.



**FIG. 3.30:** Cartes de  $T_2$  (ms) et de  $R^2$  du volontaire 8. On remarque que les cartes de  $T_2$  et de  $R^2$  sont homogènes sur le ventricule droit.

### 3.3.3.3 Discussion

Ainsi, nous avons montré que grâce à la méthode adaptative nous pouvions mesurer le  $T_2$  de la paroi inférieure du ventricule droit, ce qui n'est pas possible avec la méthode clinique standard en mésodiastole. Les autres résultats intéressants sont que nous avons quantifié pour la première fois, à notre connaissance bien sûr, le  $T_2$  du ventricule droit et nous avons montré une différence statistiquement significative avec le  $T_2$  du ventricule gauche.

Dans la littérature, on trouve assez peu de données donnant la valeur "normale" du  $T_2$  du ventricule droit. *Boxt et al. (1993)* ont mesuré sur des cœurs humains artificiellement perfusés des  $T_2$  de  $54.6 \pm 5.8$  ms sur les ventricules gauches et de  $59.9 \pm 5.8$  ms sur les ventricules droits ; ces différences n'étant pas statistiquement significatives ( $P = 0.1$ ). Cependant, *Scholz et al. (1991)* ont trouvé une différence significative entre les  $T_2$  des deux ventricules en utilisant 2 échos d'une séquences à 3 échos à 0.47 T sur 14 volontaires sains. Ces mêmes auteurs (*Scholz et al., 1989*) ont également montré que le  $T_2$  du ventricule gauche était significativement plus court que celui du ventricule droit sur des cœurs de chien *in vitro*. Étant donné le manque de données dans la littérature pour comparer ces résultats, la disparité des techniques de mesure et le petit nombre de volontaires, il est difficile d'affirmer que les  $T_2$  des ventricules gauche et

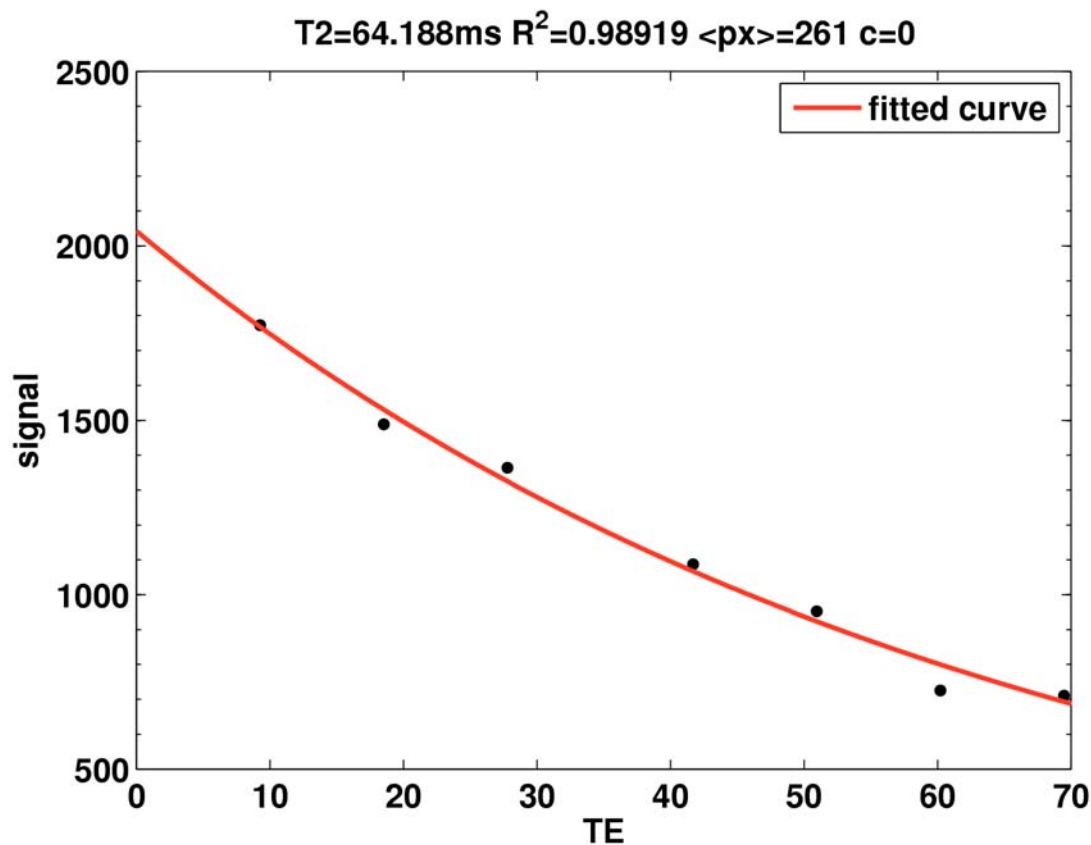


FIG. 3.31: Exemple d'ajustement  $T_2$  sur le ventricule droit du volontaire 10. On remarque que l'ajustement est de bonne qualité.

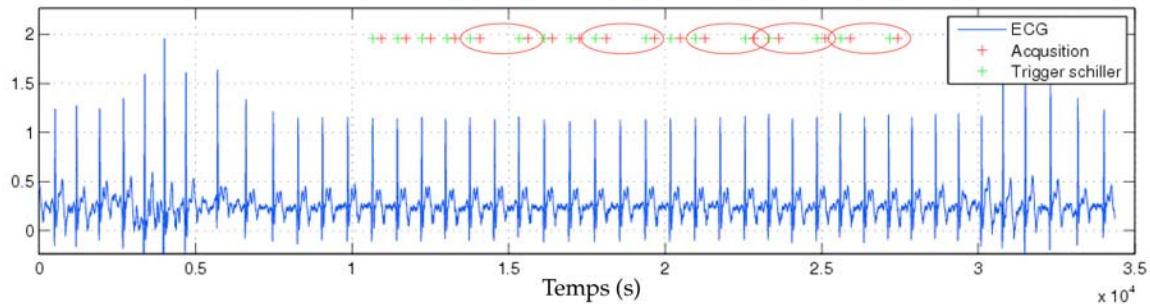
droits sont si différents (environ 10 *ms* de différence en moyenne). Pour bien faire, il faudrait faire des mesures sur un grand nombre de volontaires pour s'assurer de la véracité de ces conclusions. Cependant, la différence de  $T_2$  entre les parois des ventricules gauche et droit a été expliquée par la différence de concentration en hydroxyproline de ces parois (Scholz *et al.*, 1989), la concentration en hydroxyproline servant d'indicateur du contenu en collagène.

Normalement, ces mesures ne sont pas entachées de bruit ou d'une surestimation du signal à cause du signal du sang qui serait mal supprimé puisque nos ROI ont été choisies à l'intérieur de la paroi ventriculaire où le signal mal supprimé du sang circulant ne devrait pas intervenir. Cependant, il est souvent très difficile de faire la différence entre la paroi inférieure du ventricule droit qui est très fine, la graisse sous épicaudique, le sang mal supprimé et les trabéculations. Par conséquent, même si l'on trouve des différences significatives, il faut prendre ces résultats sur le ventricule droit avec précaution et proposer des solutions pour mesurer le  $T_2$  du ventricule droit en éliminant les sources d'erreur potentielles qui pourraient entacher ces mesures telles que le sang mal supprimé et la graisse. Il est aussi possible d'utiliser des plans de coupes différents ce qui nous permettrait de mieux voir le ventricule droit. Berkowitz *et al.* (2009) ont proposé d'utiliser le plan axial pour améliorer l'imagerie du ventricule droit, ceci est peut-être une piste à exploiter.

### 3.3.4 Limites de cette étude

L'un des problèmes de cette étude est la mauvaise gestion du temps de répétition par le SAEC. Effectivement, le SAEC ne sait gérer que la synchronisation sur tous les cycles cardiaques et, il faudrait pouvoir gérer la synchronisation au moins tous les deux cycles cardiaques. Ceci permettrait un meilleur contraste et éviterait certaines dépendances du signal acquis par rapport au  $T_R$ . Un exemple de rythme cardiaque variant entre 80 et 90 *bpm* est

donné à la figure 3.32. On peut constater que quand un cycle cardiaque devient un peu trop court, le cycle suivant n'est pas pris en compte pour faire l'acquisition. Sur l'ensemble des volontaires sains qui ont participé à cette étude, seuls trois ont posé problème à ce niveau là. Il s'agit des volontaires 8, 9 et 12. Par conséquent, le  $T_R$  devient beaucoup plus variable que ne le sont les cycles cardiaques. Une des améliorations qui seront apportées aux prochaines versions du SAEC sera la prise en charge du trigger tous les  $n$  cycles cardiaques.



**FIG. 3.32:** Exemple d'acquisition faite en télésystole avec la méthode adaptative. Remarquons que plusieurs cycles cardiaques ne sont pas utilisés pour faire les acquisitions à cause du raccourcissement du cycle cardiaque (ellipse rouge). Ce problème pourrait être réglé simplement en gérant la synchronisation tous les  $n$  cycles cardiaques.

Comme nous l'avons déjà signalé, lorsque les acquisitions sont faites en télésystole, comme la préparation et l'acquisition sont faites alors que le coeur est dans deux positions différentes, on peut avoir des pertes de signal. Ceci pourrait être gênant pour les mesures de  $T_2$ , mais il est difficile de déterminer dans quelle mesure.

La séquence utilisée est une FSE avec des impulsions de refocalisation qui ne font pas  $180^\circ$ . Comme nous l'avons signalé à la section 1.3.3, ceci a pour conséquence que les premiers échos ne sont pas stables (Le Roux, 2002). Par conséquent, le signal obtenu en utilisant ces échos pour former l'image au  $T_E$  le plus court est inférieur à ce qu'il devrait être. Pour limiter ces effets, nous n'avons pas utilisé le temps d'écho le plus court (environ  $5\text{ ms}$  qui est égal à l'echo spacing c'est-à-dire  $2\tau$  sur la figure 1.17) mais le deuxième temps d'écho le plus court (c'est-à-dire  $4\tau$  sur la figure 1.17). Il serait intéressant de développer des séquences permettant d'utiliser les temps d'échos les plus courts en évitant ce problème d'échos instables, ce qui permettrait l'utilisation des temps d'écho courts pour de meilleures estimations de  $T_2$ . Il existe déjà quelques méthodes de stabilisation de ces échos (Alsop, 1997, Le Roux et Hinks, 1993) mais leurs effets sur la mesure de  $T_2$  n'ont pas été vérifiés à notre connaissance.

Évidemment, à cette liste de limites de cette étude il faut ajouter toutes les sources d'erreurs traditionnelles que l'on retrouve pour mesurer les temps de relaxation. On peut citer le problème du profil de coupe qui n'est pas idéal. Dans notre cas, des impulsions RF faites avec l'algorithme de Shinnar-Le Roux ont été utilisés afin que le profil de chaque impulsion de la séquence soit le plus proche possible de l'idéal. On peut également citer les problèmes liés à l'homogénéité des antennes émettrices et réceptrices (variations spatiales dues à la sensibilité des antennes, les problèmes de calibration menant à des angles de bascule qui ne seraient pas ceux que l'on prescrit, etc.), les effets de volume partiel et les effets de Gibbs au niveau des contours des objets.

### 3.3.5 Conclusion

La méthode adaptative nous a permis de mesurer le temps de relaxation transversale du ventricule gauche et du ventricule droit. Les résultats obtenus sur le ventricule gauche ne per-

mettent pas de mettre en évidence des différences de  $T_2$  entre les acquisitions en télésystole et celles en mésodiastole. Cependant, puisque les mesures entre les deux périodes de repos sont cohérentes entre elles et avec la littérature, on peut considérer que les deux façons de mesurer le  $T_2$  sont équivalentes. La méthode adaptative pourrait être utilisée pour les patients au rythme cardiaque élevé pour lesquels la télésystole devient plus longue que la mésodiastole. Pour ce faire, il faudra bien faire attention à la gestion de la synchronisation qui, comme nous l'avons montré, peut poser beaucoup de problèmes s'il y a d'importantes variations de rythme cardiaque. Remarquons, que ce problème se pose également avec la méthode DIR-FSE standard. Un des avantages à faire ces mesures de  $T_2$  serait la conséquence de l'épaississement des parois ventriculaires, ce qui devrait nous permettre d'avoir des estimations plus précises pour chaque temps d'écho et de meilleures régressions. Bien sûr, dans ce cas, la bonne gestion de la synchronisation est une condition nécessaire. Les mesures de  $T_2$  sur la paroi inférieure du ventricule droit nous ont permis de donner pour la première fois une estimation du  $T_2$  du ventricule droit *in vivo*. Rappelons que ces mesures sur le ventricule droit doivent être prises avec précaution étant donné sa faible épaisseur même en télésystole et les autres problèmes que nous avons évoqués.

### 3.4 En respiration libre

Dans cette partie, nous allons proposer d'utiliser la méthode adaptative pour l'acquisition de DIR-FSE en télésystole mais en respiration libre. Ceci nous permettra d'analyser le comportement de la méthode adaptative en respiration libre. Afin de reconstruire les images en respiration libre, qui ont généralement des artefacts de type fantôme, nous allons utiliser la reconstruction GRICS dont nous avons parlé à la section 2.4.2. Les résultats préliminaires de cette étude ont été présentés à l'ISMRM (Lohezic *et al.*, 2009a) suivis d'une étude plus poussée qui n'a pas encore été publiée. Nous ne présenterons que cette deuxième étude.

#### 3.4.1 Matériels et méthodes

##### 3.4.1.1 Protocole IRM

Onze volontaires sains ont subi une IRM cardiaque pour évaluer le comportement de la méthode adaptative en respiration libre par rapport à l'apnée. La population étudiée était composée de 3 femmes et de 8 hommes âgés en moyenne de  $40.64 \pm 16.74$  ans, pesant en moyenne  $68.95 \pm 7.5$  kg et mesurant en moyenne  $1.74 \pm 0.1$  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 chaque volontaire.

Dans cette étude nous avons utilisé une antenne cardiaque clinique standard à 8 éléments. Dans le but de voir les ventricules gauche et droit, nous avons fait toutes nos coupes en petit axe cardiaque au milieu des ventricules. Après les traditionnelles 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 3.12. 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 un double gating. Les paramètres de ces séquences en apnée et respiration libre sont récapitulés dans le tableaux 3.13. 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. Les six acquisitions en respiration libre seront nécessaires à l'algorithme de reconstruction GRICS pour surdéterminer les systèmes d'équations pour l'estimation de mouvement et la reconstruction généralisée.

Les signaux physiologiques, le calcul de la prédiction, le trigger delay adaptatif et le déclenchement de la séquence sont gérés par le SAEC. Nous avons utilisé deux capteurs ECG de 3

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

TAB. 3.12: Paramètres des séquences FIESTA ciné.

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

TAB. 3.13: Paramètres des séquences DIR-FSE en apnée et en respiration libre.

voies de Schiller 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  $p_1, \dots, p_6$  à 1 dans les équations (3.5) et (3.6) dans le cas de l'apnée et de la respiration libre. Le SAEC sera également utilisé pour enregistrer les données telles que les ECG, les ceintures respiratoires et les formes d'onde de la séquence. Ceci nous permettra d'évaluer l'erreur que nous faisons sur le trigger delay.

### 3.4.1.2 Reconstruction

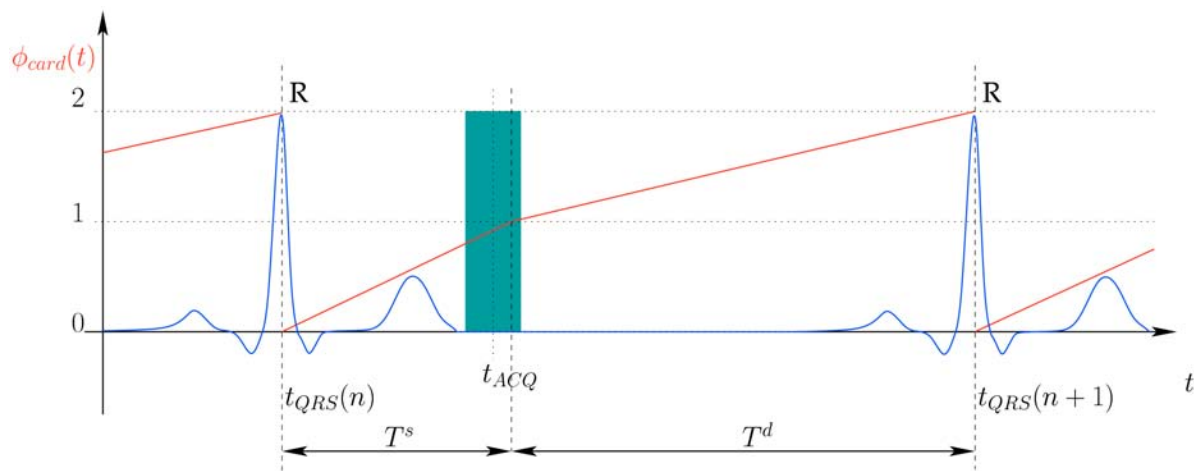
Les images en respiration libre ont été reconstruites avec l'algorithme GRICS (Odille *et al.*, 2008b) dont nous avons parlé à la section 2.4.2. GRICS est un algorithme itératif qui résout deux systèmes couplés. Cet algorithme utilise la redondance des données afin d'avoir assez d'informations pour estimer les modèles de mouvement et le problème de la reconstruction. Il utilise d'un côté toutes les informations provenant de chaque élément des antennes en réseau phasé, et puisque cela ne suffit pas, il utilise également ces mêmes informations acquises plusieurs fois. Ceci permet de mieux conditionner les systèmes inverses à résoudre (équation (2.41)).

GRICS utilise les signaux physiologiques afin d'estimer le mouvement grâce à un modèle de mouvement linéaire, c'est-à-dire la relation entre les signaux physiologiques et le mouvement d'un pixel donné. Pour modéliser les mouvements respiratoires, les ceintures respiratoires suffisent. Cependant, nous utiliserons aussi la dérivée des ceintures respiratoires ce qui permet de faire la différence entre inspiration et expiration. Dans la mesure où GRICS peut prendre n'importe quel type de signaux en entrées, on peut également lui fournir un signal physiolo-

gique composite (crée de toutes pièces) qui soit linéairement lié au mouvement cardiaque. Ceci nous permettra de prendre en compte les erreurs de prédiction et de trigger delay, et donc de corriger les erreurs que l'on peut faire à l'acquisition. Le signal physiologique composite, noté  $\phi_{card}(t)$ , sera linéaire sur la durée de la systole et de la diastole. Ce signal peut se noter ainsi :

$$\phi_{card}(t) = \begin{cases} \frac{t-t_{QRS}(n)}{T^s(\Delta_n)} & \text{si } t_{QRS}(n) \leq t \leq t_{QRS}(n) + T^s(\Delta_n) \\ 1 + \frac{t-(t_{QRS}(n)+T^s(\Delta_n))}{T^d(\Delta_n)} & \text{si } t_{QRS}(n) + T^s(\Delta_n) < t < t_{QRS}(n+1) \end{cases}, \quad (3.14)$$

avec  $t_{QRS}(n)$  le temps où apparaît la n-ième onde R (ou complexe QRS),  $T^s(\Delta_n)$ ,  $T^d(\Delta_n)$ , les durées de la systole et de la diastole en fonction de l'intervalles RR  $\Delta_n$ . Les définitions de ces grandeurs ont été données dans la section 3.2.1. 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 que l'on recalculera rétrospectivement. La figure 3.33 représente ce signal composite cardiaque avec l'ECG et un train d'échos. La valeur assignée au train d'échos sera  $\phi_{card}(t_{ACQ})$  défini comme sur la figure 3.33.



**FIG. 3.33:** Illustration du signal composite cardiaque utilisé dans les reconstructions GRICS. Le rectangle de couleur grise 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 de ce signal composite qui sera assignée au train d'échos sera  $\phi_{card}(t_{ACQ})$ .

### 3.4.1.3 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 le trigger delay 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 en temps réel  $T_{D,applied}$  et le meilleur trigger delay que nous pouvons calculer rétrospectivement  $T_{D,best}$  (voir figure 3.7). La première mesure quantitative consistera à comparer l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur entre les deux méthodes. La deuxième mesure sera la RMSE que nous avons définie par l'équation (3.11). 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** En traitement d'image, l'entropie de l'image permet de quantifier la dispersion du signal, par conséquent les artefacts causent une dispersion dans l'image et augmentent l'entropie. L'entropie de la norme du gradient d'une image quantifie plutôt les singularités donc la quantité de structures fines, par conséquent, les artefacts et flou dans une image auront tendance à rendre les contours flous et à dégrader l'entropie du gradient. 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  $i$ , alors on définit l'entropie ainsi :

$$H(I) = - \sum_{i=0}^{N-1} p_i \log(p_i). \quad (3.15)$$

L'entropie du gradient sera définie de la même manière et nous noterons  $\nabla I$  le gradient de l'image et  $\delta p_i$  la probabilité que  $\nabla I$  soit égal à la valeur  $i$ . Ainsi, l'entropie du gradient s'écrit :

$$H(\|\nabla I\|) = - \sum_{i=0}^{N-1} \delta p_i \log(\delta p_i). \quad (3.16)$$

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 :

- avec GRICS,
- en moyennant les données dans la domaine de Fourier obtenues en respiration libre,
- acquises avec la double synchronisation,
- acquises en apnée.

### 3.4.2 Résultats

Le protocole a été appliqué avec succès sur les 11 volontaires. Le rythme cardiaque moyen pendant l'acquisition des séquences DIR-FSE avec la méthode adaptative en apnée était  $65.8 \pm 15.3 \text{ bpm}$  contre  $64.7 \pm 13.5 \text{ bpm}$  pour les acquisitions en respiration libre. La variabilité RR était de  $44.6 \pm 37.2 \text{ ms}$  pour les acquisitions en apnée et de  $64.4 \pm 32.8 \text{ ms}$  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 a une différence non significative mais proche de la limite ( $P = 0.056$ ). Ceci n'est pas étonnant étant donné les phénomènes d'arythmies sinusales respiratoires (Clynes, 1960). Nous reparlerons de ce phénomène dans la discussion.

**Mesure de l'erreur** La figure 3.34 représente l'histogramme normalisé de la valeur absolue de l'erreur faite sur le trigger delay par la méthode adaptative en apnée et en respiration libre. Par exemple, 75% des trigger delay estimés par la méthode adaptative en apnée présentaient une erreur en dessous de 40 ms contre seulement 55% en respiration libre. Remarquons que les résultats sont meilleurs en respiration libre avec la méthode adaptative qu'avec la méthode du délai fixe de la section 3.2.5 ; ceci peut se voir en comparant les figures 3.10 et 3.34. De plus, en respiration libre la méthode adaptative fait 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

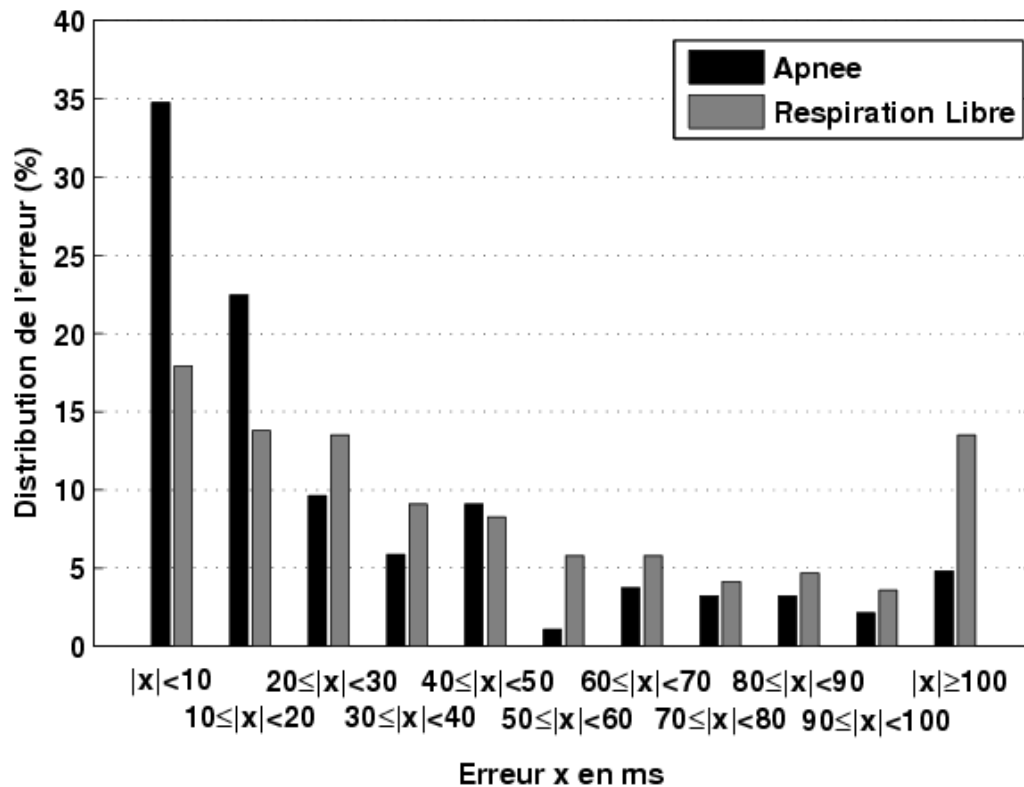


FIG. 3.34: Histogramme de l'erreur absolue normalisée faite sur le trigger delay en apnée (noir) et en respiration libre (gris). Cette figure montre que l'erreur faite en apnée est dans 75% des cas inférieure à 40 ms, dans le cas de la respiration libre nous sommes seulement à 55%.

proposée n'est pas aussi efficace en respiration libre qu'en apnée.

L'erreur quadratique moyenne, donnée à la figure 3.35, 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 dans la section 3.2. La valeur moyenne de l'erreur absolue est de  $30 \pm 47^9$  ms pour les acquisitions en apnée et de  $62 \pm 109$  ms pour les acquisitions en respiration libre<sup>10</sup>. Les différences trouvées sont statistiquement significatives ( $P < 0.001$ ).

**Mesure de l'entropie** Les mesures d'entropie et de l'entropie de la norme du gradient des images sont données à la table 3.14 à la page 144. 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.

Nous donnons des exemples d'images des volontaires 4, 7 et 8 aux figures 3.36, 3.37 et 3.38. 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 3.36). Les images acquises avec la même technique semblent tout à fait acceptables dans le cas des deux autres volontaires (figures 3.37 et 3.38). 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

<sup>9</sup>Rappelons que nous avons obtenu  $27 \pm 39$  ms pour l'étude précédente.

<sup>10</sup>Attention, ici on parle bien de la moyenne de la valeur absolue de l'erreur mais de l'écart type de l'erreur sans en prendre la valeur absolue.



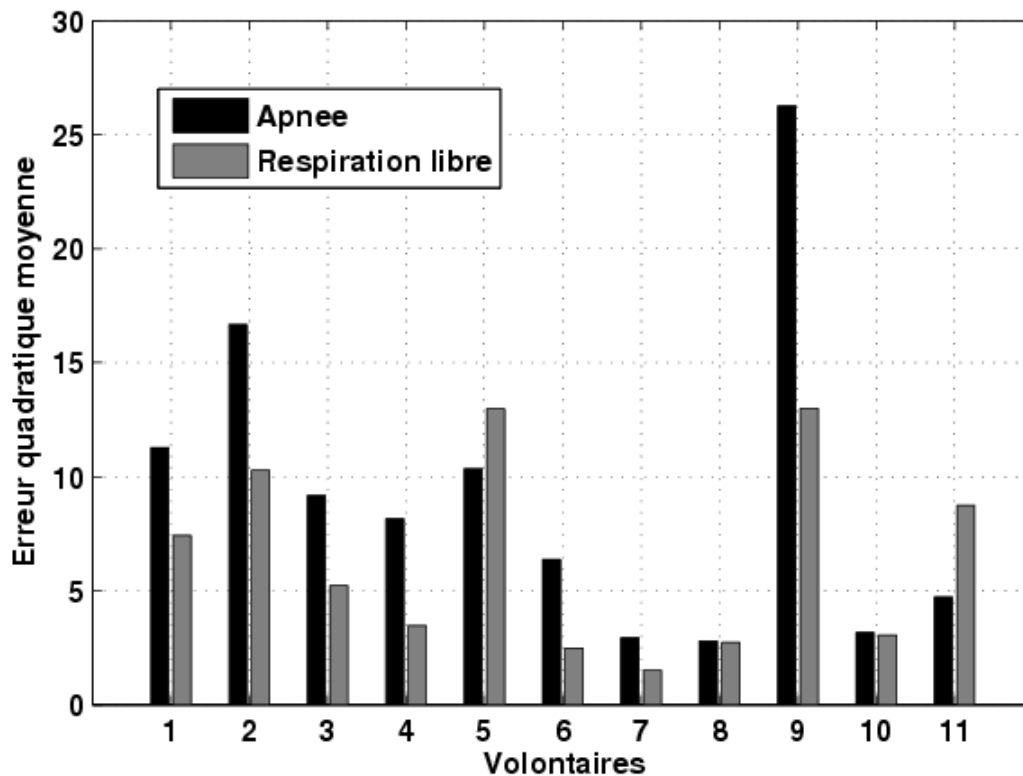


FIG. 3.35: Erreur quadratique moyenne en en apnée (noir) et en respiration libre (gris) faite sur le trigger delay par patient.

bons résultats dans le cas des volontaires 4 et 7, et des résultats semblables à la reconstruction moyenne dans le cas du dernier volontaire.

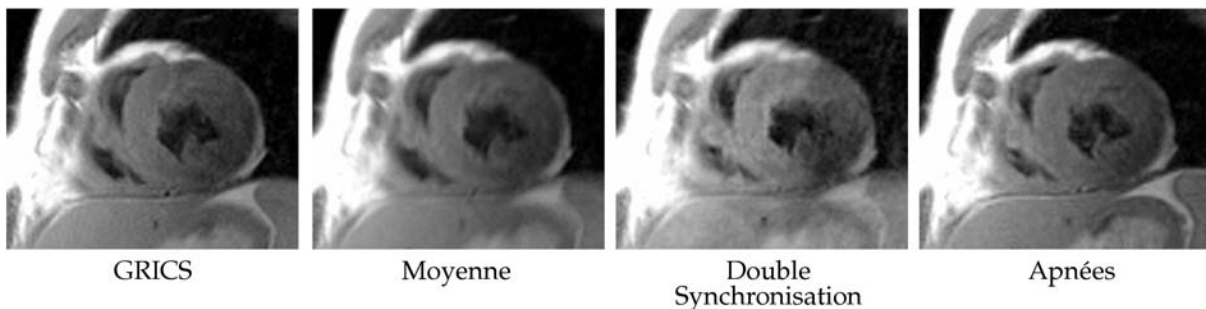


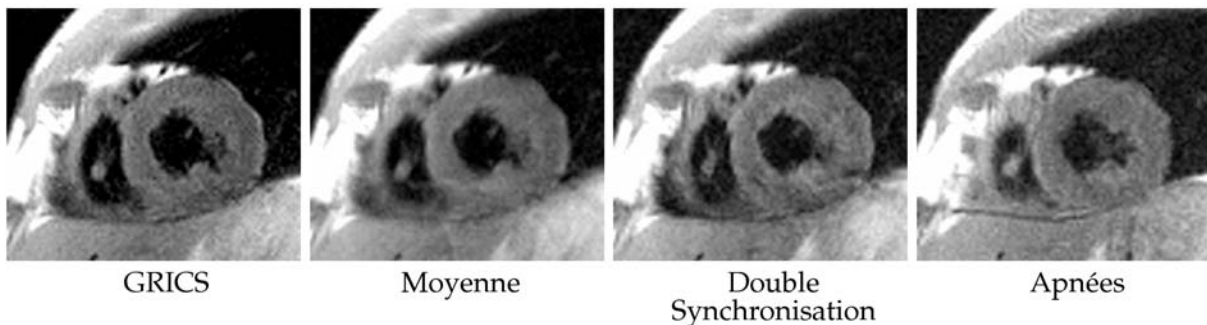
FIG. 3.36: Exemple d'images avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne), en double synchronisation et en respiration libre provenant du volontaire 4. Dans ce cas, les acquisitions en apnée et les acquisitions en respiration libre reconstruites avec GRICS donnent de bons résultats.

### 3.4.3 Discussion

Dans cette étude, nous avons comparé les résultats obtenus en apnée à ceux obtenus 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 la section 3.2, 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 que l'on a déjà présentés. En respiration libre, l'erreur faite restant

Numéro Volontaire	GRICS		Moyenne		DS		Apnée	
	$H(I)$	$H(\ \nabla I\ )$	$H(I)$	$H(\ \nabla I\ )$	$H(I)$	$H(\ \nabla I\ )$	$H(I)$	$H(\ \nabla I\ )$
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

**TAB. 3.14:** 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 est notée  $H(I)$  et que plus faible elle sera meilleure sera l'image, et inversement, plus grand est l'entropie de la norme du gradient  $H(\|\nabla I\|)$  plus l'image aura des contours bien définis.



**FIG. 3.37:** Exemple d'images avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne), en double synchronisation et en respiration libre provenant du volontaire 7. Dans cet exemple les mesures d'erreur donnent de bons résultats mais les images sont particulièrement bruitées (certainement à cause d'un problème technique).

assez importante, ces résultats suggèrent que d'autres modèles pourraient être proposés afin de mieux prendre en compte la respiration et de mieux modéliser la contribution de la respiration sur les variations instantanées de cycle cardiaque. Les résultats quantitatifs obtenus en terme de qualité image sont pourtant assez encourageants. Les chiffres présentés dans la table 3.14, montrent que les reconstructions avec GRICS sont de meilleure qualité que les images reconstruites en moyennant les différentes acquisitions en respiration libre et les images sont de qualité très proche de celle obtenue 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.

L'avantage de cette technique en 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 suggéré précédemment (section 3.2.6).

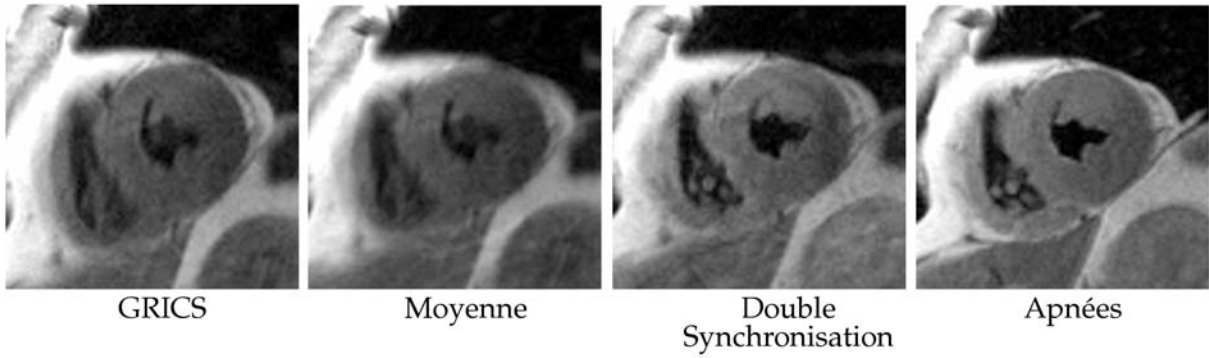


FIG. 3.38: Exemple d'images avec les deux reconstructions différentes (GRICS et moyenne), en double synchronisation et en respiration libre provenant du volontaire 8.

Afin de prendre en compte les phénomènes d'arythmies sinuses respiratoires ou RSA<sup>11</sup>, nous avons inclus les ceintures respiratoires ainsi que leurs dérivées dans la modélisation linéaire de la variation des cycles cardiaques (équations (3.5) et (3.6)). Ces résultats suggèrent que la modélisation faite n'est plus tout à fait valable en respiration libre. Il est bien connu qu'il y a deux réflexes différents causés par la respiration qui engendrent 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 le domaine de Laplace ou d'équations différentielles ordinaires dans le domaine temporel. Pour l'inspiration, il propose :

$$\frac{\mathcal{V}}{\mathcal{R}} = \frac{-kp^2}{(1 + \tau_1 p)(1 + \tau_2 p)}, \quad (3.17)$$

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  $\tau_i$  des constantes de temps à déterminer. De façon similaire, il propose la fonction de transfert suivante dans le cas de l'expiration :

$$\frac{\mathcal{V}}{\mathcal{R}} = \frac{k'p^2}{(1 + \tau_1 p)(1 + \tau_2 p)(1 + \tau_3 p)}. \quad (3.18)$$

Ces fonctions de transfert prennent en entrée la circonférence du thorax 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 :

$$\frac{1}{4\pi^2 r_0^2 - (V_0 + \Delta V)} \frac{d^2 y}{dt^2} + y = 0, \quad (3.19)$$

avec  $r_0$  le rythme cardiaque en l'absence d'inhibition vagale,  $V_0$  l'inhibition vagale "normale" dans le domaine temporel et  $\Delta V$  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 récrivait les équations (3.17) et (3.18) sous leurs formes différentielles, on ferait apparaître 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. Ce point précis devra être approfondi. Cependant, la modélisation de Clynes (1960) n'est pas récente et beaucoup de nouveaux résultats sur ces phénomènes de RSA ont été publiés ces dernières années Ben Lamine et al. (2004), Kotani et al. (2008), Sin et al. (2010), Strauss-Blasche et al. (2000), Tzeng et al.

<sup>11</sup>Respiratory Sinus Arrhythmia

(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)*. Ceci pour dire que le RSA est encore un sujet de recherche très actif dans le domaine de la physiologie.

### 3.4.4 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.

## 3.5 Conclusion globale

Dans ce chapitre nous avons abordé l'adaptation temporelle des séquences d'acquisition dans le cadre de l'imagerie cardiaque. Ceci constitue un point essentiel de l'IRM adaptative qui est bien trop souvent négligé. Effectivement, le mouvement est généralement abordé comme un problème uniquement spatial et les variations dues à la non reproductibilité des cycles cardiaques (ou même respiratoires) sont considérées comme négligeables. Dans le cas des rythmes cardiaques moyens, cette hypothèse peut tout à fait se justifier étant donné la longueur de l'acquisition par rapport à la période de repos du coeur considérée (mésodiastole) mais ce n'est pas vrai dans le cas général.

Afin de prendre en compte les variations de cycle cardiaque de cycle en cycle nous avons proposé un nouveau principe qui consiste à placer les acquisitions de façon adaptative toujours dans la même position du coeur. Pour mettre en oeuvre ce principe, nous avons utilisé un filtre de Kalman et un modèle cardiaque afin de calculer de manière optimale (au sens des moindres carrés) le meilleur instant pour lancer la préparation DIR et faire l'acquisition des données avec la FSE. Cette méthode s'adapte de cycle en cycle dès que de nouvelles données sont disponibles. Cette technique nous a permis de faire des acquisitions en sang noir et en télésystole de façon systématique sur tous nos volontaires sains, ce qui n'avait jamais été fait. L'une des difficultés pour acquérir des images en sang noir et en télésystole est que le temps d'inversion nécessaire à l'annulation du sang est particulièrement long et que la télésystole est courte. Nous avons montré que notre méthode adaptative donnait de meilleurs résultats en apnée en termes d'erreur de placement de la fenêtre d'acquisition et de qualité-image que la méthode du délai fixe qui ne prend pas en compte les variations des cycles cardiaques.

La méthode adaptative est générale et applicable pour tous les types de séquences synchronisées sur l'ECG, pas seulement celles avec de longs temps de préparation. Nous l'avons d'ailleurs utilisée avec des FIESTA ciné. Dans le cas d'une séquence sans préparation, le problème serait plus simple. Effectivement, dans ce cas une prédiction à un pas<sup>12</sup> et l'utilisation d'un modèle cardiaque adapté suffiraient.

---

<sup>12</sup>C'est-à-dire : prédire uniquement la longueur du prochain cycle cardiaque.

La méthode adaptative permet de faire de façon systématique des images en systole avec différents temps d'écho effectifs. Cela nous a donc permis de mesurer le  $T_2$  pendant la télésystole. Nous avons comparé ces mesures de  $T_2$  avec la méthode traditionnelle pour mesurer le  $T_2$  en mésodiastole. Nous n'avons trouvé aucune différence statistique entre les mesures en télésystole et en mésodiastole. En pratique, on pourra donc mesurer le  $T_2$  aussi bien en télésystole qu'en mésodiastole. Un des avantages à faire les mesures de  $T_2$  en télésystole serait dû à l'épaississement des parois ventriculaires, ce qui devrait nous permettre d'avoir des estimations plus précises pour chaque temps d'écho et de meilleures régressions. Nous avons également mesuré le  $T_2$  de la paroi inférieure du ventricule droit ce qui nous a permis de donner pour la première fois une estimation du  $T_2$  du ventricule droit *in vivo*. Comme nous l'avons déjà précisé, ces mesures sur le ventricule droit doivent être prises avec précaution étant donné sa faible épaisseur même en télésystole, et ce problème s'ajoute aux autres problèmes évoqués lorsque l'on mesure un  $T_2$ .

Les essais en respiration libre nous permettent de voir la limite de la modélisation que nous avons proposée. Effectivement, les erreurs faites sur le trigger delay avec la méthode adaptative en respiration libre sont plus grandes que les erreurs faites en apnée. Cependant, nous avons montré que l'utilisation d'une reconstruction adaptative qui prend en compte le mouvement et l'erreur faite sur le trigger delay nous permet de reconstruire des images de bonne qualité. Ces résultats montrent la nécessité de bien prendre en compte la respiration dans la modélisation du rythme cardiaque dans le cas de la respiration libre à cause des phénomènes d'arythmie sinusale respiratoire.



# Chapitre 4

## Adaptations spatiales

En IRM, l'estimation du mouvement est un problème fondamental, aussi bien pour la correction prospective que rétrospective des mouvements comme nous l'avons montré à la section 2.4. 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. L'utilisation des navigateurs rend souvent les séquences de plus en plus complexes et peut perturber les signaux RMN utilisés pour reconstruire les images. Par conséquent, nous proposons ici une méthode d'estimation temps réel et paramétrique des mouvements pour la correction prospective des mouvements. Cette méthode est basée sur l'utilisation des capteurs physiologiques et est compatible avec tout type de séquence. Nous aborderons ensuite le problème de l'acquisition de données pour que l'algorithme GRICS puisse mieux estimer le mouvement pour avoir des images de meilleur qualité.

### 4.1 Estimation de mouvement temps réel

Les travaux décrits dans cette partie ont été présentés à l'ISMRM (Fernandez *et al.*, 2008a) et au GRAMM sous la forme d'une présentation orale (Fernandez *et al.*, 2008c).

#### 4.1.1 Estimation de mouvement en traitement d'images

En traitement d'images, il existe de nombreuses méthodes pour estimer le mouvement d'un objet entre deux images d'un même objet. Il existe des méthodes rigides, non rigides, paramétriques et non paramétriques. Ces méthodes s'appliquent soit de façon globale, c'est-à-dire que la même transformation est appliquée à tous les pixels, soit de façon locale c'est-à-dire que chaque pixel peut être transformé de façon différente. En règle générale, les méthodes paramétriques sont rigides et s'appliquent de façon globale alors que les méthodes non rigides sont non paramétriques et s'appliquent de façon locale. Ici, nous allons rapidement donner les grandes lignes de ce qui se fait dans ce domaine et le lecteur intéressé trouvera de plus amples informations dans les références suivantes : Maintz et Viergever (1998), Pluim *et al.* (2003), Rueckert et Aljabar (2010). Pour estimer les mouvements, on cherche très souvent à maximiser un critère de similarité tel que l'information mutuelle (Pluim *et al.*, 2003) ou encore les corrélations locales (Netsch *et al.*, 2001).

Dans le cas d'estimations de mouvements non rigides, on considère le mouvement comme un champ de déplacement qui peut s'écrire de la façon suivante :

$$I'(x', y') = I(f(x, y)), \quad (4.1)$$

avec  $I(x, y)$  une image 2D en niveau de gris,  $I'(x', y')$  l'image après transformation spatiale en utilisant le champ de déplacement  $f$ . Pour estimer ces champs de déplacement, les algorithmes les plus connus sont ceux dit du flux optique basés sur des méthodes de résolution variationnelle mais il en existe bien d'autres. On peut citer Horn et Schunck (1981), Lucas et

Kanade (1981) ou encore Brox (2005), Brox *et al.* (2004). Dans le cadre de notre application à la correction prospettive des mouvements, nous avons vu à la section 2.4.1 que nous ne pouvions corriger au mieux que les mouvements que l'on peut représenter par des transformations affines. Nous allons donc nous intéresser plus particulièrement aux transformations affines, qui sont des transformations un peu plus générales que les transformations composées uniquement de translations et de rotations.

Les transformations affines sont des transformations paramétriques qui peuvent se décomposer en plusieurs transformations élémentaires. Ces transformations élémentaires sont la translation, la rotation, le changement d'échelle et le cisaillement. Si nous considérons un point  $\mathbf{r} = (x, y, 1)^t$  de l'espace image et  $\mathbf{r}'$  le point transformé, on peut alors écrire la transformation affine sous la forme :

$$\mathbf{r}' = \mathbf{A}\mathbf{r} \quad (4.2)$$

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & T_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & sh_x & 0 \\ sh_y & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

avec  $T_x$  et  $T_y$ , les translations selon  $x$  et  $y$ ,  $\theta$  l'angle de rotation,  $s_x$  et  $s_y$  les paramètres de remise à l'échelle et  $sh_x$  et  $sh_y$  les paramètres de cisaillement. Les transformations affines s'écrivent plus généralement sous la forme :

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_{xx} & a_{xy} & T_x \\ a_{yx} & a_{yy} & T_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (4.4)$$

La figure 4.1 donne une représentation graphique de chaque transformation élémentaire qui compose une transformation affine.


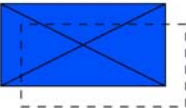
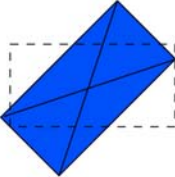


Type	Description	Exemple
Original	$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$	
Translation	$\begin{pmatrix} 1 & 0 & T_x \\ 0 & 1 & T_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$	
Rotation	$\begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$	
Remise à l'échelle	$\begin{pmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$	
Cisaillement	$\begin{pmatrix} 1 & sh_x & 0 \\ sh_y & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$	

FIG. 4.1: Transformations spatiales élémentaires formant une transformation affine. La première ligne de cette figure représente l'objet original avant transformation.



Le problème maintenant est d'estimer les paramètres  $P = (a_{xx}, a_{xy}, a_{yx}, a_{yy}, T_x, T_y)^t$  des transformations affines entre deux images. Une possibilité pour estimer ces transformations a été proposée par [Netsch et al. \(2001\)](#), initialement présentée dans le cadre d'applications de recalage multimodal 3D avec uniquement 3 translations et 3 angles de rotation. Nous avons donc adapté cet algorithme pour qu'il fonctionne en deux dimensions et pour qu'il estime des transformations affines. Cet algorithme est basé sur la maximisation d'une mesure de similarité qui est la corrélation locale. Celui-ci a l'avantage d'être très peu sensible aux variations de contraste entre les différentes images<sup>1</sup>.

Considérons une image de référence  $r$  et une image  $f$  dont on souhaite connaître les paramètres  $P$  de transformation affine  $\mathbf{A}$  pour passer de  $r$  à  $f$  et *vice-versa*. On aura donc

$$\begin{aligned} f(\mathbf{r}) &= \mathbf{T}(\mathbf{p}, r) \\ f(\mathbf{r}) &= r(\mathbf{A}\mathbf{r}) \end{aligned} \quad (4.5)$$

en notant  $\mathbf{T}(\mathbf{p}, r)$  la transformation de l'image  $r$  en lui appliquant les transformations  $\mathbf{A}$  de paramètres  $\mathbf{p}$ . On définit également  $n(j)$  le voisinage du pixel  $j$ . Avec ces notations, on peut définir les corrélations locales en considérant  $N$  pixels de nos images :

$$LC(r, f) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{\left( \sum_{i \in n(j)} (r_i - \bar{r}_j)(f_i - \bar{f}_j) \right)^2}{\sum_{i \in n(j)} (r_i - \bar{r}_j)^2 \sum_{i \in n(j)} (f_i - \bar{f}_j)^2}, \quad (4.6)$$

avec  $r_j$  et  $f_j$  la valeur moyenne des pixels dans le voisinage  $n(j)$ . En utilisant cette définition de  $LC$ , on obtient forcément une valeur entre 0 et 1, avec 0 lorsqu'il n'y a aucune corrélation entre les données et 1 lorsqu'elles sont parfaitement corrélées. Afin d'estimer les paramètres  $\mathbf{p}$  on cherchera à minimiser  $1 - LC(r, f)$  au lieu de maximiser  $LC(r, f)$ . Ceci nous permettra de réécrire  $LC(r, f)$  sous la forme d'une somme de termes quadratiques et d'utiliser la méthode de Gauss-Newton afin de trouver de façon itérative les paramètres  $\mathbf{p}$  qui minimisent  $1 - LC(r, f)$  ([Netsch et al., 2001](#)). Cet algorithme a été implémenté et validé sous Matlab.

### 4.1.2 Objectifs

L'objectif de cette étude est d'estimer les transformations affines du cœur dues à la respiration à partir des signaux physiologiques en temps réel. Nous considérerons donc des images synchronisées sur l'activité cardiaque.

Dans la plupart des applications cliniques, les informations physiologiques données par les capteurs externes, tels que les ECG ou les signaux respiratoires, sont simplement utilisées pour synchroniser l'acquisition afin de "geler" le mouvement cardiaque et/ou respiratoire. Elles sont utilisées dans certains cas pour vérifier la bonne tenue des apnées ou pour s'assurer que le patient examiné va bien. De plus, il a été montré que les signaux physiologiques standard pouvaient être utilisés pour estimer les mouvements induits par la respiration ([Odille et al., 2007a](#), [Pasquier et al., 2006](#)). L'idée est alors d'utiliser ces informations disponibles (les capteurs externes) afin d'estimer les mouvements. Par rapport aux navigateurs, les signaux physiologiques ont deux avantages :

- ils donnent des informations en continu, par rapport à la fréquence d'échantillonnage des navigateurs, qui peuvent être utilisées à tout moment ;
- ils ne perturbent pas les signaux RMN puisqu'il n'y a pas d'impulsions RF ni de gradients supplémentaires.

Ce dernier point est vrai à partir du moment où nous utilisons des capteurs compatibles IRM ce qui, bien évidemment, sera le cas dans cette étude. Puisque nous cherchons à estimer des

<sup>1</sup>contrairement aux méthodes basées sur le flux optique dont la première hypothèse est qu'il y a conservation du signal entre l'image d'origine et l'image transformée.

paramètres de mouvement pour la correction prospective, il faudra garder à l'esprit que le méthode proposée doit être temps réel.

Dans la suite de cette section nous décrivons une méthode compatible temps réel pour estimer les paramètres de mouvement à partir des signaux physiologiques. Cette méthode sera composée de deux étapes : une calibration d'un modèle linéaire et une d'utilisation de ce modèle linéaire.

### 4.1.3 Matériels et méthodes

Le principe des étapes de calibration puis d'utilisation du modèle, ou estimation de mouvement, est représenté schématiquement à la figure 4.2 et est décrit dans les sections suivantes.

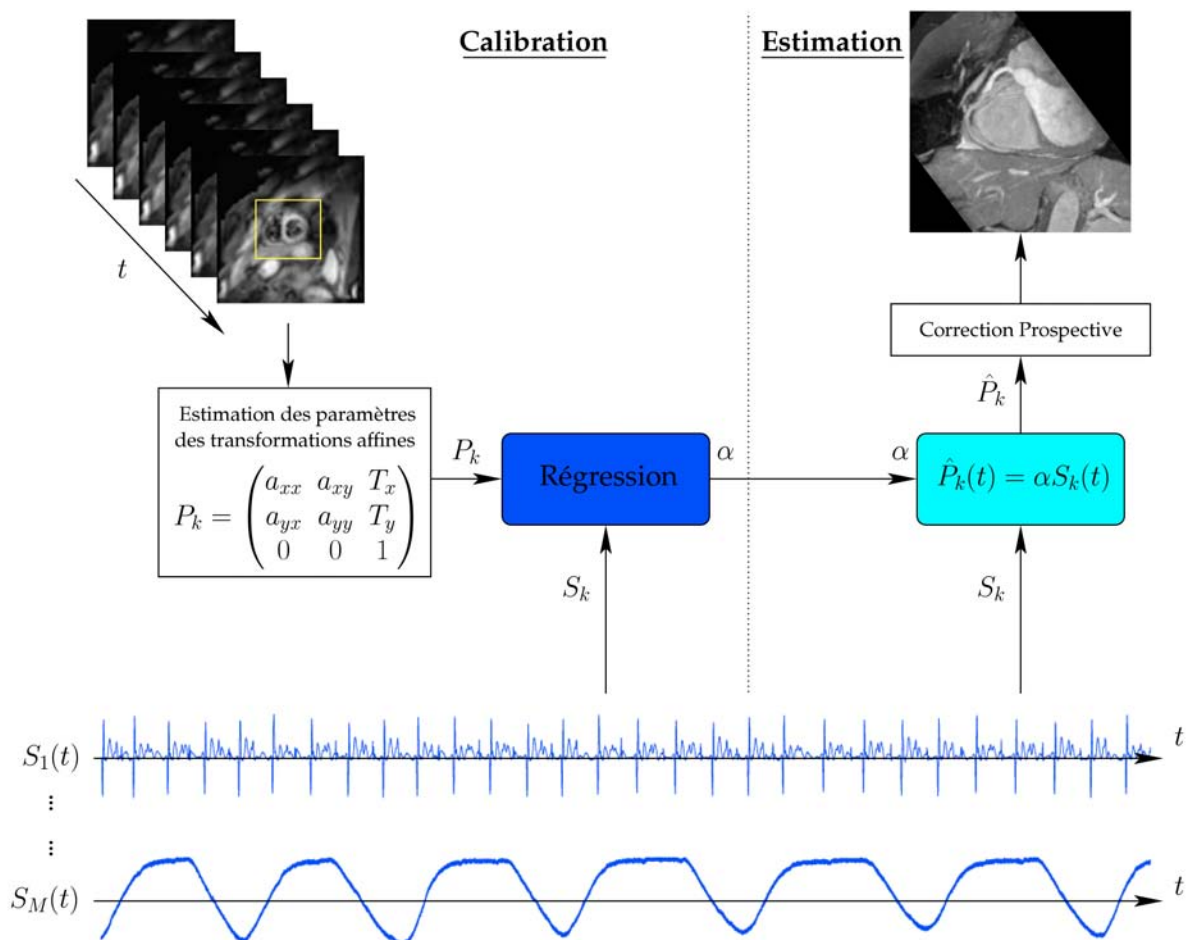


FIG. 4.2: Schéma de principe de la méthode proposée composée de deux étapes : la calibration du modèle et l'estimation temps réel des paramètres de mouvement pouvant être appliqués à la correction prospective des mouvements.

#### 4.1.3.1 Acquisition IRM et signaux physiologiques

Afin d'éviter tous les problèmes liés aux mouvements cardiaques, nous avons utilisé une séquence rapide de type spin echo avec un train de lecture EPI (SE-EPI) *single shot* multiphase<sup>2</sup> synchronisée à l'ECG. La séquence était composée d'une impulsion d'excitation de 90°, d'une impulsion de refocalisation de 180° suivie d'un train de lecture EPI. Dans le but d'accélérer l'acquisition au maximum, nous avons utilisé l'algorithme SENSE (Pruessmann *et al.*, 1999) avec un facteur d'accélération de 2. La matrice d'acquisition était de 158 dans la direction de

<sup>2</sup>multiphase signifie ici que l'acquisition est répétée à l'identique au cours de temps un certain nombre de fois

fréquence et de 68 dans la direction de phase pour une image reconstruite de  $64 \times 64$ . Étant donné les distorsions dues au train de lecture EPI, les données supplémentaires acquises sont utilisées pour corriger et améliorer la qualité des images reconstruites. Nous avons également utilisé des coupes relativement épaisses de 20 mm afin d'avoir suffisamment de signal. Les paramètres d'acquisition sont regroupés dans la table 4.1.

Paramètre	Valeur
$T_E$	22.7 ms
Bande passante	500 kHz
Taille des images	$64 \times 64$
Taille des données acquises	$158 \times 68$
Épaisseur de coupe	20 mm
Facteur accélération SENSE	2
Résolution	$5.625 \times 5.625$

TAB. 4.1: Paramètres d'acquisition des Spin-Echo-EPI

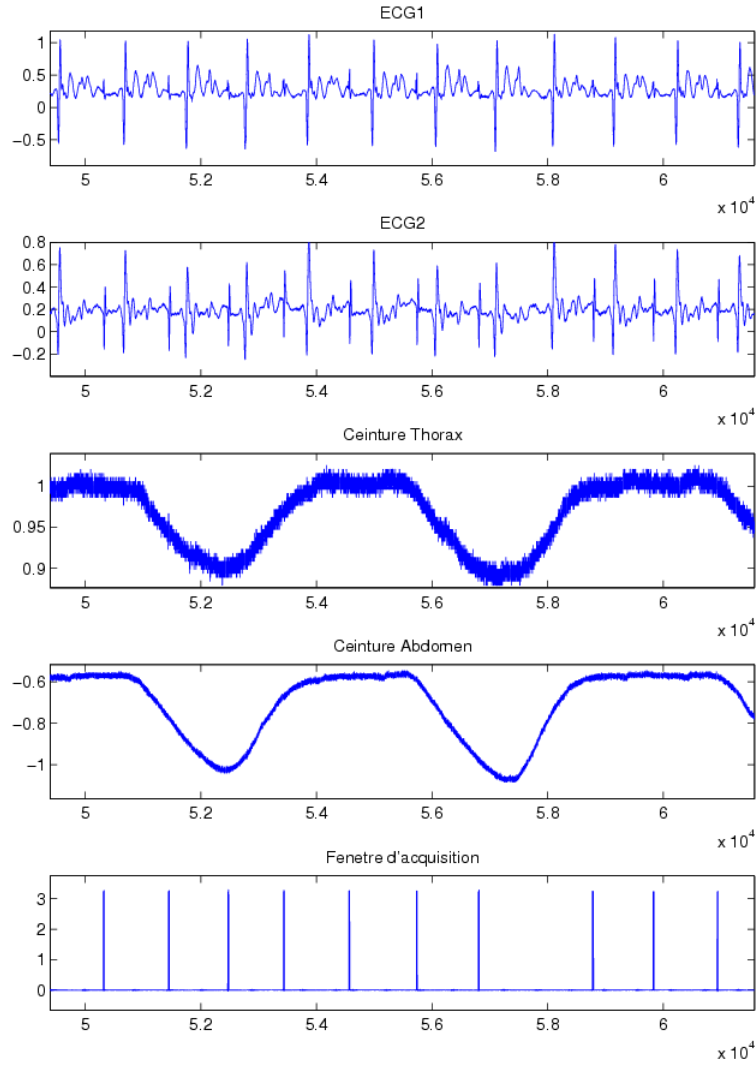
L'utilisation d'une telle séquence nous permet de réduire au maximum le temps d'acquisition d'une coupe. Avec ces paramètres, le temps d'acquisition d'une coupe était d'environ 15 ms. La synchronisation cardiaque a été faite grâce au SAEC avec une méthode adaptative. Cette méthode consiste à estimer la longueur du prochain cycle cardiaque en supposant qu'il est égale au précédent c'est-à-dire que  $\Delta_{n+1} = \Delta_n$ <sup>3</sup>. Nous avons utilisé un trigger délai fixe de 650 ms de façon à acquérir nos images en mésodiastole. Ainsi, avec cette séquence et cette synchronisation, nous sommes capables d'acquérir une image basse résolution par cycle cardiaque. Étant donnée la durée d'acquisition d'une image par rapport à la mésodiastole et à la durée d'un cycle cardiaque, ce dispositif expérimental nous permet de nous affranchir du mouvement cardiaque et des non reproductibilités.

Les signaux physiologiques ont été enregistrés de façon synchrone à l'acquisition des images grâce au SAEC. Les signaux physiologiques enregistrés étaient les signaux issus de deux ceintures respiratoires et des deux capteurs ECG. Une ceinture respiratoire était placée au niveau du thorax et l'autre au niveau de l'abdomen. Le premier ECG était placé horizontalement au niveau du sternum et l'autre verticalement également au niveau du sternum. Les fenêtres d'acquisition ont été enregistrées afin de pouvoir échantillonner les signaux physiologiques sur la même base que les images et ainsi à faire correspondre une image à un échantillon de signaux physiologiques. Les signaux considérés pour la calibration et la validation du modèle sont les signaux respiratoires, l'amplitude des ondes R extraite des ECG et les ECG eux mêmes. Ceci nous permettra de vérifier les corrélations entre les signaux physiologiques dont nous disposons et les paramètres de mouvement. A noter que les artefacts de gradients présents sur les ECG ont été réduits par la méthode LMS de *Abächerli et al. (2005)* en temps réel. Un exemple de signaux synchronisés acquis avec ce dispositif expérimental est donné à la figure 4.3.

#### 4.1.3.2 Calibration du modèle

Dans le but d'estimer les mouvements en temps réel à partir des  $M$  signaux physiologiques, nous allons utiliser un modèle linéaire entre les paramètres de mouvement et les signaux physiologiques. Les mouvements sont estimés sur une région d'intérêt choisie manuellement avec l'algorithme que nous avons présenté à partir des  $K$  images SE-EPI. La région d'intérêt choisie est de forme carrée et elle est placée de sorte à inclure le coeur entier et le diaphragme comme indiqué sur la figure 4.2. L'image de référence est choisie de telle sorte que cette image corresponde à la position de fin d'expiration. Ainsi, nous obtenons pour chaque image  $k$  un vecteur de paramètres  $P_k$ .

<sup>3</sup>il s'agit de l'ancêtre de la méthode présentée au chapitre 3.



**FIG. 4.3:** Exemple de signaux acquis avec la séquence de SE-EPI et les différents signaux physiologiques considérés.

Les signaux physiologiques sont ré-échantillonnés sur la même base temporelle que celle des images. Cette base temporelle est déterminée à partir des fenêtres d'acquisition enregistrées par le SAEC. Comme la fenêtre d'acquisition dure  $15\text{ ms}$ , nous avons moyenné les signaux physiologiques sur la durée de la fenêtre. Ainsi, nous obtenons pour chaque image  $k$  un vecteur  $S_k$  contenant la valeur des signaux.

Nous avons choisi d'utiliser un modèle linéaire de la forme :

$$P_k(i) = \sum_{j=1}^M \alpha_{ij} S_k(j) \quad (4.7)$$

$$P_k(i) = \alpha_i S_k, \quad (4.8)$$

en notant  $P_k(i)$  le  $i$ -ème élément du vecteur de paramètres  $P_k$  correspondant à l'image  $k$  et  $S_k(j)$  le  $j$ -ème élément du vecteur de signaux physiologiques  $S_k$  correspondant à l'image  $k$ . En regroupant les paramètres de mouvement des  $K$  images dans une matrice  $\mathbf{P}$  de taille  $N \times K$  et les  $M$  signaux physiologiques dans une matrice  $\mathbf{S}$  de taille  $M \times K$ , on peut réécrire cette

dernière équation sous la forme matricielle suivante :

$$\mathbf{P} = \alpha \mathbf{S} \quad (4.9)$$

$$\begin{pmatrix} P_1(1)P_2(1) \cdots P_K(1) \\ P_1(2)P_2(2) \cdots P_K(2) \\ \vdots \\ P_1(N)P_2(N) \cdots P_K(N) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_{11}\alpha_{12} \cdots \alpha_{1M} \\ \alpha_{21}\alpha_{22} \cdots \alpha_{2M} \\ \vdots \\ \alpha_{N1}\alpha_{N2} \cdots \alpha_{NM} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} S_1(1)S_2(1) \cdots S_K(1) \\ S_1(2)S_2(2) \cdots S_K(2) \\ \vdots \\ S_1(M)S_2(M) \cdots S_K(M) \end{pmatrix}. \quad (4.10)$$

Le problème est maintenant de calculer la matrice  $\alpha$  qui sera de taille  $N \times M$ . Il s'agit d'un problème de régression multivariable et il existe plusieurs solutions pour résoudre ce problème qui peut s'écrire sous la forme générale suivante :

$$\mathbf{P} = \alpha \mathbf{S} + \varepsilon \quad (4.11)$$

avec  $\varepsilon$  l'erreur de modélisation. La solution la plus simple et la plus connue est la régression en moindres carrés ordinaires (*Ordinary Least Squares* ou OLS) qui résout l'équation (4.9) au sens des moindres carrés, ce qui donne la solution :

$$\alpha = \mathbf{P}\mathbf{S}^\dagger \quad (4.12)$$

avec  $\mathbf{S}^\dagger$  la pseudo-inverse

$$\mathbf{S}^\dagger = \mathbf{S}^t (\mathbf{S}\mathbf{S}^t)^{-1}. \quad (4.13)$$

La calcul de cette pseudo-inverse ne pourra être effectué que si  $\mathbf{S}^t\mathbf{S}$  est de rang plein. Pour ce faire, il faut que le nombre d'images ou de vecteurs de paramètres  $K$  soit supérieur au nombre d'entrées  $M$ . Ceci pour que le système soit surdéterminé et non sous déterminé. Si l'on a des signaux d'entrées colinéaires la matrice  $\mathbf{S}^t\mathbf{S}$  contiendra des valeurs propres nulles et ne sera donc pas inversible. Dans ce cas, il existe plusieurs solutions comme la régression en composantes principales (*Principal Component Regression* ou PCR), la régression en moindres carrés partiels (*Partial Least Square Regression* ou PLSR) (Abdi, 2003, Ablitt *et al.*, 2004, Geladi et Kowalski, 1986, McIntosh *et al.*, 1996), des régressions bayésiennes avec des contraintes de régularité et de forme (Cai et Dunson, 2007) et certainement bien d'autres encore.

Dans notre cas, afin éviter les problèmes dus à l'inversion de la matrice  $\mathbf{S}^t\mathbf{S}$ , nous avons acquis un nombre d'images très supérieur (10 fois) au nombre de signaux physiologiques. Nous avons également cherché à savoir quelle méthode de régression donnait les meilleurs résultats pour notre application. Nous avons testé et comparé OLS, PCR et PLSR. L'expérience nous a montré que les différentes méthodes donnaient les mêmes résultats à  $10^{-6}$  près sur les coefficients de la matrice  $\alpha$ . Par conséquent, nous avons choisi d'utiliser la méthode la plus simple à savoir OLS.

Afin de vérifier l'hypothèse de l'existence d'une relation linéaire entre les signaux physiologiques et les paramètres de mouvement, nous commencerons par calculer les coefficients de corrélation linéaire entre les signaux physiologiques et les paramètres de mouvement estimés avec l'algorithme de Netsch *et al.* (2001). Nous calculerons également la signification statistique de ces coefficients de corrélation à partir d'eux-mêmes et du nombre d'échantillons (Hays, 1994). Ces coefficients nous permettront également de décider quels sont les signaux physiologiques les mieux corrélés avec les paramètres de mouvement. On s'attend à une forte corrélation entre les paramètres de mouvement et les ceintures respiratoires et l'amplitude des ondes R (Felblinger et Boesch, 1997) mais à une corrélation faible avec les ECG.

#### 4.1.3.3 Utilisation et validation du modèle

Une fois le modèle  $\alpha$  calibré, l'utilisation pour estimer les paramètres de mouvement se fera simplement en appliquant le modèle

$$\hat{P}_k = \alpha S_k \quad (4.14)$$

avec  $S_k$  correspondant à de nouveaux signaux physiologiques enregistrés pendant une séquence d'intérêt. Ces signaux sont différents de ceux utilisés pour calibrer le modèle.

Pour valider ce modèle ainsi que l'approche proposée en elle-même, deux sujets sains ont subi une IRM cardiaque. Nous avons utilisé l'IRM 1.5 T et l'antenne cardiaque à 8 éléments. Pour le premier sujet, 5 séries de 60 images ont été acquises en respiration libre et en petit axe cardiaque avec la séquence SE-EPI synchronisée que nous avons décrite. L'acquisition de chaque série dure environ une minute. Pour le deuxième sujet, nous avons acquis 10 séries de 60 images de la même façon. Dans chaque cas, les signaux physiologiques et les signaux provenant de l'IRM ont été enregistrés. Pour calibrer le modèle nous avons utilisé la première série de chaque patient et nous avons utilisé les séries suivantes pour valider la méthode proposée. Les séries suivantes seront appelées séries de test. A noter que pour mieux faire ressortir les variations des signaux physiologiques, ceux-ci seront centrés et réduits.

Afin d'évaluer cette méthode, une fois le modèle calibré avec la première série, les paramètres de mouvement sont ensuite estimés pour les séries test avec le modèle ainsi calibré. Ces paramètres de mouvement sont appliqués aux différentes images des séries de test afin de les recalcr. Nous utilisons l'algorithme de [Netsch et al. \(2001\)](#) pour estimer le mouvement des séries de test et pour les recalcr.

Nous proposons plusieurs mesures afin de valider cette méthode. La première mesure est une mesure d'erreur quadratique moyenne relative (*Relative Root Mean Square Error* ou RMSE)  $E_\alpha$  faite sur les paramètres estimés par notre méthode par rapport aux paramètres  $P$  estimés par l'algorithme [Netsch et al. \(2001\)](#) qui est utilisé ici comme un *gold standard*. Nous comparons l'erreur  $E_\alpha$  à l'erreur quadratique moyenne relative  $E_{Id}$  par rapport aux paramètres estimés par l'algorithme [Netsch et al. \(2001\)](#) lorsqu'aucune estimation de mouvement n'est faite, c'est-à-dire lorsque l'on considère qu'il n'y a pas de mouvement et que la transformation affine à appliquer est l'identité. Ces erreurs sont calculées pour chaque paramètre  $n$  composant une transformation affine et sont définies par :

$$E_\alpha(n) = \frac{1}{N} \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^L (\hat{P}_k(n) - P_k(n))^2}{\max P(n) - \min P(n)}} \quad (4.15)$$

$$E_{Id}(n) = \frac{1}{N} \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^L (Id_k(n) - P_k(n))^2}{\max P(n) - \min P(n)}} \quad (4.16)$$

$$(4.17)$$

avec  $L$  correspondant au nombre d'images des séries de test.

La seconde mesure que nous proposons est de comparer les informations mutuelles normalisées (*Normalized Mutual Information* ou NMI) entre les images d'origine (non recalées), les images recalées par l'algorithme [Netsch et al. \(2001\)](#) et les images recalées avec les paramètres estimés par la méthode proposée. Cette information mutuelle sera calculée par rapport à l'image de référence choisie en fin d'expiration. L'information mutuelle entre deux images  $X$  et  $Y$  pouvant avoir  $N_X$  et  $N_Y$  niveaux de gris est définie par :

$$I(X, Y) = \sum_{i=0}^{N_x-1} \sum_{j=0}^{N_y-1} p(x_i, y_j) \log \left( \frac{p(x_i, y_j)}{p(x_i)p(y_j)} \right) \quad (4.18)$$

avec  $p(x_i)$  la probabilité que  $X$  prenne la valeur  $x_i$  et  $p(x_i, y_j)$  la probabilité jointe que  $X$  prenne la valeur  $x_i$  alors que  $Y$  prends la valeur  $y_j$ . L'information mutuelle normalisée est alors définie

par :

$$I_n(X, Y) = \frac{I(X, Y)}{H(X, Y)} = \frac{H(X) + H(Y) - H(X, Y)}{H(X, Y)} \quad (4.19)$$

avec  $H$  l'entropie définie par l'équation (3.15).

La dernière mesure sera l'évaluation de l'erreur quadratique moyenne en millimètres sur les paramètres de translation faite avec notre méthode comparée à l'algorithme de [Netsch et al. \(2001\)](#). Nous calculerons cette erreur sur les translations selon la direction  $x$ , la direction  $y$  et en prenant en compte ces deux directions.

#### 4.1.4 Résultats

Les coefficients de corrélation ont été estimés entre les paramètres de mouvement estimés avec [Netsch et al. \(2001\)](#) et les signaux physiologiques pour les deux volontaires. Pour ce faire nous avons utilisé l'ensemble des données provenant des 300 images pour le volontaire 1 et des 500 images pour le volontaire 2. Ces coefficients et leurs significations sont donnés aux tables 4.2 et 4.3 pour les volontaires 1 et 2, respectivement.

	ECG1	ECG2	CR1	CR2	AR1	AR2
$a_{xx}$	0.0521	0.1715 <sup>†</sup>	0.3996 <sup>†</sup>	0.6457 <sup>†</sup>	-0.3288 <sup>†</sup>	0.0808
$a_{xy}$	0.0163	0.1743 <sup>†</sup>	0.2969 <sup>†</sup>	0.5070 <sup>†</sup>	-0.1749 <sup>†</sup>	0.1476 <sup>†</sup>
$a_{yx}$	0.0680	0.0791	0.1475 <sup>†</sup>	0.1496 <sup>†</sup>	-0.1293 <sup>†</sup>	-0.0967
$a_{yy}$	0.1208 <sup>†</sup>	-0.0087	0.2159 <sup>†</sup>	-0.0026	-0.0539	-0.1438 <sup>†</sup>
$T_x$	-0.0320	-0.1619 <sup>†</sup>	0.3457 <sup>†</sup>	-0.5533 <sup>†</sup>	0.2281 <sup>†</sup>	-0.1079
$T_y$	-0.1429 <sup>†</sup>	-0.0399	-0.2660 <sup>†</sup>	-0.1263 <sup>†</sup>	0.1680 <sup>†</sup>	0.1813 <sup>†</sup>

**TAB. 4.2:** Coefficient de corrélation entre paramètres de mouvement et signaux physiologiques pour le volontaire numéro 1. CR signifie Ceinture Respiratoire et AR Amplitude des ondes R. Le signe <sup>†</sup> signifie que les coefficients correspondants sont statistiquement significatifs ( $p < 0.05$ ).

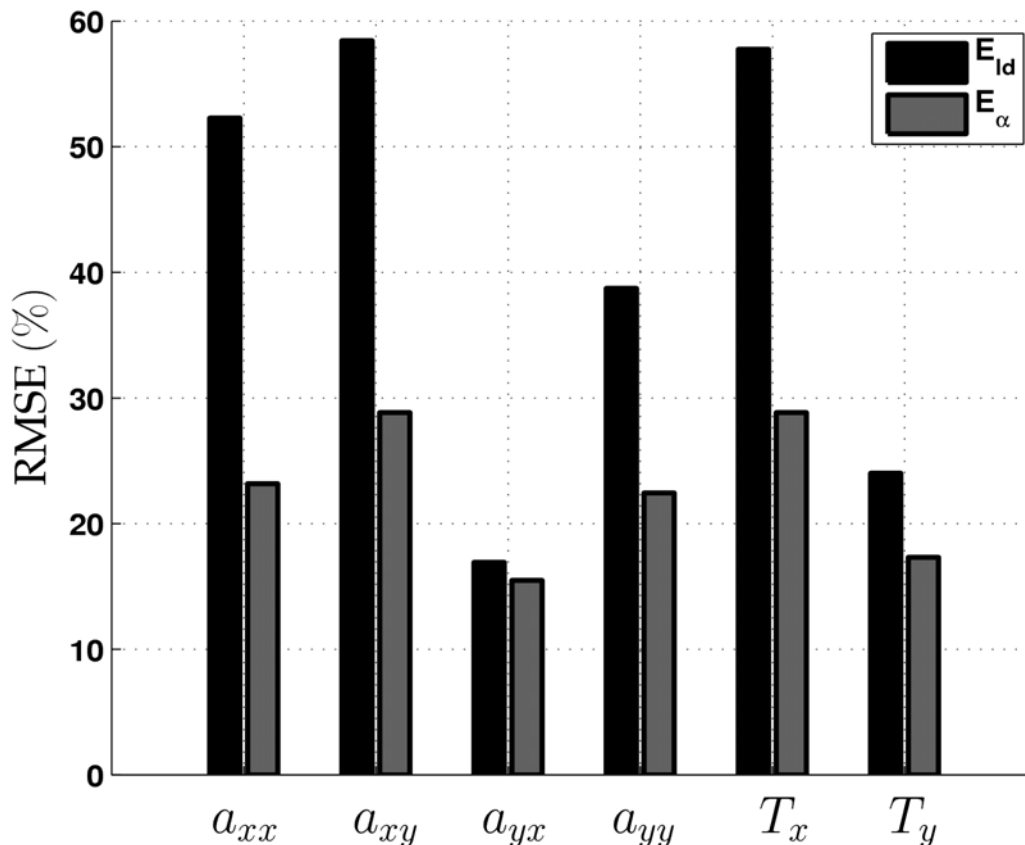
	ECG1	ECG2	CR1	CR2	AR1	AR2
$a_{xx}$	-0.0059	-0.1873 <sup>†</sup>	0.7496 <sup>†</sup>	0.7269 <sup>†</sup>	-0.1862 <sup>†</sup>	-0.3313 <sup>†</sup>
$a_{xy}$	0.0383	-0.0799	0.5226 <sup>†</sup>	0.3605 <sup>†</sup>	0.0637	-0.2043 <sup>†</sup>
$a_{yx}$	0.1004 <sup>†</sup>	-0.0328	0.1474 <sup>†</sup>	0.1226 <sup>†</sup>	-0.0372	-0.0030
$a_{yy}$	-0.0301	-0.0892 <sup>†</sup>	0.3231 <sup>†</sup>	0.3638 <sup>†</sup>	-0.0755	-0.1962 <sup>†</sup>
$T_x$	-0.0192	0.1481 <sup>†</sup>	-0.6510 <sup>†</sup>	-0.5506 <sup>†</sup>	0.0514	0.2805 <sup>†</sup>
$T_y$	-0.0413	0.1428 <sup>†</sup>	-0.4443 <sup>†</sup>	-0.4625 <sup>†</sup>	0.1892 <sup>†</sup>	0.1733 <sup>†</sup>

**TAB. 4.3:** Coefficient de corrélation entre paramètres de mouvement et signaux physiologiques pour le volontaire numéro 2. CR signifie Ceinture Respiratoire et AR Amplitude des ondes R. Le signe <sup>†</sup> signifie que les coefficients correspondants sont statistiquement significatifs ( $p < 0.05$ ).

Ces coefficients nous montrent que le modèle linéaire entre paramètre de mouvement et signaux physiologiques est tout à fait valable. On remarque une très bonne corrélation des paramètres de mouvement avec les ceintures respiratoires et, dans une moindre mesure, avec l'amplitude des ondes R. La corrélation avec les ECG est, quant à elle, très faible voire inexistante comme prévu. On peut cependant remarquer la corrélation avec l'ECG2 est meilleur que celle de l'ECG1 et statistiquement plus significative. L'ECG2 étant celui qui était placé verticalement, dans le "sens" du mouvement respiratoire, il est donc possible que certaines informations sur ce mouvement soient présentes.

Les mesures d'erreur quadratique moyenne relative sur les différents paramètres des transformations affines sont données aux figures 4.4 et 4.5 pour les patients 1 et 2, respectivement.

On remarque que la RMSE est réduite de façon conséquente, de 0 à 60% selon les paramètres, lorsque notre méthode d'estimation de mouvement est utilisée. Puisque nous comparons la RMSE entre notre méthode et l'algorithme de *Netsch et al. (2001)*, et entre l'identité et l'algorithme de *Netsch et al. (2001)*, cela nous indique que notre méthode donne toujours des meilleurs résultats que lorsque l'objet est considéré statique. Etant donné que nos images ont été acquises en petit axe cardiaque, la majorité des mouvements sont dans le sens supérieur-inférieur ce qui est représenté par l'axe  $x$  dans les figures 4.4 et 4.5. Ceci explique les différences entre les paramètres  $(a_{xx}, a_{xy}, T_x)$  et  $(a_{yx}, a_{yy}, T_y)$ .



**FIG. 4.4:** Erreur quadratique moyenne relative sur les paramètres estimés des transformations affines. Cette mesure a été faite sur l'ensemble des séries de test pour le sujet numéro 1.

Les informations mutuelles normalisées entre l'image de référence et les images obtenues avec :

- notre méthode,
- l'algorithme de *Netsch et al. (2001)*,
- et les images originales

sont données aux figures 4.6 et 4.7 correspondant aux volontaires 1 et 2, respectivement. On remarque sur ces figures que notre méthode donne des résultats en terme de NMI soit aussi bons que ceux obtenus avec l'algorithme de *Netsch et al. (2001)* soit meilleurs. Ceci signifie que les paramètres de transformations affine estimés avec la méthode proposée sont tout aussi variables que ceux donnés par l'algorithme de référence.

La dernière mesure consiste à comparer l'erreur quadratique moyenne (MSE) faite sur les translations entre l'algorithme de *Netsch et al. (2001)* et notre méthode. Ces erreurs sont données aux tables 4.4 et 4.5 pour les volontaires 1 et 2, respectivement. Ces mesures en milli-



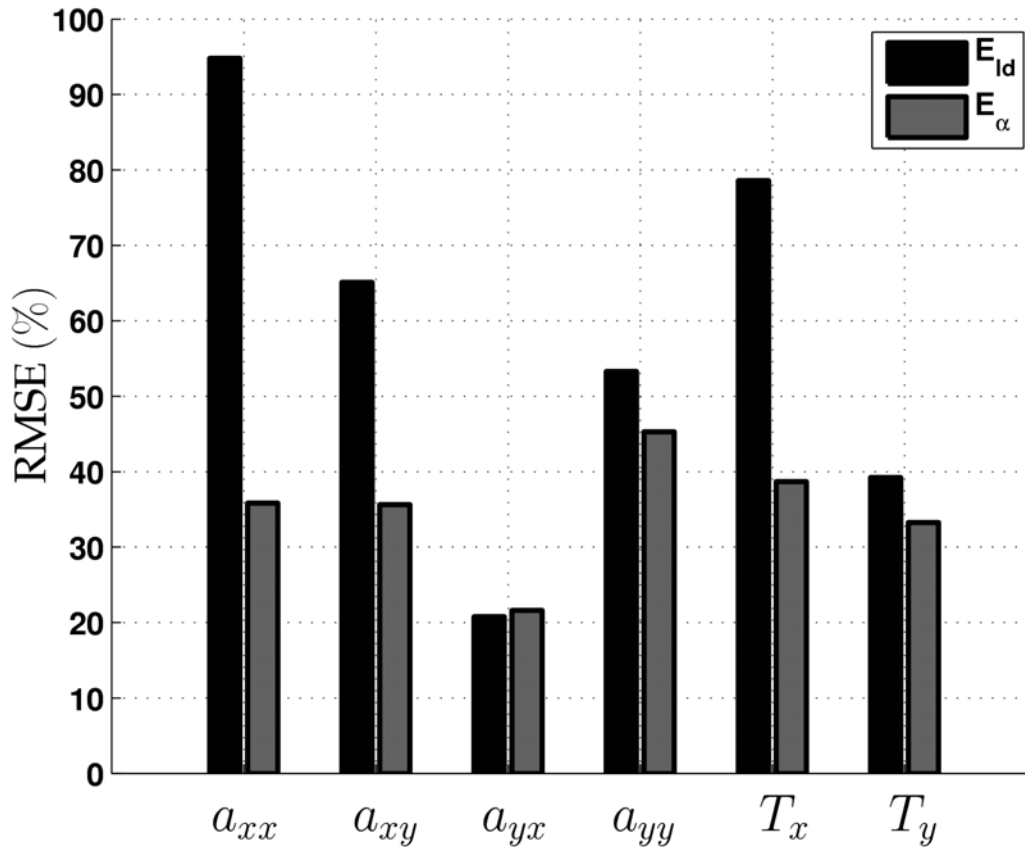


FIG. 4.5: Erreur quadratique moyenne relative sur les paramètres estimés des transformations affines. Cette mesure a été faite sur l'ensemble des séries de test pour le sujet numéro 2.

mètres nous confirment que les estimations de mouvement données par notre méthode sont très proches de ce que donne l'algorithme de référence.

Série test	$T_x$	$T_y$	$T_{xy}$
1	0.28	0.17	0.33
2	0.81	0.43	0.92
3	0.63	0.56	0.84
4	0.48	0.34	0.60
$m \pm \sigma$	$0.47 \pm 0.27$	$0.34 \pm 0.17$	$0.58 \pm 0.3$

TAB. 4.4: Erreur quadratique moyenne (MSE) en mm faite par la méthode proposée sur les translations par rapport à l'algorithme de Netsch et al. (2001) pour le volontaire 1.  $T_x$  et  $T_y$  représentent la MSE selon  $x$  et  $y$ , respectivement, et  $T_{xy}$  représente la MSE lorsque  $T_x$  et  $T_y$  sont tous les deux pris en compte.  $m \pm \sigma$  représentent la moyenne et écart type sur les séries de test.

#### 4.1.5 Discussion

Les résultats présentés ici nous montrent que la méthode proposée est capable d'estimer les paramètres de transformation affine en temps réel une fois le modèle calibré. Les mesures de corrélation nous indiquent que la modélisation linéaire est tout à fait valable. Elles nous indiquent également que les signaux physiologiques les mieux corrélés avec les paramètres de mouvement estimés sont les ceintures respiratoires et l'amplitude des ondes R. Les mesures de RMSE nous montrent que l'utilisation de notre méthode donne toujours des résultats meilleurs

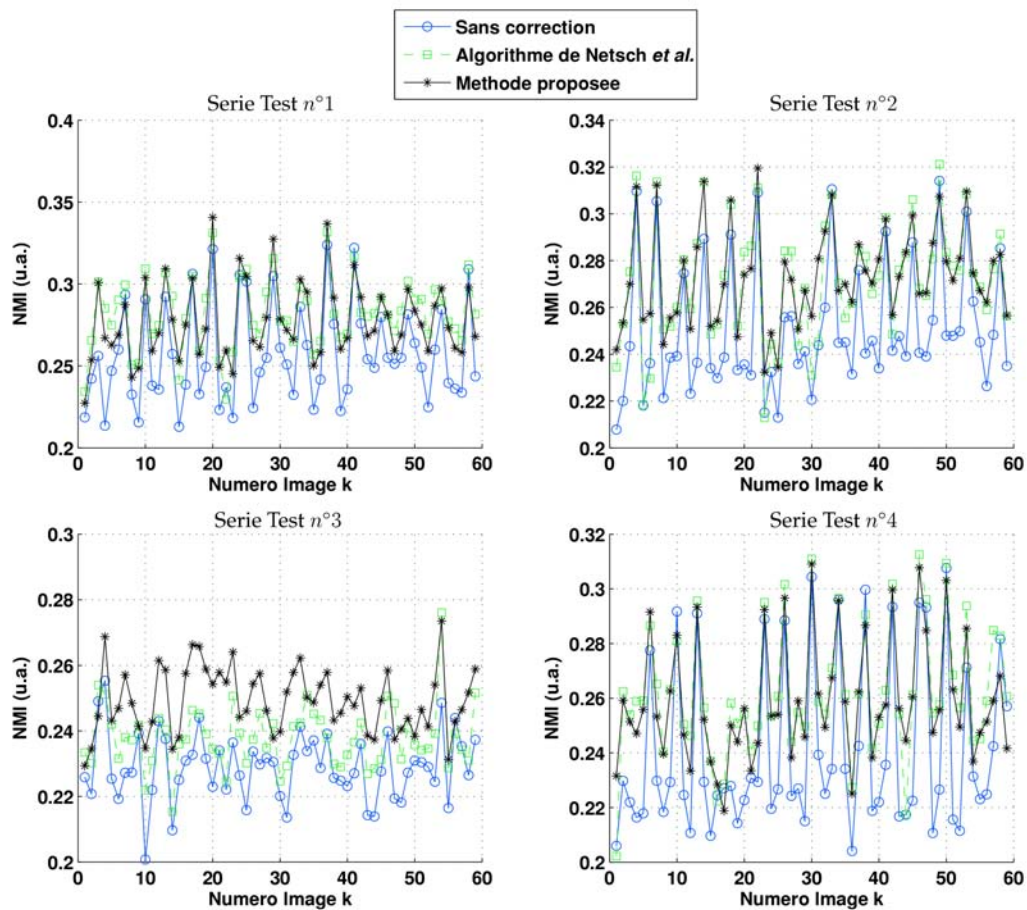


FIG. 4.6: Information mutuelle normalisée pour les 4 séries de test du volontaire 1 et pour les différentes méthodes de recalage : 1 - pas de recalage 2 - paramètres de mouvement estimés avec l'algorithme de Netsch *et al.* (2001) et 3 - avec notre méthode.

que lorsque l'on ne fait rien, c'est-à-dire que notre méthode devrait toujours permettre d'améliorer l'application pour laquelle elle serait utilisée. Les informations mutuelles normalisées estimées montrent que notre méthode fait aussi bien en terme de recalage voire mieux que l'algorithme de Netsch *et al.* (2001). Ceci nous montre que les paramètres estimés avec notre méthode sont aussi valables que ceux estimés par l'algorithme malgré les erreurs constatées sur les paramètres avec la RMSE. Les mesures d'erreurs faites sur les translations sont inférieures au millimètre ce qui nous permet de dire que la méthode proposée est suffisamment précise pour être considérée comme un candidat potentiel pour une application cardiaque dont nous allons discuter.

Comme nous l'avons déjà signalé, le cœur en petit axe cardiaque a essentiellement un mouvement dans la direction SI ce qui correspond à l'axe  $x$  de nos notations. Par conséquent, il y a peu de mouvement dans la direction  $y$  ce qui rend ce mouvement particulièrement difficile à estimer à partir des images que nous avons. Il devient donc très difficile de trouver une relation entre ces paramètres potentiellement mal estimés et variant assez peu. Ceci explique les différences de résultat entre les paramètres  $(a_{xx}, a_{xy}, T_x)$  et les autres  $(a_{yx}, a_{yy}, T_y)$ . Ce phénomène se remarque aisément en comparant les résultats obtenus pour ces deux groupes de paramètres. On peut le voir sur les RMSE des figures 4.4 et 4.5 et sur les coefficients de corrélation des tables 4.2 et 4.3.

En pratique, il y a peu de signaux physiologiques utilisables. Nous avons vu que l'ECG

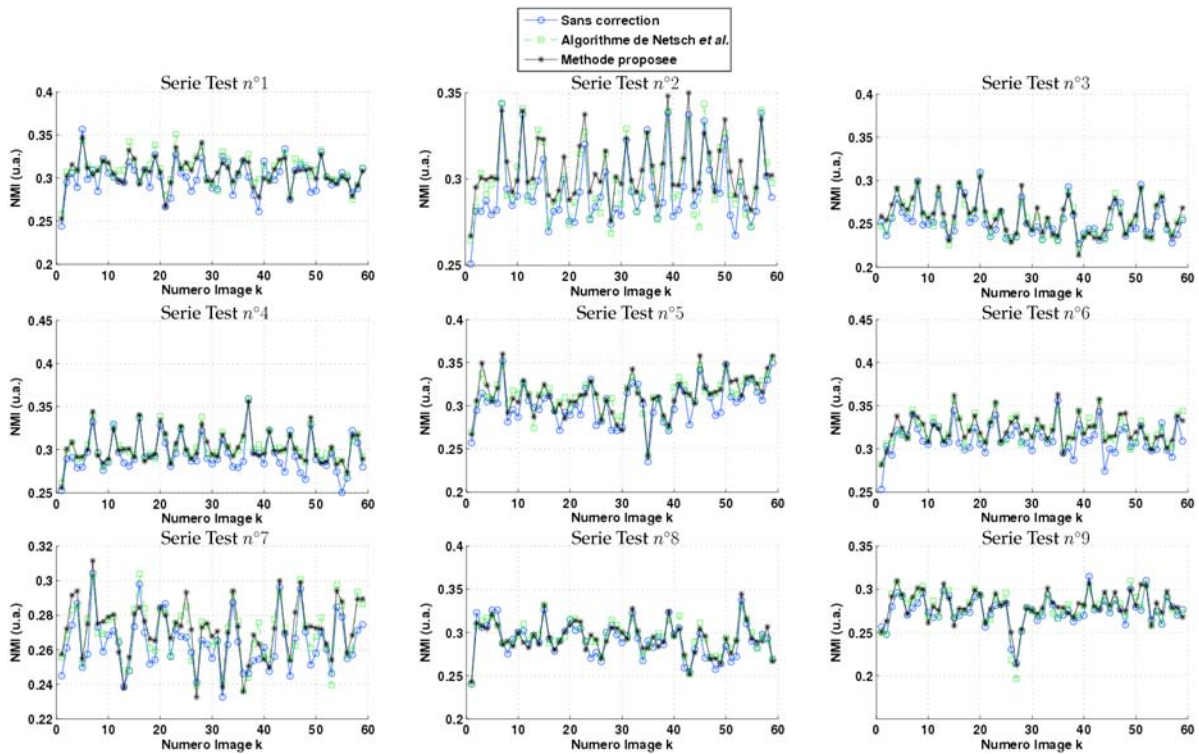


FIG. 4.7: Information mutuelle normalisée pour les 9 séries de test du volontaire 2 et pour les différentes méthodes de recalage : 1 - pas de recalage 2 - paramètres de mouvement estimés avec l'algorithme de Netsch et al. (2001) et 3 - avec notre méthode.

n'était pas directement utilisable et notre SAEC, tel qu'il est à l'heure actuel, ne nous permet pas d'extraire les amplitudes des ondes R en temps réel de façon suffisamment précise. Par conséquent, il ne nous reste plus que les ceintures respiratoires. Il est bien sûr possible d'utiliser des signaux composites pour représenter le mouvement cardiaque à partir d'informations comme la longueur des intervalles RR ou à partir de modèle du cycle cardiaque ou de modèle du mouvement cardiaque. Par exemple, Odille et al. (2008a) proposent un modèle sinusoïdal fonction des intervalles RR, ou encore Vuissoz et al. (2009b) proposent un modèle linéaire durant la systole et un autre modèle linéaire pour la diastole. Ce dernier modèle est similaire à celui décrit dans la section 3.4.1.2. Les signaux de type navigateur sont également utilisables avec notre modèle mais, dans notre cas, nous rencontrerions les mêmes problèmes et difficultés que ceux que nous avons signalés en introduction de ce chapitre.

Il faut également noter les différentes sources d'erreur pouvant provenir des données d'entrée du modèle (les signaux physiologiques), des données de sortie du modèle (les paramètres de mouvement) ou du modèle lui-même ( $\alpha$ ). Effectivement, les données issues des signaux physiologiques sont toujours bruitées en particulier les ECG. Les ceintures respiratoires, étant donné leur conceptions, ont souvent une dérive (composante continue variable) au cours du temps ce qui peut être un problème pour ce genre de modèle linéaire. Au niveau des données de sortie du modèle, les erreurs proviennent essentiellement des imprécisions de l'algorithme d'estimation de mouvement paramétrique. En pratique ces erreurs sont difficiles à évaluer car, en imagerie médicale, nous ne disposons que très rarement des mesures vraies pour comparer et évaluer les résultats de ce genre d'algorithme. On peut imaginer utiliser des images synthétiques, mais dans le cas de l'estimation de transformations affines, il existe le plus souvent plusieurs solutions possibles. Il est donc difficile de déterminer laquelle de ces transformations est la meilleure. Au niveau de la modélisation, il a été montré qu'il fallait environ une dizaine de modes propres pour représenter 90% des mouvements du thorax (Odille, 2007). Même si ces travaux ont été faits en considérant des champs de déplacements élastiques, cela signifie

Série test	$T_x$	$T_y$	$T_{xy}$
1	0.34	0.28	0.44
2	0.43	0.32	0.54
3	0.52	0.32	0.61
4	0.21	0.20	0.29
5	0.25	0.32	0.41
6	0.31	0.28	0.42
7	0.30	0.32	0.44
8	0.23	0.41	0.47
9	0.33	0.34	0.47
$m \pm \sigma$	$0.33 \pm 0.1$	$0.31 \pm 0.07$	$0.45 \pm 0.09$

**TAB. 4.5:** Erreur quadratique moyenne (MSE) en mm faite par la méthode proposée sur les translations par rapport à l'algorithme de Netsch et al. (2001) pour le volontaire 2.  $T_x$  et  $T_y$  représentent la MSE selon  $x$  et  $y$ , respectivement, et  $T_{xy}$  représente la MSE lorsque  $T_x$  et  $T_y$  sont tous les deux pris en compte.  $m \pm \sigma$  représentent la moyenne et écart type sur l'ensemble des séries de test.

qu'il nous faudrait au moins 10 capteurs de "modes propres" indépendants pour que les estimations de mouvement tendent vers une solution exacte avec la modélisation linéaire. Cependant, comme dans notre cas nous avons beaucoup moins de paramètres de mouvement nous pouvons penser qu'un nombre restreint de capteurs devrait suffire à modéliser correctement nos paramètres de mouvement.

Les mesures utilisées pour évaluer cette méthode sont pour la plupart simplement basées sur la comparaison de résultats donnés par différentes méthodes, aucune de ces méthodes n'étant parfaite. Toutes ces mesures prises ensemble nous permettent cependant de conclure sur le bon fonctionnement de notre méthode. L'évaluation aurait été un peu plus facile si nous avions pris un modèle pour représenter les mouvements plus simple avec des translations et des rotations. Cependant, l'avantage de la transformation affine est de prendre en compte les sorties de plan de coupe dues à la respiration entre deux images en les approximant à l'intérieur du plan par des remises à l'échelle et du cisaillement. Évidemment pour pallier complètement ces problèmes il faudrait travailler en  $3D$ .

Un des avantages de cette méthode par rapport aux traditionnels navigateurs est que l'utilisation des signaux physiologiques ajoute une forme de contrainte sur les paramètres estimés. Par conséquent, ceci assure la consistance entre les estimations faites à différents moments ce qui n'est pas forcément le cas avec les algorithmes d'estimation de mouvement ou encore avec les navigateurs. Effectivement, il n'est pas rare de voir des algorithmes d'estimation de mouvement, paramétriques ou non, diverger et donner des solutions aberrantes. De façon similaire, lorsque l'on utilise des navigateurs  $1D$  positionnés sur l'hémidiaphragme droit il y a toujours une phase de calibration d'environ 30 s qui permet de déterminer la position de fin d'expiration. Pendant cette première phase, seule la séquence de navigation est utilisée. Ensuite, lorsque les séquences d'imagerie et de navigation sont jouées de façon entrelacée, il n'est pas rare que la séquence d'imagerie perturbe la séquence de navigation et *vice-versa*. Ceci a pour conséquence que les estimations de mouvement faites sur les navigateurs seront imprécises voire fausses. Notre méthode devrait permettre d'éviter ce problème et de s'assurer de la consistance des estimations grâce à l'utilisation des signaux physiologiques.

Il existe un certain nombre d'applications potentielles pour la méthode proposée, qui deviendrait particulièrement intéressante pour les acquisitions longues qui ne pourraient pas ce faire en apnée. L'angiographie des coronaires par résonance magnétique est une application intéressante de cette méthode mais nécessiterait quand même de définir une fenêtre d'acceptation des données. Dans ce cas, notre méthode permettrait d'agrandir la fenêtre d'acceptation des

données et d'éviter l'utilisation des navigateurs. Dans la plupart des applications d'imagerie cardiaque si nous ne souhaitons pas définir de fenêtre d'acceptation, nous avons vu à la section 2.2 que lorsque l'on suit un organe donné mais qu'un autre organe statique est présent dans le champ de vue alors l'objet statique créera des artefacts de type fantôme. On pourrait reconstruire les images en utilisant GRICS qui devrait *a priori* être capable de supprimer les fantômes provenant des objets statiques. Dans ce cas, on peut s'interroger sur l'apport d'une méthode par rapport à l'autre. Il faudrait donc valider la méthode proposée dans le cadre d'une application où elle pourrait être utilisée seule comme par exemple la spectroscopie cardiaque ou l'imagerie temps réel. Dans le cadre de la spectroscopie cardiaque, on peut facilement suivre un voxel et le replacer à chaque nouvelle acquisition. Ce genre d'applications nous permettrait d'éviter les problèmes d'artefacts et faciliterait certainement l'utilisation de la spectroscopie cardiaque.

La méthode peut être facilement étendue à trois dimensions car l'algorithme de [Netsch et al. \(2001\)](#) est au départ un algorithme 3D. Il y aurait 12 paramètres de mouvement à estimer dans le cas 3D. Par contre, il faudrait changer l'acquisition des données images pour la calibration. On pourrait, par exemple, faire 8 coupes entrelacées avec une SE-EPI multi-coupes. Cependant, l'amélioration de la résolution des images pour la calibration du modèle nous permettrait d'augmenter la précision des estimations des paramètres de mouvement. Des séquences de type SSFSE ou des méthodes mettant en oeuvre un sous-échantillonnage telles que SENSE ou  $k-t$  SENSE sont tout à fait envisageables. De plus, de nouveaux types de capteurs en cours de développement au laboratoire, tels que des accéléromètres ou des ceintures optiques, devraient permettre de mieux représenter le mouvement pour obtenir de meilleures estimations de ce mouvement.

#### 4.1.6 Conclusion

Dans cette partie, nous avons proposé une méthode originale qui permet l'estimation de mouvement en temps réel sans perturber les signaux RMN utilisés pour reconstruire les images. Cette méthode est parfaitement adaptée à la correction prospective des mouvements. Nous avons montré avec différents types de mesures que notre méthode donne des résultats consistants et suffisamment précis pour pouvoir être considérée comme un candidat potentiel pour la correction prospective des mouvements physiologiques. Nous avons également montré que l'utilisation de peu de signaux physiologiques (amplitude des R extraite de l'ECG et ceintures respiratoires) suffisait pour faire des estimations paramétriques de mouvement avec une bonne précision.

## 4.2 DIR-FSE avec navigateurs embarqués pour GRICS

Dans cette partie, nous proposons de rajouter un navigateur embarqué dans une séquence de DIR-FSE afin d'obtenir une information supplémentaire sur le mouvement respiratoire pour reconstruire les images en respiration libre avec l'algorithme GRICS. Cette information peut être utilisée seule ou avec les ceintures respiratoires. Cela pourrait permettre de simplifier l'utilisation de GRICS. Nous représentons ici les résultats préliminaires de ces travaux.

### 4.2.1 Principes et théorie

#### 4.2.1.1 Séquence DIR-FSE-NAV

Comme nous l'avons dit dans la section 1.3.3, les premiers échos d'une séquence de type FSE avec des impulsions de refocalisation inférieure à  $180^\circ$  ne sont pas stables ([Le Roux, 2002](#)). Dans notre cas, nous utilisons généralement des angles de refocalisation de  $155^\circ$  à 1.5 T et de  $137^\circ$  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 gênant 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 4.8 représente graphiquement la répartition des différents échos du train dans le cas où nous avons 4 échos dans le train.

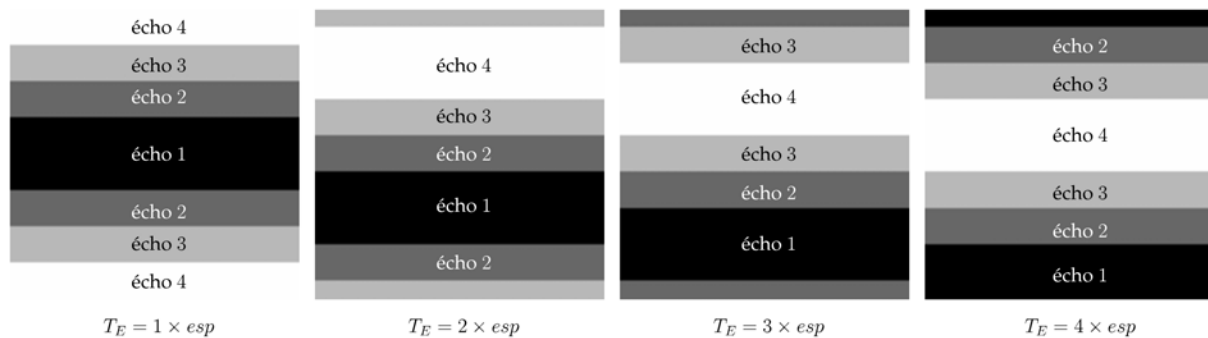


FIG. 4.8: Représentation du placement des différents échos d'une FSE dans l'espace  $k$  avec un train de 4 échos. Les 4  $T_E$  effectifs disponibles sont représentés.

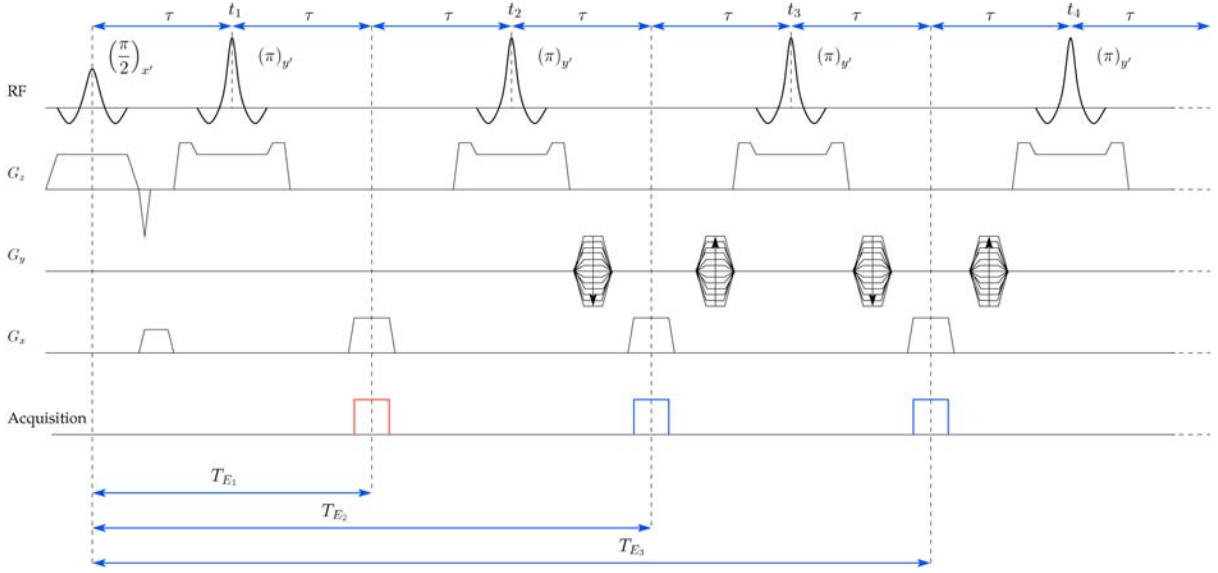
Nous avons donc choisi d'utiliser le premier écho en tant que navigateur embarqué. Cette technique, que nous appelons navigateurs embarqués, a été proposée par (Spraggins, 1990) pour les séquences ciné cardiaques bSSFP. La difficulté dans ce cas est que l'on ne peut pas utiliser un navigateur classique 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 4.8). Nous avons représenté cette séquence à la figure 4.9.

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.

#### 4.2.1.2 Traitement des navigateurs

L'algorithme de reconstruction GRICS estime de façon itérative 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 sur le mouvement respiratoire mais seulement des informations relatives, c'est-à-dire par rapport à une référence à déterminer.



**FIG. 4.9:** 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  $2\tau$ .

Le premier algorithme pour estimer les mouvements à partir des navigateurs était simplement 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. Cet algorithme consistait donc à trouver :

$$\hat{d} = \arg \max_d (c(d)) = \arg \max_d \left( \sum_{x=x_1}^{x_2} |s_n(x-d)| |s_r(x)| \right). \quad (4.20)$$

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) consistait à minimiser l'erreur quadratique suivante :

$$l(d) = \sum_{x=x_1}^{x_2} \|s_n(x-d) - s_r(x)\|^2. \quad (4.21)$$

Le problème est qu'en pratique 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. Si l'on considère que notre navigateur  $n$  est simplement le navigateur de référence décalé spatialement on a donc :

$$\mathcal{F}\{s_n(x)\} = \mathcal{F}\{s_r(x-d)\}, \quad (4.22)$$

$$S_n(k) = S_r(k) \exp\left(-\frac{2\pi}{N} jkd\right). \quad (4.23)$$

Si ensuite on considère que le navigateur de référence est dans l'espace de Fourier de la forme :

$$S_r(k) = |S_r(k)| \exp(-j\phi(k)) \quad (4.24)$$

on peut alors extraire les déplacements  $d$  de l'équation (4.22) en calculant :

$$d = \frac{N}{2\pi} (\arg\{S_n^*(k)S_n(k+1)\} - \arg\{S_r^*(k)S_r(k+1)\}). \quad (4.25)$$

Comme les données sont généralement bruitées, on préfère généralement 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 :

$$\hat{d}_{Ahn} = \frac{N}{2\pi} \left( \arg \left\{ \sum_{k=-N/2}^{N/2-2} S_n^*(k)S_n(k+1) \right\} - \arg \left\{ \sum_{k=-N/2}^{N/2-2} S_r^*(k)S_r(k+1) \right\} \right). \quad (4.26)$$

Nous utiliserons la méthode de [Ahn et Cho \(1987\)](#) 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](#)).

#### 4.2.2 Matériels et méthodes

Cette méthode a été évaluée sur l'IRM 3 T (Signa HDxt, GE Healthcare, Waukesha, WI, USA) 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 et comparer les reconstructions en respiration libre, puis de 4 acquisitions en respiration libre avec la séquence DIR-FSE-NAV. Rappelons que l'algorithme GRICS a besoin d'une certaine redondance des données afin de surdéterminer les systèmes d'équations pour l'estimation du modèle de mouvement et la reconstruction généralisée. 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. Le temps d'inversion utilisé ici est plus long qu'à 1.5 T car le  $T_1$  du sang est plus long à 3 T. Nous avons donc augmenté le  $T_I$  en accord avec la formule de Fleckenstein (3.2). La valeur du  $T_1$  du sang est souvent considérée comme étant de l'ordre de 1500 à 1600 ms ([Greenman et al., 2003](#), [Noeske et al., 2000](#), [Schar et al., 2004](#)) même si certains auteurs rapportent des valeurs plus élevées de l'ordre de 1900 ms ([Stanisz et al., 2005](#)). 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 4.6.

Afin de vérifier la possibilité d'utiliser les informations de déplacement extraites des navigateurs, nous calculerons expérimentalement 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. Comme il n'y a pour le moment qu'un seul volontaire, les images seront simplement visuellement comparées les unes avec les autres.



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

**TAB. 4.6:** Paramètres de la séquence utilisés pour l'évaluation de la séquence DIR-FSE-NAV.

### 4.2.3 Résultats

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 4.7. Ce tableau nous indique 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	$-0.94^\dagger$	$-0.91^\dagger$	$-0.93^\dagger$	$-0.93^\dagger$	$-0.96^\dagger$	$-0.94^\dagger$	$-0.87^\dagger$	$-0.98^\dagger$

**TAB. 4.7:** 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  $^\dagger$  signifie que les coefficients correspondants sont statistiquement significatifs ( $p < 0.05$ ).

Les images reconstruites avec l'algorithme GRICS sur le fantôme sont données à la figure 4.10. 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 données aux figures 4.11 et 4.12 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.

### 4.2.4 Discussion

Le but de cette étude préliminaire était double. Nous cherchions soit à avoir une information en plus de celle fournie par les capteurs externes soit à simplifier l'utilisation de GRICS sans avoir à utiliser le SAEC et donc à rendre son déploiement plus simple. Les résultats présentés sur le volontaire sont encourageants. Les résultats obtenus sur le fantôme avec le navigateur ne sont pas bons et laissent penser qu'un élément durant cette expérience n'était pas correct. L'expérience sur fantôme est donc à refaire. Cette séquence DIR-FSE-NAV pourrait être très utile pour faire des mesures de  $T_2$  du myocarde en respiration libre avec l'algorithme proposé par [Lohezic et al. \(2010a,b\)](#) qui a les avantages de GRICS mais sans ses inconvénients car cette méthode exploite la redondance directement à partir des différentes acquisitions faites avec les différents temps d'écho. Comme il s'agit de résultats préliminaires, il faudra donc continuer

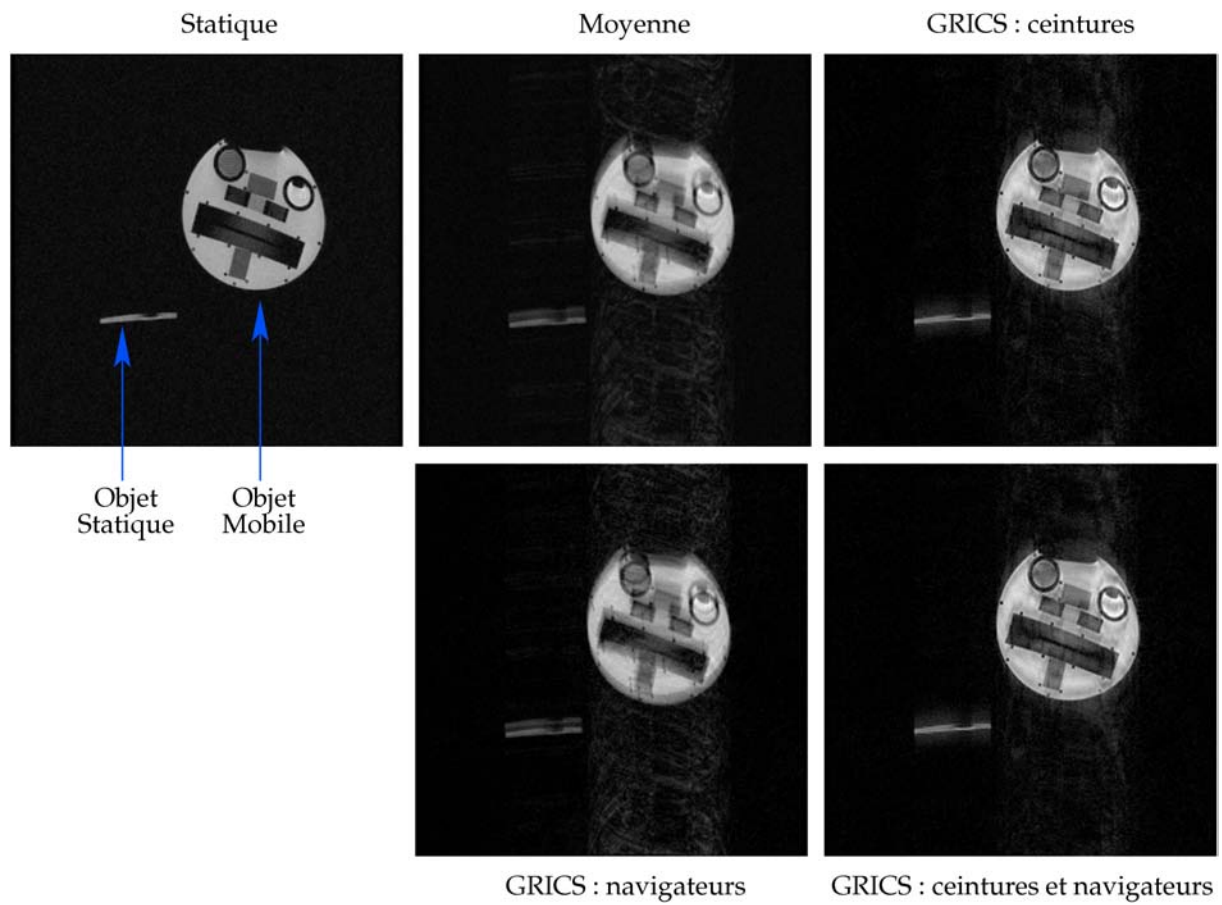


FIG. 4.10: Images reconstruites sur le fantôme mobile avec les différentes méthodes utilisées. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.

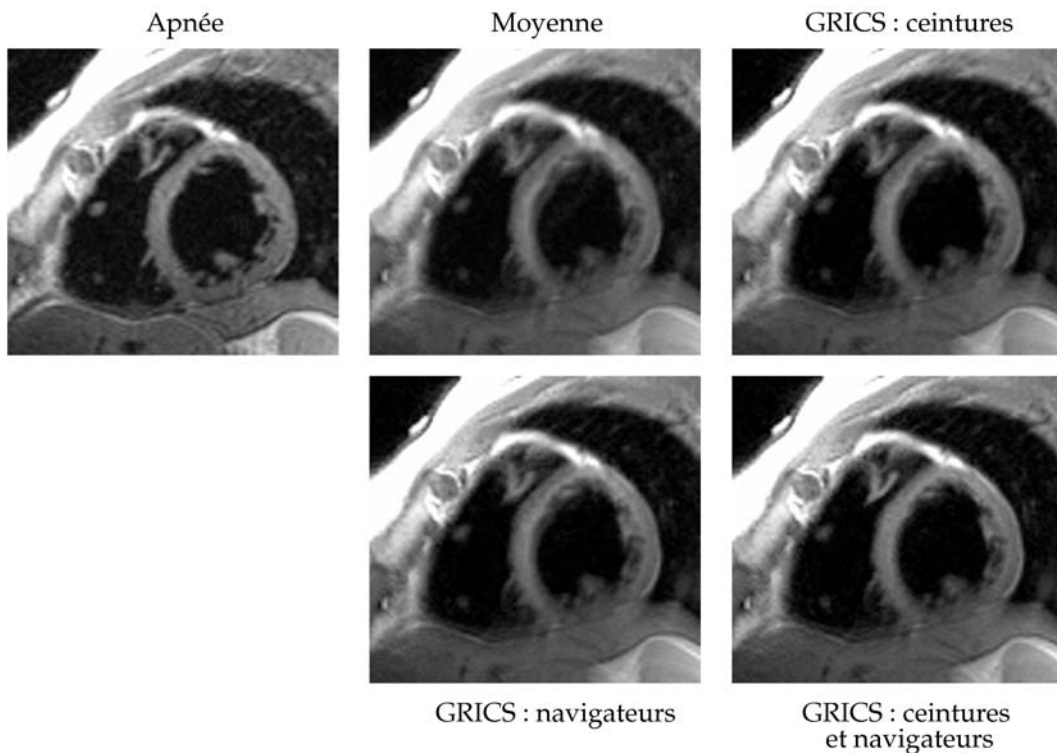


FIG. 4.11: Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de 16. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.

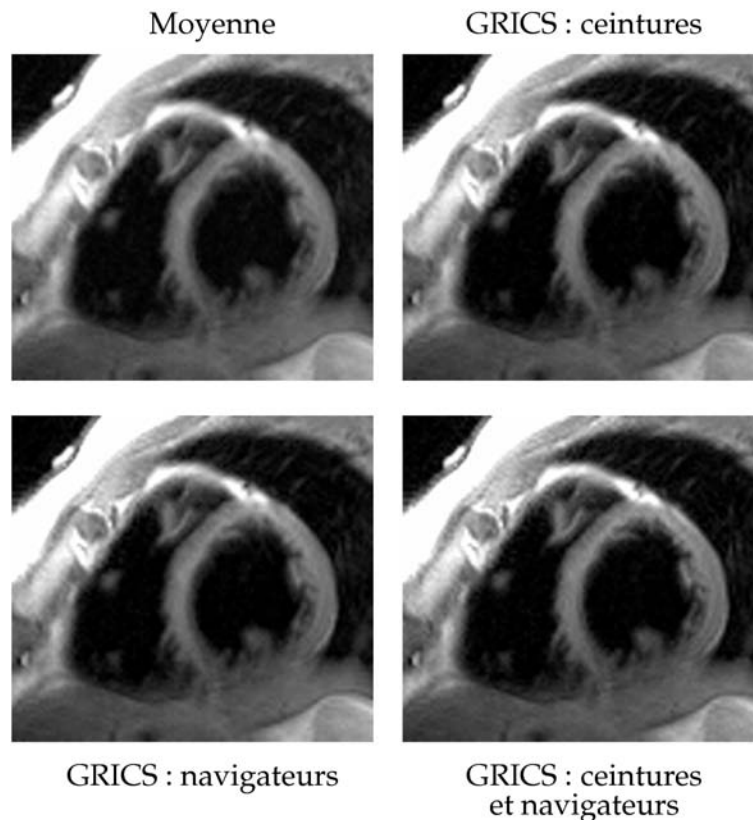


FIG. 4.12: Images reconstruites sur le volontaire avec les différentes méthodes utilisées et un train d'échos de 8. La ceinture respiratoire est utilisée avec sa dérivée.

à exploiter cette direction.

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 embarqués fonctionnent 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 côté, dans le 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 simplement le centre de l'espace, était bien corrélé au mouvement du diaphragme et des ceintures mais qu'ils étaient très dépendant de l'orientation des coupes.

Il existe bien 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'ordonnement 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 détermine 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 cœur se déplace de 0.6 fois le déplacement du diaphragme (Wang *et al.*, 1995) et une implusion de  $180^\circ$  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 oeuvre 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.*, 2010a, 2009b). Ces résultats nous laissent penser que la méthode que nous proposons devrait donner de bons résultats. On peut imaginer utiliser un autre écho, le dernier par exemple, afin d'obtenir plus d'informations pour mieux modéliser le mouvement et ajouter une certaine dynamique.

### 4.2.5 Conclusion

Ces résultats préliminaires sur l'utilisation des lignes centrales de l'espace  $k$  embarquées dans une séquence DIR-FSE sont encourageants. Les signaux extraits des navigateurs sont, dans le cas du volontaire, bien corrélés avec les signaux respiratoires couramment utilisés par l'algorithme GRICS. Les images reconstruites pour le volontaire avec les navigateurs sont de qualité comparable à celles reconstruites avec les ceintures. On remarque une certaine amélioration lorsque les ceintures et les navigateurs sont utilisés. Cette étude doit être poursuivie sur une population plus large afin de valider la méthode proposée. Cette méthode trouvera tout à fait sa place dans le cadre une application de mesure de  $T_2$  du myocarde en respiration libre avec la méthode de reconstruction proposée par (Lohezic *et al.*, 2010a,b).

# Conclusions et perspectives

Dans cet ultime chapitre, nous récapitulons les différentes contributions en IRM cardiaque de ces travaux de recherche. Les différentes méthodes proposées dans le présent document ont montrées leurs potentiels dans un contexte clinique. Cependant, les résultats obtenus ont également mis en évidence que plusieurs points restent à traiter. Les différentes perspectives de ces travaux font l'objet de la dernière partie de ce chapitre.

## Conclusions

Les notions essentielles de la RMN et de l'IRM ont été revues brièvement dans la chapitre 1. Nous avons également rappelé le principe des séquences couramment utilisées en IRM cardiaque comme les séquences de type FSE ou FIESTA. Pour pouvoir adapter les séquences d'acquisition aux spécificités de chaque personne, il est impératif de bien comprendre le fonctionnement des organes d'intérêt ; le cœur dans notre cas. Nous avons donc rappelé le fonctionnement du cœur ainsi que son rôle. Ceci nous a permis de décrire le mouvement cardiaque qui est intrinsèque au fonctionnement du cœur. Ce dernier est aussi animé d'un mouvement d'origine respiratoire qui se traduit essentiellement par des mouvements de translation dans la direction supérieure-inférieure et dans la direction antéro-postérieure. Les techniques utilisées couramment en clinique en IRM cardiaque pour s'affranchir de ces mouvements ont été décrites en détails. Ces techniques sont la synchronisation cardiaque, respiratoire et l'apnée. Elles ont chacune leurs intérêts et nous avons vu qu'elles étaient leurs limites dues aux non reproductibilités des cycles cardiaques et des mouvements induits par la respiration. Nous avons également vu les différentes approches qui ont été proposées dans la littérature pour prendre en compte les mouvements et les variabilités physiologiques de chaque patient. Tous ces différents points importants ont fait l'objet du chapitre 2. De cet état de l'art, nous avons tiré deux directions de recherche privilégiées. La première étant l'adaptation temporelle des séquences d'acquisition aux variations des cycles cardiaques et la deuxième étant l'adaptation spatiale.

Comme nous l'avons signalé au chapitre 3, la non reproductibilité des cycles cardiaques est assez rarement prise en compte et est très souvent négligée. Une méthode a été proposée afin de prendre en compte ces variations dans le contexte d'une application à l'imagerie en sang noir en télésystole. Comme nous l'avons montré, pour cette application la prise en compte des variations des cycles cardiaques est essentielle. La méthode proposée est basée sur une technique récursive bien connue, le filtrage de Kalman, qui est particulièrement bien adaptée aux applications temps réel. Le bon fonctionnement du principe proposé a été démontré sur une population de sujets sains et plusieurs applications cliniques potentielles ont été proposées. Cette nouvelle méthode nous permet de faire de l'imagerie en télésystole de façon systématique. Ceci nous a permis de comparer le temps de relaxation transversale  $T_2$  du myocarde durant la télésystole et la mésodiastole. Une estimation du  $T_2$  du ventricule droit a également été donnée grâce à cette méthode. Même si la méthode adaptative proposée à la section 3.2 a uniquement été appliquée à l'imagerie sang noir en télésystole et aux ciné FIESTA, cette méthode est générale et peut s'appliquer à toutes les séquences synchronisées à l'ECG. Dans certains cas, cette méthode peut être plus simple à mettre en place comme dans le cas des séquences sans préparation longue. Cependant, cette technique trouve tout son intérêt lorsqu'elle est utilisée avec

## Conclusions et perspectives

des séquences utilisant des préparations longues. La méthode adaptative a aussi été appliquée en respiration libre suivie d'une reconstruction intégrant les mouvements. Dans ce cas, nous avons vu que notre méthode est moins performante en respiration libre qu'en apnée en terme d'erreur faite sur le trigger delay. Cependant, les images obtenues après reconstruction sont de bonne qualité et elles sont bien en téléstole.

Dès le chapitre 2, nous avons signalé que l'un des points les plus importants pour faire de la correction prospective de mouvement était d'estimer ces mouvements en temps réel et de façon suffisamment précise. Ainsi, une méthode originale a été proposée qui permet l'estimation de mouvements en temps réel sans perturber les signaux RMN utilisés pour reconstruire les images. La méthode proposée est basée sur l'utilisation de sources d'information externes, telles que les ceintures respiratoires et les ECG, dont nous disposons généralement en IRM cardiaque. Cette méthode a été conçue pour être parfaitement adaptée à la correction prospective des mouvements. Nous avons montré avec différents types de mesures que notre méthode donne des résultats consistants et suffisamment précis pour pouvoir être considérée comme un candidat potentiel pour la correction prospective des mouvements physiologiques. Nous avons également montré que l'utilisation de peu de signaux physiologiques (amplitude des ondes R extraites de l'ECG et ceintures respiratoires) suffisait pour faire des estimations paramétriques de mouvement avec une bonne précision. Quelques résultats préliminaires sur l'utilisation de lignes centrales de l'espace  $k$  ont également été présentés et montrent un bon potentiel.

## Perspectives

La méthode adaptative pour l'imagerie en sang noir et en téléstole introduit cependant un problème qui pourrait être gênant, surtout dans le plan basal. Cependant, la solution à ce problème est parfaitement connue. Effectivement, comme nous l'avons signalé, lorsque l'on fait de l'imagerie sang noir en téléstole avec les méthodes présentées au chapitre 3, la préparation DIR n'est plus faite dans une position proche de celle où se trouve le cœur lors de l'acquisition FSE. Nous avons montré que ceci pouvait avoir pour conséquence des pertes de signal au niveau des ventricules, en apnée et en respiration libre. Afin d'éviter ceci, il serait utile de positionner les préparations DIR en fonction du mouvement cardiaque de telle sorte que les préparations et les acquisitions soient faites sur les mêmes zones anatomiques des ventricules. On peut très bien imaginer une technique similaire à celle présentée au chapitre 4.1 pour adaptativement placer les préparations et les acquisitions sur les zones anatomiques d'intérêt.

A la section 3.4, nous avons comparé les résultats obtenus avec la méthode adaptative en respiration libre par rapport à ceux obtenus en apnée. Les résultats en respiration libre laissent à penser qu'une meilleure modélisation des phénomènes d'arythmie sinusale respiratoire permettrait de mieux prédire la durée des cycles cardiaques. Pour ce faire, il est impératif de comprendre ce phénomène de RSA qui semblent ne pas être bien, ou pas suffisamment bien, connu d'après ce que l'on trouve dans la littérature. Il faut donc étudier plus en détail ce phénomène pour comprendre les liens entre durée des cycles cardiaques, respiration, circonférence du thorax, oxymétrie et, peut-être d'autres grandeurs. Pour comprendre ces liens qui semblent particulièrement complexes, on peut imaginer utiliser des outils provenant de l'intelligence artificielle et du traitement du signal.

La modélisation des variations des intervalles RR utilisée dans ces travaux a plusieurs avantages. Sa formulation linéaire est bien adaptée au filtrage de Kalman, elle est valable pour tout le monde. De plus, cette modélisation pourrait être adaptée à chaque sujet ou patient en ajoutant quelques paramètres de réglage à déterminer en fonction de la physiologie de chacun. Par exemple, on pourrait très bien intégrer un modèle cardiaque à la modélisation en un autre le filtre de Kalman afin d'adapter le modèle cardiaque avec les informations dont nous disposons. Ce point particulier nécessite de plus amples recherches en apnée et en respiration libre sur une

importante population de sujets sains et de patients ayant des maladies cardiaques.

Coté clinique, la méthode adaptative pour l'imagerie en télésystole devrait être privilégiée dans un certain nombre de pathologies liées au ventricule droit. Par exemple, nous pouvons citer la dysplasie ou cardiomyopathie arrhythmogène du ventricule droit qui se caractérise souvent par des infiltrations graisseuses de la paroi du ventricule droit. L'imagerie sang noir en télésystole pourrait aussi être utile pour mesurer l'épaisseur du péricarde dans les cas suspectés de péricardite chronique constrictive. Cette méthode pourrait aussi être utile dans les cas de myocardites car les inflammations du myocarde de ce genre sont souvent plus facilement visibles en télésystole. Pour montrer l'utilité de cette méthode, il faut lancer une étude en collaboration avec les radiologues sur des patients suspectés d'avoir les infections que nous avons citées.

Cette méthode adaptative pourrait tout à fait faire l'objet d'un prototype en vue d'être distribuée plus largement et, éventuellement, de devenir un produit. Cependant, il faut déjà montrer son potentiel en clinique. Il reste quand même quelques problèmes techniques à régler avec les ingénieurs de GE avant de pouvoir en faire un prototype capable de fonctionner seul sans le SAEC.

Les différentes méthodes proposées durant ces travaux peuvent être utilisées ensemble. On peut très bien utiliser la séquence DIR-FSE-NAV présentée à la section 4.2 pour l'imagerie en télésystole et utiliser les signaux issus des navigateurs embarqués pour estimer les durées des cycles cardiaques avec le filtre de Kalman. La méthode d'estimation de mouvement temps réel peut également être utilisée avec l'imagerie en télésystole.

Une application intéressante de la méthode d'estimation de mouvement temps réel de la section 4.2 serait l'angiographie des coronaires par IRM avec une séquence 3D. On peut également combiner cette méthode avec le système de prédiction des cycles cardiaques pour faire de l'imagerie cardiaque 3D et sang noir du cœur. On peut supposer que faire ces acquisitions en télésystole permettrait de voir différemment les coronaires et surtout de mieux voir les inflammations et les plaques au niveau des parois artérielles.





## **Troisième partie**

### **Annexes**



## Annexe A

# Filtrage de Kalman

Considérons un système avec une représentation d'état discrète et, pour faire simple, linéaire décrit par les équations ci-dessous :

$$\begin{cases} \mathbf{x}_{n+1} &= \mathbf{F}_n \mathbf{x}_n + \mathbf{u}_n \\ \mathbf{y}_n &= \mathbf{G}_n \mathbf{x}_n + \mathbf{v}_n. \end{cases} \quad (\text{A.1})$$

Le vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$  est défini comme un ensemble suffisant de variables permettant de décrire la dynamique du système. On peut noter qu'il existe bien des variantes de ce genre de systèmes qui ne sont pas nécessairement linéaires. Généralement, le vecteur d'état est inconnu et pas mesurable, mais on connaît un ensemble de données d'observation, noté  $\mathbf{y}_n$  le vecteur d'observation, qui est utilisé pour estimer le vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$ . La première équation (A.1), appelée équation d'évolution, décrit l'évolution du vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$  via la matrice de transition ou d'évolution  $\mathbf{F}_n$ . Dans cette même équation,  $\mathbf{u}_n$  est le bruit d'évolution et représente la confiance que l'on peut avoir dans la modélisation de l'évolution du vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$ . La deuxième équation (A.1), appelée équation d'observation, décrit le lien entre le vecteur d'état et le vecteur d'observation via la matrice de mesure ou d'observation  $\mathbf{G}_n$ . Dans cette dernière équation,  $\mathbf{v}_n$  est le bruit d'observation et représente la confiance que l'on peut avoir dans la modélisation des observations par rapport au vecteur d'état  $\mathbf{x}_n$ . Pour simplifier, on peut considérer que  $\mathbf{u}_n$  et  $\mathbf{v}_n$  suivent une distribution gaussienne centrée de variance-covariance constante. Les matrices de variance-covariance de  $\mathbf{u}_n$  et  $\mathbf{v}_n$ , notées respectivement  $\mathbf{Q}_n^u$  et  $\mathbf{Q}_n^v$ , sont généralement mises à des valeurs traduisant la confiance que l'on a dans la modélisation de notre système comme expliqué ci-dessus.

Si on suppose que  $\mathbf{x}_n$  suit une distribution gaussienne, la solution optimale au sens des moindres carrés a été présentée par Kalman (1960) et est depuis connue sous le nom filtre de Kalman. Il s'agit d'un processus récursif de prédiction et de correction dans lequel les moyennes et écarts types des grandeurs d'intérêt sont propagés de façon récursive. Ces calculs récursifs peuvent s'écrire sous la forme suivante :

$$\begin{aligned} \mathbf{K}_n &= \mathbf{F}_n \mathbf{Q}_{n,n-1}^e \mathbf{G}_n^H (\mathbf{G}_n \mathbf{Q}_{n,n-1}^e \mathbf{G}_n^H + \mathbf{Q}_n^v)^{-1}, \\ \alpha_n &= \mathbf{y}_n - \mathbf{G}_n \hat{\mathbf{x}}_{n|y_1..y_{n-1}}, \\ \hat{\mathbf{x}}_{n+1|y_1..y_n} &= \mathbf{F}_n \hat{\mathbf{x}}_{n|y_1..y_{n-1}} + \mathbf{K}_n \alpha_n, \\ \mathbf{Q}_n^e &= \mathbf{Q}_{n,n-1}^e - \mathbf{F}_n \mathbf{K}_n \mathbf{G}_n \mathbf{Q}_{n,n-1}^e, \\ \mathbf{Q}_{n+1,n}^e &= \mathbf{F}_n \mathbf{Q}_n^e \mathbf{F}_n^H + \mathbf{Q}_n^u, \end{aligned} \quad (\text{A.2})$$

où  $\mathbf{Q}_{n,n-1}^e$  est la matrice de corrélation de l'erreur entre  $\mathbf{x}_n$  et  $\hat{\mathbf{x}}_{n|y_1..y_{n-1}}$ .  $\hat{\mathbf{x}}_{n|y_1..y_{n-1}}$  est l'estimation de  $\mathbf{x}_n$  connaissant les données observées  $\mathbf{y}$  jusqu'au temps  $n - 1$ .  $\mathbf{Q}_n^e$  est la matrice de corrélation de l'erreur entre  $\mathbf{x}_n$  et  $\hat{\mathbf{x}}_{n|y_1..y_n}$ .  $\mathbf{K}_n$  s'appelle généralement le gain de Kalman et  $\alpha_n$  est le vecteur d'innovation.  $\hat{\mathbf{x}}_{n+1|y_1..y_n}$  est l'estimation de  $\mathbf{x}_{n+1}$  connaissant les données observées : c'est la prédiction du vecteur d'état à l'instant  $n + 1$ . Une fois que la prédiction du

## ANNEXE A. FILTRAGE DE KALMAN

vecteur d'état a été calculée, la prédiction des prochaines données observées peut être calculée grâce à la matrice de mesure :

$$\hat{\mathbf{y}}_{n+1|y_1..y_n} = \mathbf{G}_n \hat{\mathbf{x}}_{n+1|y_1..y_n}. \quad (\text{A.3})$$

En théorie, la représentation d'état discrète n'a pas besoin d'être linéaire et les bruits n'ont pas besoin d'être gaussiens. Il faut seulement que les moyennes et variances des variables aléatoires puissent être estimées correctement par mise à jour à chaque itération. Il faut aussi que ces deux moments (moyennes et variances) puissent être estimés via un estimateur linéaire. Ceci est démontré de façon claire dans [van der Merwe \(2004\)](#). On peut également trouver de plus amples informations sur le filtrage de Kalman dans [Haykin \(1996\)](#).

## Annexe B

# Détails des séquences

Cette annexe a pour but de lister les différentes séquences qui ont été modifiées durant ces travaux et qui sont couramment utilisées pour les protocoles de recherche, le but étant de donner les éléments utiles à ceux qui souhaiteront continuer à utiliser ces séquences avec les prochaines versions logicielles de l'IRM.

Chez General Electric (GE) les séquences se présentent sous la forme de fichiers écrits en EPIC ou EPIC+<sup>1</sup>. Ces fichiers sont ensuite compilés pour former deux exécutables : un exécutable pour la partie prescription de la séquence (choix des paramètres d'acquisition, des plans de coupe, des options etc.) et un second pour la partie exécution temps réel de la séquence.

### B.1 fgrest

La plupart des séquences fournies par General Electric peuvent être utilisées avec le *trigger*, ou déclenchement, externe à l'aide d'un signal TTL envoyé sur J6 ou J7 à l'arrière du MGD<sup>2</sup> sur la carte STIF<sup>3</sup>. Il suffit alors de changer la valeur d'une variable qui est accessible depuis l'interface graphique de prescription des séquences en mode recherche. Cependant, ce trigger externe ne peut être enclenché pour deux de ces séquences. Il s'agit de *fgre*<sup>4</sup> et de son équivalent 3D *efgre3d*. Dans ces deux cas, il ne s'agit pas de *triggering* mais de *gating* c'est-à-dire qu'au lieu d'attendre qu'un événement de déclenchement ait lieu pour déclencher l'acquisition, on fait les acquisitions et on interroge un module qui nous indique si un événement a eu lieu ou non. Ces deux méthodes d'acquisitions sont très utilisées en imagerie cardiaque et l'événement en question est la détection d'une onde R sur l'ECG. Par exemple, la méthode de *triggering* est utilisée pour les DIR-FSE (voir la section 3.1) et celle du *gating* pour les cinés (voir la section 2.3.1). Notre problème est que dans le cas du *gating*, l'événement qui nous est indiqué à travers une fonction *f* bas-niveau est l'apparition ou non d'une onde R sur l'entrée ECG standard, c'est-à-dire l'entrée qui se trouve en face avant de l'IRM. Par conséquent, il n'est pas possible de faire des cinés ou des séquences en contraste de phase en utilisant une des entrées extérieures et notre plateforme SAEC pour détecter les ondes R. La séquence *fgrest* a été créée pour répondre à ce besoin.

La séquence *fgrest* est directement basée sur *fgre* qui contient la plupart des séquences d'écho de gradient rapides 2D. Pour prendre en compte les différentes entrées externes, il a fallu recréer une fonction  $f_2$  semblable à la fonction  $f$  mais capable de prendre en compte les entrées externes. En effet, en temps normal, le code de la fonction  $f$  n'est pas distribué, essentiellement pour des raisons de sécurité<sup>5</sup>. Cependant, grâce aux accords de recherche avancés

<sup>1</sup>EPIC signifie *Environnement for Pulse sequence programming In C*, il s'agit de l'environnement de programmation de séquences des machines GE. Attention, EPIC+ n'a rien à voir avec C++, il s'agit d'une extension d'EPIC introduisant un système de modules.

<sup>2</sup>MGD signifie *Multi-Generational Data acquisition*

<sup>3</sup>STIF signifie *Sequence and Trigger related functions Interface*

<sup>4</sup>*fgre* signifie *Fast Gradient Recalled Echo*

<sup>5</sup>Effectivement, certains changements "bas niveau" peuvent, éventuellement, avoir des effets indésirables pou-

## ANNEXE B. DÉTAILS DES SÉQUENCES

entre GE et le laboratoire IADI, j'ai pu avoir un accès total à toutes ces fonctions. Cette fonction a été créée sur les serveurs de Waukesha avant d'être réintroduite sous forme de bibliothèque au laboratoire IADI pour être intégrée dans la séquence *fgre*. Étant donné que les entrées externes fonctionnent différemment des entrées standard, un certain nombre de différences d'implémentation sont à garder en tête et des variables supplémentaires doivent être réglées sur le "User CV's Screen" dans l'interface de l'IRM. Le mode d'emploi de cette séquence est disponible sur le serveur "commun" du laboratoire IADI.

Toutes les cinés faites pour l'évaluation de la méthode adaptative pour l'acquisition en télésystole (chapitre 3) ont été faites avec cette séquence. Cette séquence a également été utilisée avec la méthode adaptative pour l'acquisition en télésystole comme indiqué à la section 3.2.6 page 117 (Bonnemains *et al.*, 2009). De plus, cette séquence a été utilisée sur volontaires sains pour voir l'influence de différents systèmes de trigger cardiaque couramment utilisés en clinique à Nancy sur la mesure du débit aortique grâce à une séquence de contraste de phase. Dans ce cas, nous avons dans un premier temps utilisé un système de monitoring Maglife de Schiller Medical possédant une sortie ECG optique qui est ensuite démodulée et transformée en signal électrique par un convertisseur afin d'être branchée dans l'entrée standard en face avant de l'IRM (ce système sera nommé système 1). Dans un second temps, nous avons utilisé une sortie binaire optique du Maglife qui sera ensuite convertie en signal TTL et branchée dans une des entrées externes (ce système sera nommé système 2). Dans les deux cas, nous avons utilisé des capteurs ECG standard avec une bande passante de 20 Hz et des capteurs avec une bande passante plus large de 60 Hz. Le résultat sur ces courbes de débit est donné à la figure B.1.

Sur la figure B.1, on remarque que l'utilisation du deuxième système de synchronisation (celui qui utilise l'entrée externe) permet de prendre en compte l'onde R détectée de façon beaucoup plus précoce. Ceci signifie qu'il faut faire attention dans la pratique quotidienne à la mise en cascade de ce genre de systèmes (Maglife, convertisseur, système GE) car ils intègrent tous des traitements qui, mis bout à bout, engendrent un retard qui peut être gênant même si tous ces systèmes, utilisés indépendamment, fonctionnent parfaitement bien. Les mêmes tests ont également été faits avec le SAEC et l'entrée externe et nous avons obtenu des résultats similaires à ceux obtenus avec le système 2.

## B.2 fgrekt

La séquence *fgrekt* est également basée sur la séquence produit *fgre* et intègre une couverture de l'espace  $k-t$  inspirée de celle utilisée dans  $k-t$ -SENSE (Tsao *et al.*, 2003). Deux paramètres ont été rajoutés. Le premier que nous nommerons  $N$  permet d'acquérir une ligne sur  $N$  de l'espace  $k$ . Ensuite, on acquiert les lignes adjacentes aux lignes déjà acquises toujours en prenant une ligne sur  $N$ . On répète l'opération jusqu'à ce que l'ensemble des données de l'image soit acquis. Ce schéma d'acquisition permet de créer  $N_y/N$  groupes de lignes pour l'acquisition d'une image, avec  $N_y$  le nombre de lignes de phase. Un second paramètre permet d'activer un mélange de ces  $N_y/N$  groupes de lignes du schéma précédemment décrit de telle sorte que chaque groupe soit le plus différent possible du précédent. La figure B.2 devrait permettre de clarifier la situation.

Cette séquence est généralement utilisée en FIESTA multiphase (répétée dans le temps) avec le mélange des groupes. Ces données sont ensuite utilisées pour reconstruire des cinés cardiaques avec GRICS (Vuissoz *et al.*, 2010a, 2009b). L'idée de ce schéma d'acquisition était que les données couvrent au mieux l'espace des mouvements cardio-respiratoires afin que l'algorithme de reconstruction GRICS estime au mieux le modèle de mouvement.

avant mettre en jeu la sécurité des patients. N'oublions pas que nous travaillons sur des machines cliniques et que chaque changement doit être réversible et "non-invasif".

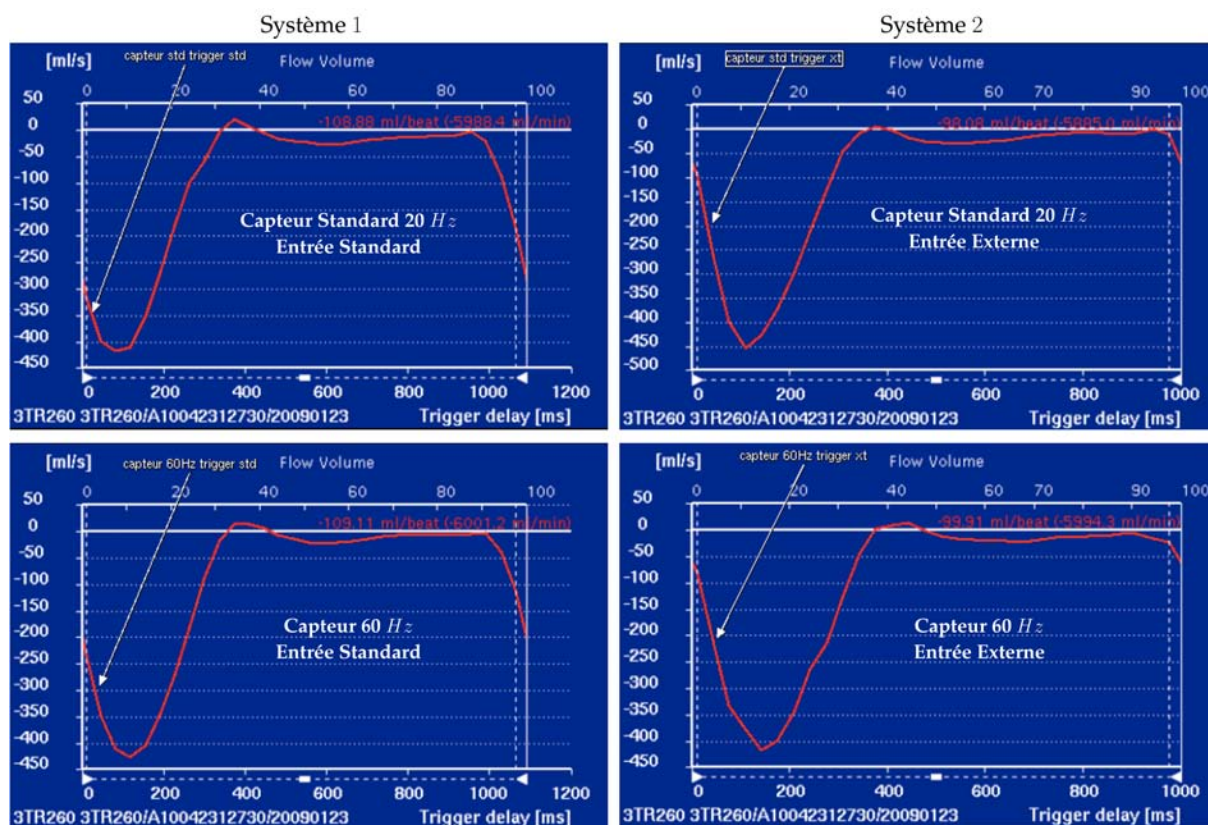


FIG. B.1: Influence sur les courbes de débit aortique du système de synchronisation. Courbes de débit aortique faites avec une séquence de contraste de phase. On remarque que l'utilisation du système de synchronisation 2 (celui qui utilise l'entrée externe) permet de prendre en compte l'onde R détectée de façon beaucoup plus précoce.

Cette séquence intègre également deux signaux de sortie TTL supplémentaires nommés *start* et *stop*. Le premier de ces signaux est une impulsion TTL d'une durée de 10 ms (valeur par défaut mais réglable) qui est actif avant le début de la séquence et permet donc de signaler qu'une séquence va commencer. Le deuxième est une impulsion TTL de même durée actif après la fin de la séquence et permet de signaler la fin d'une séquence. Ces signaux ont été intégrés afin de démarrer et d'arrêter automatiquement l'enregistrement des signaux physiologiques avec le SAEC et d'automatiser l'utilisation de GRICS.

Sur les machines GE, il est possible de lancer automatiquement un exécutable avec un certain nombre de paramètres d'entrée à la fin d'une séquence. Cette séquence utilise cette exécution automatique afin de sauvegarder un fichier décrivant l'ordre de parcours de l'espace  $k$ . Cet exécutable permettra à terme de transférer automatiquement les fichiers de données brutes, entre autres, vers un cluster de calcul pour GRICS.

### B.3 fsegrics

Cette séquence est basée sur la séquence produit des *fse*. Pas de gros changement par rapport à l'original, elle intègre essentiellement les signaux *start* et *stop* et un exécutable pour sauvegarder un fichier, différent du précédent, décrivant l'ordre de parcours de l'espace  $k$ . A l'heure actuelle, elle est utilisée pour l'automatisation de GRICS dans le cadre de l'imagerie en sang noir et en mésodiastole en respiration libre. Cette séquence peut aussi être utilisée avec le SAEC pour faire de l'imagerie en téléstole.

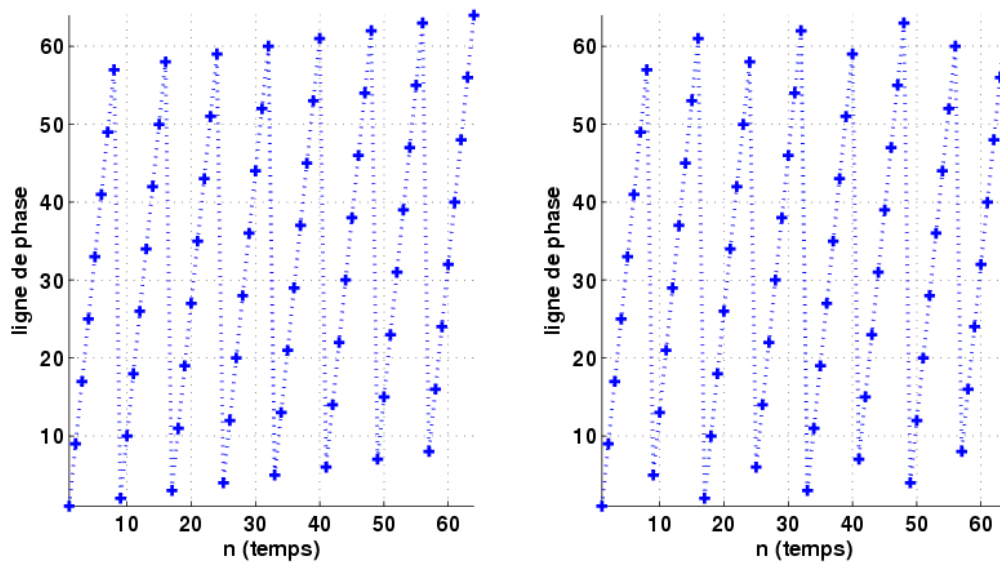


FIG. B.2: Les deux types d'acquisition possibles d'une image avec la séquence *fgrekt*. Cet exemple a été fait avec  $N_y = 64$  et  $N = 8$ . A gauche, le schéma d'acquisition classique où une ligne sur  $N$  est acquise. A droite, le schéma d'acquisition où les différents groupes sont mêlés.

## B.4 fsenav

Cette séquence a été décrite en détails à la section 4.2. Elle est également basée sur la séquence produit des *fse* et intègre l'acquisition d'une ligne centrale supplémentaire de l'espace  $k$  par train d'échos. Ce navigateur 1D a jusqu'à présent été utilisé comme information de mouvement dans la reconstruction GRICS mais pourrait être utilisé pour faire un trigger respiratoire.

## B.5 fsekft

Cette séquence est très similaire à l'original. Dans le cas d'une DIR-FSE, cette séquence permettrait de contrôler l'épaisseur de coupe de la réinversion du module DIR indépendamment de l'épaisseur de coupe. Elle permettait aussi de sauvegarder des fichiers de façon automatique et de limiter le nombre de changements de variable à faire pour l'imagerie en télésystole. Cette séquence a été utilisée pour faire toutes les DIR-FSE présentées au chapitre 3.

## B.6 ssfsekft

Cette séquence a été développée dans le but d'avoir une séquence *single shot* multiphase (répétée dans le temps) d'une meilleure résolution spatiale que les SE-EPI. Cette séquence est basée sur la séquence de *ssfse* c'est-à-dire *Single Shot Fast Spin Echo*. A l'origine, cette séquence n'est pas multiphase. Le premier travail a donc été de rendre cette séquence multiphase dans le but d'acquérir une ou plusieurs coupes par cycle cardiaque ou tous les deux cycles cardiaques. A l'heure actuelle, cette séquence fonctionne en version 14. Il reste encore à intégrer un module DIR pour la suppression du signal du sang. Je prévoyais initialement d'utiliser cette séquence à la place de la SE-EPI pour la calibration de la méthode d'estimation des mouvements temps réel présentée à la section 4.1. Malheureusement, je n'ai eu le temps de finir cette séquence pour l'appliquer à la méthode d'estimation de mouvement temps réel.



## B.7 fgremotion

Cette séquence est basée sur la séquence *fgre* et permet de déplacer le plan de coupe dans les trois directions en temps réel. Dans l'implémentation actuelle, on peut appliquer un mouvement sinusoïdal indépendant dans chaque direction en spécifiant l'amplitude, la fréquence et la phase des sinusoïdes. Ceci avait pour but de trouver comment faire pour utiliser les informations données par la méthode d'estimation de mouvement temps réel. Faute de temps, et à cause du nombre de problèmes techniques à régler cette méthode d'estimation temps réel n'a pas été appliquée pour le moment. Cependant, cette séquence a servi à faire les images des figures 2.16 et 2.17 pour montrer l'effet sur l'image d'un mouvement du plan de coupe lorsque que l'objet est fixe.



# Annexe C

## Contributions et publications

Les recherches effectuées dans ce cadre ont fait l'objet d'un certain nombre de publications dans des journaux internationaux et des communications dans des conférences nationales et internationales ([Bonnemains et al., 2009](#), [Fernandez et al., 2008a,b, 2010a, 2009a,b,c, 2010b,c, 2008c](#), [Lohezic et al., 2009a,b, 2010a,b](#), [Odille et al., 2007c](#), [Oster et al., 2009b](#), [Vuissoz et al., 2010a, 2009a,b, 2010b,c](#)). Nous énumérons ci-dessous uniquement la liste des communications acceptées ou déjà parues :

### C.1 Journaux Internationaux

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.

### C.2 Conférences Internationales

2010

- **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.
- **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.
- **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.
- **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.
- **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.

- **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

- **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.
- **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.
- **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.

2007

- **F. Odille, P.-A. Vuissoz, C. Pasquier, B. Fernandez and J. Felblinger**, "Motion Artifact Correction in Cardiac MRI as an Irregularly Sampled Parallel Imaging Reconstruction" in *Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, Berlin, Germany, 2007. p. 872.

### C.3 Conférences Nationales

2009

- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and 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.
- **M. Lohezic, A. Menini, B. Fernandez, D. Mandry, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Mesure de  $T_2$  sur le Myocarde en Respiration Libre" in *Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2009.
- **L. Bonnemains, P.-A. Vuissoz, B. Fernandez, J. Oster, P.-Y. Marie and J. Felblinger**, "Impact de la Prédiction Automatisée de la Systole et de la Diastole sur la Mesure des Volumes Ventriculaire en IRM" 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 and J. Felblinger**, "Synchronisation Adaptative Utilisant un Modèle Prédicatif : 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

- **B. Fernandez, J. Oster, M. Lohezic, D. Mandry, O. Pietquin, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Synchronisation Adaptative Utilisant un Modèle Prédicatif : 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.
- **B. Fernandez, P.-A. Vuissoz and J. Felblinger**, "Utilisation des Capteurs Externes pour l'Estimation des Paramètres de Transformation Affine pour la Correction Prospective des Mouvements" in *Actes du 12ème Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine (GRAMM'08)*, Lyon, 2008.



# Bibliographie

- Z. Q. ABABNEH, R. ABABNEH, S. E. MAIER, C. S. WINALSKI, K. OSHIO, A. M. ABABNEH et R. V. MULKERN : On the correlation between  $T_2$  and tissue diffusion coefficients in exercised muscle : Quantitative measurements at 3T within the tibialis anterior. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 21(4):273–278, 2008.
- R. ABÄCHERLI, C. PASQUIER, F. ODILLE, M. KRAEMER, J.-J. SCHMID et J. FELBLINGER : Suppression of MR gradient artefacts on electrophysiological signals based on an adaptive real-time filter with LMS coefficient updates. *Magma*, 18:41–50, 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*, 45:1815–1822, 2005.
- H. ABDEL-ATY, O. SIMONETTI et M. G. FRIEDRICH :  $T_2$ -weighted cardiovascular magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26:452–459, 2007.
- 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*, 109:2411–2416, 2004.
- H. ABDI : Partial least squares (PLS) regression. *Encyclopedia of Social Sciences Research Methods*, p. 792–795, 2003.
- N. A. ABLITT, J. GAO, J. KEEGAN, L. STEGGER, D. N. FIRMIN et G. . YANG : Predictive cardiac motion modeling and correction with partial least squares regression. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(10):1315–1324, 2004.
- U. R. ACHARYA, M. SANKARANARAYANAN, J. NAYAK, C. XIANG et T. TAMURA : Automatic identification of cardiac health using modeling techniques : A comparative study. *Information Sciences*, 178:4571–4582, 2008.
- G. R. ADAMS, M. R. DUVOISIN et G. A. DUDLEY : Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *Journal of applied physiology*, 73(4):1578–1583, 1992.
- 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.
- D. C. ALSOP : The sensitivity of low flip angle RARE imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 37:176–184, 1997.
- 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.

## BIBLIOGRAPHIE

- R. ASHMAN : The normal duration of the Q-T interval. *American Heart Journal*, 23:522–534, 1942.
- 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 41(1):163–170, 1999.
- 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 57(1):90–102, 2007.
- P. G. BATCHELOR, D. ATKINSON, P. IRARRAZAVAL, D. L. G. HILL, J. HAJNAL et D. LARKMAN : Matrix description of general motion correction applied to multishot images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(5):1273–1280, 2005.
- H. BAZETT : An analysis of the time-relations of electrocardiograms. *Heart*, 7:353–370, 1920.
- D. E. BEISCHER et J. C. KNEPTON : Influence of strong magnetic fields on the electrocardiogram of squirrel monkeys. *Aerospace medicine*, 35:939–944, 1964.
- S. BEN LAMINE, P. CALABRESE, H. PERRAULT, T. DINH, A. EBERHARD et G. BENCHETRIT : Individual differences in respiratory sinus arrhythmia. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 286(6):H2305–2312, Jan 2004.
- 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*, 61:307–314, 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.
- C. BOMMA, D. DALAL, H. TANDRI, K. PRAKASA, K. NASIR, A. ROGUIN, C. TICHNELL, C. JAMES, J. A. LIMA, H. CALKINS et D. A. BLUEMKE : Regional differences in systolic and diastolic function in arrhythmogenic right ventricular dysplasia/cardiomyopathy using magnetic resonance imaging. *American Journal of Cardiology*, 95:1507–1511, 2005.
- C. BOMMA, J. RUTBERG, H. TANDRI, K. NASIR, A. ROGUIN, C. TICHNELL, R. RODRIGUEZ, C. JAMES, E. KASPER, P. SPEVAK, D. A. BLUEMKE et H. CALKINS : Misdiagnosis of arrhythmogenic right ventricular dysplasia/cardiomyopathy. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, 15:300–306, 2004.
- L. BONNEMAINS, P.-A. VUISOZ, B. FERNANDEZ, J. OSTER, P.-Y. MARIE et J. FELBLINGER : Impact de la prédiction automatisée de la systole et de la diastole sur la mesure des volumes ventriculaire en IRM. In *Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2009.



- P. BORNERT, B. ALDEFELD et K. NEHRKE : Improved 3D spiral imaging for coronary MR angiography. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45(1):172–175, 2001.
- 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. *Magnetic resonance imaging*, 11(3):375–383, 1993.
- A. C. S. BRAU et J. H. BRITAIN : Generalized self-navigated motion detection technique : Preliminary investigation in abdominal imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55(2):263–270, 2006.
- A. BROADMAN, F. SCHLINDWEIN, A. ROCHA et A. LEITE : A study on the optimum order of autoregressive models for heart rate variability. *Physiological Measurement*, 23:324–336, 2002.
- M. A. BROWN et R. C. SEMELKA : MR imaging abbreviations, definitions, and descriptions : A review. *Radiology*, 213:647–662, 1999.
- T. BROX : *From pixels to regions : partial differential equations in image analysis*. Thèse de doctorat, Faculty of Mathematics and Computer Science, Saarland University, Germany, April 2005.
- T. BROX, A. BRUHN, N. PAPPENBERG et J. WEICKERT : High accuracy optical flow estimation based on a theory for warping. In T. PAJDLA et J. MATAS, édés : *European Conference on Computer Vision (ECCV)*, vol. 3024 de LNCS, p. 25–36, Prague, Czech Republic, May 2004. Springer.
- 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, S. KOZERKE et P. BOESIGER : Trigger delay adaptation during coronary MRA by prediction of heart rate variations. In *Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2240, Miami, Florida, USA, 2005.
- R. F. BUSSE, H. HARIHARAN, A. VU et J. H. BRITAIN : Fast spin echo sequences with very long echo trains : Design of variable refocusing flip angle schedules and generation of clinical  $T_2$  contrast. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55:1030–1037, 2006.
- M. BYDDER, D. ATKINSON, D. J. LARKMAN, D. L. G. HILL et J. V. HAJNAL : Smash navigators. *Magnetic Resonance in Medicine*, 49(3):493–500, 2003.
- B. CAI et D. DUNSON : Bayesian multivariate isotonic regression splines : Applications to carcinogenicity studies. *Journal of the American Statistical Association*, 102:1158–1171, 2007.
- 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.
- D. W. CHAKERES, A. KANGARLU, H. BOUDOULAS et D. C. YOUNG : Effect of Static Magnetic Field Exposure of Up to 8 Tesla on Sequential Human Vital Sign Measurements. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 18:346–352, 2003.
- 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.
- M. CLYNES : Computer analysis of reflex control and organization : Respiratory sinus arrhythmia. *Science*, 131:300–302, 1960.

## BIBLIOGRAPHIE

- 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. A. COBOS GIL et J. C. G. RUBIRA : Who was the creator of bazett's formula ? *Revista espanola de cardiologia*, 61(8):896–897, 2008.
- A. P. CRAWLEY, M. L. WOOD et R. M. HENKELMAN : Elimination of transverse coherences in FLASH MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 8:248–260, 1988.
- 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.
- J.-N. DACHER, J. CAUDRON, J. FARES et P. GERMAIN : Chronic constrictive pericarditis : MR imaging features - Comment je fais une IRM pour péricardite chronique constrictive ? *Journal de radiologie*, 91(5 C2):623–629, 2010.
- R. DAMADIAN : Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science*, 171:1151–1153, 1971.
- 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.
- J. H. DUYN : Steady state effects in fast gradient echo magnetic resonance imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 37:559–568, 1997.
- F. ECKNER, B. BROWN, D. DAVIDSON et S. GLAGOV : Dimensions fo normal human hearts : after standard fixation by controlled pressure coronary perfusion. *Archive of Pathology*, 88: 497–507, 1969.
- R. R. EDELMAN, W. J. MANNING, D. BURSTEIN et S. PAULIN : Coronary arteries : Breath-hold MR angiography. *Radiology*, 181(3):641–643, 1991.
- 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.
- A. D. ELSTER : Gradients echo MRI imaging : Techniques and acronyms. *Radiology*, 186:1–8, 1993.
- J. FELBLINGER et C. BOESCH : Amplitude demodulation of the electrocardiogram signal (ECG) for respiration monitoring and compensation during MR examinations. *Magnetic Resonance in Medicine*, 38:129–136, 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 41:715–721, 1999.

- B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, P.-A. VUISOZ 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, 2008a.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ 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, 2008b.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ et J. FELBLINGER : Adaptive black blood fast spin echo for end-systolic rest cardiac imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 64:1760–1771, 2010a.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ et 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*, p. 4719, Honolulu, Hawaii, USA, 2009a.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ 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, 2009b.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ 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*, Lille, France, 2009c.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ et 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*, p. 3615, Stockholm, Sweden, 2010b.
- B. FERNANDEZ, J. OSTER, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ et J. FELBLINGER : Beat to beat management of heart cycle changes for black blood imaging in end-systolic rest. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010c.
- B. FERNANDEZ, P.-A. VUISOZ et J. FELBLINGER : Utilisation des capteurs externes pour l'estimation des paramètres de transformation affine pour la correction prospective des mouvements. *In Actes du 12ème Congrès du Groupe de Recherche sur les Applications du Magnétisme en Médecine*, Lyon, France, 2008c.
- 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 algorithm based on vectocardiogram for accurate gated magnetic resonance acquisitions. *Magnetic Resonance in Medicine*, 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*, 179:499–504, 1991.
- 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.

## BIBLIOGRAPHIE

- 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.
- C. T. GAFFEY, T. S. TENFORDE et E. E. DEAN : Alterations in the electrocardiograms of baboons exposed to DC magnetic fields. *Bioelectromagnetics*, 1:209, 1980.
- P. GELADI et B. R. KOWALSKI : Partial least-squares regression : a tutorial. *Analytica Chimica Acta*, 185(C):1–17, 1986.
- R. L. GREENMAN, J. E. SHIROSKY, R. V. MULKERN et N. M. ROFSKY : Double inversion black-blood fast spin-echo imaging of the human heart : A comparison between 1.5T and 3.0T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 17(6):648–655, 2003.
- 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.
- E. L. HAHN : Spin echoes. *Physical Review*, 80(4):580–594, Nov 1950.
- S. S. HAYKIN : *Adaptive Filter Theory.*, chap. 7, p. 302–334. Information and system sciences series. Prentice Hall, Inc., Upper Saddle River, New Jersey 07458, 3rd éd, 1996.
- S. S. HAYKIN : *Kalman Filtering and Neural Networks.*, chap. 3, p. 23–65. John Wiley & Sons, Inc., New York, NY, USA, 2001. ISBN 0471369985.
- W. L. HAYS : *Statistics*. Harcourt Brace, Fort Worth, Texas, USA, fifth éd, 1994.
- 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. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24:580–585, 2006.
- J. HENNIG : Multiecho sequences with low refocusing 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*, 3:823–833, 1986.
- J. HENNIG et K. SCHEFFLER : Hyperechoes. *Magnetic Resonance in Medicine*, 46:6–12, 2001.
- J. HENNIG, M. WEIGEL et K. SCHEFFLER : Multiecho sequences with variable refocusing flip angles : Optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). *Magnetic Resonance in Medicine*, 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51:68–80, 2004.
- J. HENNIG : K-space sampling strategies. *European Radiology*, 9:1020–1031, 1999.
- 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.
- B. K. P. HORN et B. G. SCHUNCK : Determining optical flow. *Artificial Intelligence*, 17(1-3):185–203, 1981.

- 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.
- G. HUTCHINS et O. ANAYA : Measurement of cardiac size, chamber volumes and valve orificies at autopsy. *Johns Hopkins Medical Journal*, 133:96–106, 1973.
- Y. IWADATE, K. KANDA, A. YAMAZAKI, S. KOSUGI et T. TSUKAMOTO1 : Navigator echo analysis hybridizing magnitude and phase edge detection. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1468, Toronto, Ontario, Canada, 2008.
- C. JAHNKE, K. NEHRKE, I. PAETSCH, B. SCHNACKENBURG, R. GEBKER, E. FLECK et E. NAGEL : Improved bulk myocardial motion suppression for navigator-gated coronary magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 26(3):780–786, 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  $\beta$ -blocker use. *Radiology*, 239:71–78, 2006.
- P. JEHEINSON, D. DUBOSC, T. LAVERGNE, L. GUIZE, F. GUÉRIN, M. DESGEORGES et A. SYROTA : Change in human cardiac rhythm induced by a 2-T static magnetic field. *Radiology*, 166:227–230, 1988.
- 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.
- 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.
- R. E. KALMAN : A new approach to linear filtering and prediction problems. *Transactions of the ASME - Journal of Basic Engineering*, 82:35–45, 1960.
- J. KEEGAN, P. GATEHOUSE, G. . YANG et D. FIRMIN : Coronary artery motion with the respiratory cycle during breath-holding and free-breathing : Implications for slice-followed coronary artery imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 47(3):476–481, 2002.
- J. KEEGAN, P. D. GATEHOUSE, S. K. PRASAD et D. N. FIRMIN : Improved turbo spin-echo imaging of the heart with motion-tracking. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 24:563–570, 2006.
- 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.
- D. H. KIM, E. ADALSTEINSSON et D. M. SPIELMAN : Simple analytic variable density spiral design. *Magnetic Resonance in Medicine*, 50:214–219, 2003.
- W. Y. KIM, M. STUBER, K. V. KISSINGER, N. T. ANDERSEN, W. J. MANNING et R. M. BOTNAR : Impact of bulk motion on right coronary MR angiography and vessel wall imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 14:383–390, 2001.

## BIBLIOGRAPHIE

- D. W. KITZMAN, D. G. SCHOLZ, P. T. HAGEN, D. M. ILSTRUP et W. D. EDWARDS : Age-related changes in normal human hearts during the first 10 decades of life. part II (maturity) : A quantitative anatomic study of 765 specimens from subjects 20 to 99 years old. *Mayo Clinic proceedings*, 63(2):137–146, 1988.
- 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):H1481–1489, Jan 2008.
- S. KOZERKE, M. B. SCHEIDEGGER, E. M. PEDERSEN et P. BOESIGER : Heart motion adapted cine phase-contrast flow measurements through the aortic valve. *Magnetic Resonance in Medicine*, 42(5):970–978, 1999.
- 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 30:183–191, 1993.
- Z.-P. LIANG et P. C. LAUTERBUR : *Principles of Magnetic Resonance Imaging : A signal Processing Perspective*. IEEE Press Series in Biomedical Engineering, 2000.
- 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, J. OSTER, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ 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, 2009a.
- M. LOHEZIC, A. MENINI, B. FERNANDEZ, D. MANDRY, P.-A. VUISOZ et J. FELBLINGER : Measure de  $T_2$  sur le myocarde en respiration libre. *In Actes des journées de Recherche Clinique Claude Huriet*, Nancy, France, 2009b.
- M. LOHEZIC, A. MENINI, B. FERNANDEZ, D. MANDRY, P.-A. VUISOZ 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, 2010a.
- M. LOHEZIC, A. MENINI, B. FERNANDEZ, D. MANDRY, P.-A. VUISOZ et J. FELBLINGER : Motion corrected  $T_2$  mapping : Application to free-breathing myocardial measurements. *In Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010b.

- 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.
- B. LUCAS et T. KANADE : An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *Proceedings of imaging understanding workshop*, p. 121–130, Washington, D.C., 1981.
- J. B. A. MAINTZ et M. A. VIERGEVER : A survey of medical image registration. *Medical image analysis*, 2(1):1–36, 1998.
- 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 Mouvements Physiologiques En IRM Thoraco-Abdominale*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Henry Poincaré, Nancy-1, 2009.
- 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.
- D. MANKE, K. NEHRKE, P. BÖRNERT, P. RÖSCH et O. DÖSSEL : Respiratory motion in coronary magnetic resonance angiography : A comparison of different motion models. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 15(6):661–671, 2002a.
- D. MANKE, P. RÖSCH, K. NEHRKE, P. BÖRNERT et O. DÖSSEL : Model evaluation and calibration for prospective respiratory motion correction in coronary MR angiography based on 3-D image registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1132–1141, 2002b.
- P. MANSFIELD : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *Journal of Physics C : Solid State Physics*, 10(3):L55–L58, 1977.
- 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<sub>2</sub> determination provided by a black-blood magnetic resonance imaging sequence. *Journal of the American College of Cardiology*, 37:825–831, 2001.
- A. R. MCINTOSH, F. L. BOOKSTEIN, J. V. HAXBY et C. L. GRADY : Spatial pattern analysis of functional brain images using partial least squares. *NeuroImage*, 3(3 I):143–157, 1996.
- 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 Transactions on Medical Imaging*, 21(9):1142–1150, 2002.
- C. H. MEYER, B. S. HU, D. G. NISHIMURA et A. MACOVSKI : Fast spiral coronary artery imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 28:202–213, 1992.
- R. MEZRICH : A perspective on k-space. *Radiology*, 195:297–315, 1995.
- S. MILLMAN, I. I. RABI et J. R. ZACHARIAS : On the nuclear moments of indium. *Physical Review*, 53(5):384–391, Mar 1938.
- 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.

## BIBLIOGRAPHIE

- K. NEHRKE et P. BÖRNERT : Prospective correction of affine motion for arbitrary MR sequences on a clinical scanner. *Magnetic Resonance in Medicine*, 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.
- T. NETSCH, P. RÖSCH, A. VAN MUISWINKEL et J. WEESE : Towards real-time multi-modality 3D medical image registration. *Proceeding International Conference on Computer Vision ICCV*, p. 501–508, 2001.
- F. H. NETTER : *The Netter Collection of Medical Illustrations, The Heart*, vol. 5. Ciba Pharmaceutical Company, 1992.
- 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.
- R. NOESKE, F. SEIFERT, K. . RHEIN et H. RINNEBERG : Human cardiac imaging at 3T using phased array coils. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(6):978–982, 2000.
- F. ODILLE, N. CÎNDEA, D. MANDRY, C. PASQUIER, P. . VUISOZ 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, C. PASQUIER, P.-A. VUISOZ, M. CLAUDON et J. FELBLINGER : Linear predictive modeling of patient motion using external sensors. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 02524, Berlin, Germany, 2007a.
- F. ODILLE, S. URIBE, P. G. BATCHELOR, C. PRIETO, T. SCHAEFFTER et D. ATKINSON : Model-based reconstruction for cardiac cine MRI without ECG or breath holding. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63:1247–1257, 2010.
- F. ODILLE : *Imagerie Adaptative en IRM : Utilisation des Informations de Mouvements Physiologiques pour l'Optimisation des Processus d'Acquisition et de Reconstruction*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Laboratoire IADI, Novembre 2007.
- F. ODILLE, C. PASQUIER, R. ABÄCHERLI, P.-A. VUISOZ, 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 Transactions on Biomedical Engineering*, 54:630–640, 2007b.
- F. ODILLE, P.-A. VUISOZ, P.-Y. MARIE et J. FELBLINGER : Generalized reconstruction by inversion of coupled systems (GRICS) applied to free-breathing MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 60:146–157, 2008b.
- F. ODILLE, P.-A. VUISOZ, C. PASQUIER, B. FERNANDEZ et J. FELBLINGER : Motion artifact correction in cardiac MRI as an irregularly sampled parrallel imaging reconstruction. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 872, Berlin, Germany, 2007c.
- J. N. OSHINSKI, L. HOFLAND, S. MUKUNDAN JR., W. T. DIXON, W. J. PARKS et R. I. PETTIGREW : Two-dimensional coronary MR angiography without breath holding. *Radiology*, 201(3):737–743, 1996.
- 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, 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.
- J. OSTER, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, D. MANDRY, O. PIETQUIN, P.-A. VUISOZ et 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*, p. 3935, Honolulu, Hawaii, USA, 2009b.
- J. OSTER, O. PIETQUIN, G. BOSSER et J. FELBLINGER : Adaptive RR prediction for cardiac MRI. *In Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, p. 513–516, Las Vegas, Nevada, USA, 2008.
- C. B. PASCHAL et H. D. MORRIS : K-space in the clinic. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 19:145–159, 2004.
- C. PASQUIER, F. ODILLE, R. ABAECHERLI, P.-A. VUISOZ, M. CLAUDON et J. FELBLINGER : Modeling of organ's motion using external sensors. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 03201, Seattle, Washington, USA, 2006.
- C. PASQUIER : *Capteurs de Mouvement Dédiés à l'Imagerie Adaptative en IRM : Développement Technique et Méthologique*. Thèse de doctorat, Nancy-Université, Henry Poincaré, Nancy-1, 2007.
- J. PAULY, P. L. ROUX, D. NISHIMARA et A. MACOVSKI : Parameter relations for the Shinnar-Le Roux selective excitation pulse design algorithm. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 10(1):53–65, March 1991.
- R. D. PETERS et S. HINKS : Method and system for retrospective phase correction for fast spin echo magnetic resonance imaging. *United States Patent*, p. US006803763B2, 2004.
- 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.
- J. G. PIPE : Motion correction with propeller MRI : Application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, 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.
- J. P. W. PLUIM, J. B. A. MAINTZ et M. A. VIERGEVER : Mutual-information-based registration of medical images : A survey. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(8):986–1004, 2003.
- 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*, 42:952–962, 1999.

## BIBLIOGRAPHIE

- 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.
- 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.
- 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. J. RAPER, D. W. RICHARDSON, H. A. KONTOS et J. L. PATTERSON : Circulatory responses to breath holding in man. *Journal of Applied Physiology*, 22:201–206, 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):78–80, 1996.
- L. REINER, A. MAZZOLENI, F. RODRIGUEZ et R. FREUDENTHAL : The weight of the human heart. I. "normal" cases. *Archive of Pathology*, 68:58–73, 1959.
- J. C. RODDEY, A. SHANKARANARAYANAN, E. HAN, N. WHITE et A. DALE : Motion insensitive imaging using 3D prospective motion correction with region of interest tracking. In *Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1476, Toronto, Ontario, Canada, 2008.
- 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. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 27:1046–1053, 2008.
- 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.
- D. RUECKERT et P. ALJABAR : Nonrigid registration of medical images : Theory, methods, and applications. *IEEE Signal Processing Magazine*, 27(4):113–119, 2010.
- J. RUMP, J. BRAUN, S. PAPAZOGLOU, M. TAUPITZ et I. SACK : Alterations of the proton- $T_2$  time in relaxed skeletal muscle induced by passive extremity flexions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 23(4):541–546, 2006.
- 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.
- H. SAKUMA, Y. ICHIKAWA, S. CHINO, T. HIRANO, K. MAKINO et K. TAKEDA : Detection of coronary artery stenosis with whole-heart coronary magnetic resonance angiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 48(10):1946–1950, 2006.

- M. SCHAR, S. KOZERKE, S. E. FISCHER et P. BOESIGER : Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*, 51:799–806, 2004.
- K. SCHEFFLER et J. HENNIG : Is trueFISP a gradient-echo or a spin-echo sequence? *Magnetic Resonance in Medicine*, 49:395–397, 2003.
- F. SCHMITT, M. STEHLING et R. TURNER : *Echo planar imaging : theory, technique and application*. Lavoisier, 1998.
- D. G. SCHOLZ, D. W. KITZMAN, P. T. HAGEN, D. M. ILSTRUP et W. D. EDWARDS : Age-related changes in normal human hearts during the first 10 decades of life. part I (growth) : A quantitative anatomic study of 200 specimens from subjects from birth to 19 years old. *Mayo Clinic proceedings*, 63(2):126–136, 1988.
- T. D. SCHOLZ, D. J. FISHER, J. C. EHRHARDT et D. J. SKORTON : Interventricular differences in myocardial  $T_2$  measurements : experimental and clinical studies. *Journal of magnetic resonance imaging*, 1(5):513–520, 1991.
- T. D. SCHOLZ, S. R. FLEAGLE, T. L. BURNS et D. J. SKORTON : Nuclear magnetic resonance relaxometry of the normal heart : Relationship between collagen content and relaxation times of the four chambers. *Magnetic resonance imaging*, 7(6):643–648, 1989.
- 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.
- A. SHANKARANARAYANAN, E. HAN, C. RODDEY, N. WHITE, R. BUSSE, J. KUPERMANAND, J. SANTOS, D. RETTMANN, E. SCHMIDT et A. DALE : Motion insensitive 3D T2 and T1-weighted imaging with a real-time, image-based prospective motion correction technique (3D PROMO) and automated re-acquisition of motion-corrupted  $k$ -space segments. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1475, Toronto, Ontario, Canada, 2008.
- A. SHANKARANARAYANAN, C. RODDEY, N. WHITE, E. T. HAN, D. RETTMANN, J. SANTOS, E. SCHMIDT et A. DALE : Motion insensitive 3D imaging using a novel real-time image-based 3D prospective motion correction method (3D PROMO). *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 2117, Berlin, Germany, 2007.
- G. SHECHTER, J. R. RESAR et E. R. MCVEIGH : Rest period duration of the coronary arteries : Implications for magnetic resonance coronary angiography. *Medical Physics*, 32:255–262, 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*, 232:635–652, 2004.
- O. P. SIMONETTI, J. P. FINN, R. D. WHITE, G. LAUB et D. A. HENRY : "Black Blood" T<sub>2</sub>-weighted Inversion-Recovery MR Imaging of the Heart. *Radiology*, 199:49–57, 1996.
- P. SIN, D. GALLETLY et Y. 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):H1588–1599, Mar 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.

## BIBLIOGRAPHIE

- 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 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. ODRUBINA, J. PUN, M. ESCARAVAGE, S. J. GRAHAM, M. J. BRONSKILL et R. M. HENKELMAN : T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 54(3):507–512, 2005.
- G. STRAUSS-BLASCHKE, M. MOSER, M. VOICA, D. MCLEOD, N. KLAMMER et W. MARKTL : Relative timing of inspiration and expiration affects respiratory sinus arrhythmia. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 27(7):601–606, Aug 2000.
- M. STUBER, R. M. BOTNAR, P. G. DANIAS, D. K. SODICKSON, K. V. KISSINGER, M. VAN CAUTEREN, J. DE BECKER et W. J. MANNING : Double-oblique free-breathing high resolution three-dimensional coronary magnetic resonance angiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 34(2):524–531, 1999a.
- M. STUBER, R. M. BOTNAR, P. G. DANIAS, K. V. KISSINGER et W. J. MANNING : Submillimeter three-dimensional coronary MR angiography with real-time navigator correction : Comparison of navigator locations. *Radiology*, 212:579–587, 1999b.
- U. SUMBUL, J. M. SANTOS et J. M. PAULY : Accelerating dynamic MRI via spatially varying causal windows. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 560, Honolulu, Hawaii, USA, 2009.
- A. A. TAMHANE et K. ARFANAKIS : Motion correction in periodically-rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) and turbo-prop MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(1), 2009.
- T. S. TENFORDE : Interaction mechanisms and biological effects of static magnetic fields. *Auto-medica*, 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.
- H. H. THODBERG : A review of bayesian neural networks with an application to near infrared spectroscopy. *IEEE Transactions on Neural Networks*, 7:56–72, 1996.
- T. TOGAWA, O. OKAI et M. OSHIMA : Observation of blood flow E.M.F. in externally applied strong magnetic field by surface electrodes. *Medical electronics and biological engineering*, 5:169–170, 1967.
- 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.

- Y. TZENG, P. SIN et D. GALLETLY : Human sinus arrhythmia : inconsistencies of a teleological hypothesis. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology*, 296(1):H65–70, Jan 2009.
- 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.
- R. van der MERWE : *Sigma-Point Kalman Filters for Probabilistic Inference in Dynamic State-Space Models*. Thèse de doctorat, OGI School of Science & Engineering, Oregon Health & Science University, Portland, OR, USA, April 2004. Available online.
- P.-A. VUISOZ, D. MANDRY, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, A. BENHADID, F. ODILLE et J. FELBLINGER : Left ventricular function assessment on free breathing acquisitions using CINE-GRICS. In *Proc. of International Society for Magnetic Resonance in Medicine Workshop on Current Concepts of Motion Correction for MRI and MRS*, Kitzbühel, Tyrol, Austria, 2010a.
- P.-A. VUISOZ, 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, 2009a.
- P.-A. VUISOZ, F. ODILLE, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, A. BENHADID, D. MANDRY et 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*, p. 816, Honolulu, Hawaii, USA, 2009b.
- P.-A. VUISOZ, F. ODILLE, B. FERNANDEZ, M. LOHEZIC, A. BENHADID, D. MANDRY et 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*, p. 3601, Stockholm, Sweden, 2010b.
- P.-A. VUISOZ, 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, 2010c.
- 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.
- 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 : Contrast behavior and relaxation effects of conventional and hyperecho turbo spin echo sequences at 1.5 and 3T. *Magnetic Resonance in Medicine*, 55:826–835, 2006.
- A. M. WEISLER, W. S. HARRIS et C. D. SCHOENFELD : Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation*, 37:149–159, 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.

## BIBLIOGRAPHIE

- N. S. WHITE, A. SHANKARANARAYANAN, E. T. HAN, A. GADDIPATI, C. RODDEY et A. M. DALE : Projective motion correction using non linear predictive filtering. *In Proc. of the annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1829, Berlin, Germany, 2007.
- 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. *Magnetic Resonance in Medicine*, 63:91–105, 2010.
- M. L. WOOD et R. M. HENKELMAN : MR image artifacts from periodic motion. *Medical physics*, 12(2):143–151, 1985.
- 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.
- Y. ZUR, M. L. WOOD et L. J. NEURINGER : Spoiling of transverse magnetisation in steady state sequences. *Magnetic Resonance in Medicine*, 21:251–263, 1991.

# Index

- $T_2'$ , 56
- $T_1$ , 41, 44, 46
- $T_1$  du sang, 166
- $T_2$ , 41, 44, 46, 124, 134
- $T_2^*$ , 56
- $T_D$ , 102
- échos-navigateurs, 69
  
- AHA, 125
- aimantation résultante, 39
- angle de bascule, 43
- angle de précession, 39
- antenne d'émission, 40, 46
- antenne de réception, 46
- apnée, 81
- ArchiMed, 125
- artefacts de gradient, 67
- artefacts fantômes, 75
- arythmie sinusale respiratoire, 85
- atrium, 63
  
- bSSFP, 60
  
- ceintures respiratoires, 69
- champ magnétique statique, 38
- changement d'échelle, 150
- cisaillement, 150
- cœur, 63
- contraction, 63
- correlations locales, 151
- correction prospective, 86
- correction rétrospective, 92
  
- DAVD, 101
- démodulation, 47
- DIR, 100
- DIR-FSE-NAV, 164
- Double Inversion Récupération, 100
- double synchronisation, 85
  
- ECG, 64
- écho de gradients, 53
- écho de spin, 53
- echo planer, 52
- écho de gradient, 54
- échos de spin rapide, 57
  
- effet Hall, 67
- électrocardiogramme, 64
- émission, 40, 46
- entropie, 141
- équation de Bloch, 41, 42
- espace  $k$ , 49
- estimation de mouvement, 149
- état d'équilibre thermique, 40
- excitation, 43
- expiration, 68
  
- fantômes, 75
- Faraday, 46
- Fast Spin Echo, 57
- FIESTA, 61
- flou, 75
- Formule de Fleckenstein, 100
- FSE, 57
- FSE-NAV, 165
  
- gradient, 47
- gradient de fréquence, 49
- gradient de phase, 49
- gradient de sélection de coupe, 47
- gradient echo, 53
- gui $T_2$ , 125
  
- impulsion RF sélective, 47
- impulsions RF, 43
- information mutuelle normalisée, 156
- inspiration, 68
- inter-acquisition, 72
- intervalle RR, 104, 105
- intra-acquisition, 72
- Inversion, 100
  
- Kalman, 106
  
- Larmor, 39
  
- MagnetoHydroDynamique, 66
- mésodiastole, 102
- MHD, 66
- moment cinétique, 38
- moment magnétique nucléaire, 38
- mouvement cardiaque, 63

## INDEX

- mouvement intra-acquisition, 78
- Mouvement respiratoire, 68
- NMI, 156
- onde P, 65
- onde Q, 65
- onde R, 65, 68
- onde S, 65
- onde T, 65
- oreillette droite, 63
- oreillette gauche, 63
- paroi inférieure (VD), 115
- paroi libre (VD), 115
- périodes de repos, 103
- pondération, 53
- précession, 39
- précession forcée, 43
- précession libre, 44
- PSF, 74
- radiale, 52
- radio-fréquence, 40
- rapport gyromagnétique, 38
- RARE, 57
- réception, 46
- relaxation longitudinale, 41, 44
- relaxation transversale, 41, 44
- repère fixe, 41
- repère tournant, 41
- repousse, 44
- reproductibilité cardiaque, 85
- reproductibilité respiratoire, 86
- résolution fréquentielle, 51
- résolution spatiale, 51
- RF, 40
- RF spoiling, 56
- RMN, 37
- RMSE, 109
- rotation, 150
- RSA, 85
- RSME, 156
- SAEC, 70
- SAR, 54
- SE-EPIC, 152
- Shinnar-Le Roux, 49
- Signal Analyzer and Event Controller, 70
- SLR, 49
- sortie de plan de coupe, 79
- spin, 38
- spin echo, 53
- Spin Echo EPI, 152
- spin-réseau, 44
- spin-spin, 44
- spirale, 51
- spoiler, 56
- SSFP, 60
- synchronisation cardiaque, 66, 83
- synchronisation respiratoire, 84
- télésystole, 102
- Temps d'inversion, 100
- transformations affines, 150
- translation, 150
- transmission, 46
- Trigger Delay, 102
- trigger externe, 71
- ventricule droit, 63, 134
- ventricule gauche, 63, 124





**Titre :** *Techniques 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. En IRM cardiaque, deux problèmes sont récurrents : la non reproductibilité des cycles cardiaques et le mouvement respiratoire. L'IRM cardiaque morphologique est généralement faite avec une séquence composée d'une préparation longue, visant à annuler le signal du sang pour accentuer le contraste au niveau du myocarde, et de l'acquisition à proprement parler. Ces acquisitions sont généralement faites en mésodiastole (phase de relaxation passive du cœur) ce qui permet de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang et d'éviter les problèmes liés aux non reproductibilités des cycles cardiaques car la mésodiastole est longue. Il est donc difficile de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang pour faire les acquisitions en téléstole (phase où le cœur est contracté) à cause des non reproductibilités cardiaques car la téléstole est courte. Afin de passer outre ces limitations et de pouvoir acquérir ces mêmes images morphologiques en téléstole, nous proposons une nouvelle méthode adaptative qui permet à la fois de placer la fenêtre d'acquisition de manière optimale et de satisfaire les contraintes liées à l'annulation du sang. Une application de cette méthode a également été mise en place pour estimer et comparer les temps de relaxation transversale ( $T_2$ ) entre téléstole et mésodiastole. Pour la gestion prospective du mouvement respiratoire, le point crucial est d'estimer les mouvements en temps réel en perturbant au minimum les signaux de résonance magnétique. Pour ce faire nous proposons une méthode basée sur l'estimation paramétrique des mouvements en temps réel à partir des signaux physiologiques disponibles (ceintures respiratoires et ECG). Cette méthode a été testée et les résultats montrent son intérêt et sa fiabilité par rapport aux erreurs faites au niveau du mouvement. Une méthode de reconstruction incluant les mouvements a également été utilisée pendant ces travaux afin de faire de l'imagerie en téléstole en respiration libre et d'utiliser d'autres types de capteurs respiratoires comme certains signaux de résonance magnétique. Ainsi pendant ces travaux, des méthodes adaptatives ont été mises en place afin de mieux gérer le mouvement et de prendre en compte les spécificités de chaque patient. Ces travaux ouvrent la voie de l'imagerie par résonance magnétique adaptative pleinement fonctionnelle dans un contexte clinique.

**Mots clés :** Imagerie par Résonance Magnétique, Mouvement, Cœur, Ventricule Droit, Rythme Cardiaque, Téléstole, Relaxation spin-spin ( $T_2$ ), Filtrage de Kalman.

---

**Title :** *Adaptive Techniques for Magnetic Resonance Imaging of Organs in Motion*

**Abstract :** Magnetic resonance imaging (MRI) is a valuable tool for the clinical diagnosis for brain imaging as well as cardiac and abdominal imaging. In cardiac MRI, there are two challenging issues: the non reproducibility of cardiac cycles and respiratory motion. Morphological cardiac MRI is generally performed with a pulse sequence composed of a long preparation, to cancel the blood signal and thus enhance the contrast of the myocardium, and the acquisition itself. These acquisitions are performed during the mid-diastolic rest (relaxation period of the heart) to satisfy constraints to cancel the blood signal and to avoid problems linked to the cardiac non reproducibility because the mid-diastolic rest is long. Consequently, to acquire images in end-systolic rest (when the heart is fully contracted) while taking into account constraints to cancel the blood signal is not straight forward due to cardiac non reproducibility because the end-systolic rest is short. To overcome these limitations and to acquire images in end-systolic rest, a new adaptive method is introduced that allows to optimally placing acquisition windows while taking constraint for the cancellation of the blood signal into account. This method was applied to measure and compare transverse relaxation time ( $T_2$ ) between end-systolic and mid-diastolic rests. For prospective respiratory motion correction, the crucial point is to estimate motion in real-time without perturbing MR signal used for imaging. In order to solve this issue, a new method is introduced aiming at estimating motion parameters in real-time based on physiological signals such as respiratory bellows and ECG. This method is evaluated and results show its interest and its reliability regarding motion estimation errors. A reconstructions algorithm is also used in order to perform cardiac imaging during the end-systolic rest in free breathing and to use different kind of respiratory motion sensors such as MR signals. Hence, during this research work, several adaptive method were developed to get a better management of motion and to take into account specificity of each patient. These works open the way of fully functional adaptive magnetic resonance imaging in a clinical situation.

**Keywords :** Magnetic Resonance Imaging, Motion, Heart, Right Ventricle, Heart Rate, End-systolic Rest, Spin-spin Relaxation ( $T_2$ ), Kalman Filtering.