



**HAL**  
open science

# Etude quantitative du mouvement de la paroi du coeur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique

Marie Xavier Xavier Magnier

## ► To cite this version:

Marie Xavier Xavier Magnier. Etude quantitative du mouvement de la paroi du coeur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique. Médecine humaine et pathologie. Université de Bourgogne, 2010. Français. NNT : 2010DIJOMU02 . tel-00589516

**HAL Id: tel-00589516**

**<https://theses.hal.science/tel-00589516>**

Submitted on 29 Apr 2011

**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.

UNIVERSITÉ DE BOURGOGNE

UFR DE MÉDECINE

## THÈSE

Pour obtenir le grade de  
Docteur de l'Université de Bourgogne  
Discipline : Instrumentation et Informatique de l'Image

par

Marie XAVIER

le 8 Décembre 2010 à Dijon (21)

### **Étude quantitative du mouvement de la paroi du cœur à partir d'images ciné-IRM par des méthodes fréquentielles de flux optique**

Directeur de thèse : Louis LEGRAND

Co-encadrant de thèse : Alain LALANDE

#### JURY

<b>M. Jacques FELBLINGER</b>	Professeur à l'Université de Nancy	Rapporteur
<b>Mme Mireille GARREAU</b>	Professeur à l'Université de Rennes	Rapporteur
<b>M. Bruno KASTLER</b>	Professeur au CHU de Besançon	Examineur
<b>M. Alain LALANDE</b>	MCU-PH à l'Université de Bourgogne	Examineur
<b>M. Louis LEGRAND</b>	MCU-PH à l'Université de Bourgogne	Examineur
<b>M. Franck MARZANI</b>	Professeur à l'Université de Bourgogne	Examineur







# TABLE DES MATIÈRES

<b>INTRODUCTION GÉNÉRALE .....</b>	<b>23</b>
<b>CHAPITRE 1 : LE CŒUR.....</b>	<b>27</b>
I.1. ANATOMIE .....	28
I.1.1. La place du cœur dans la cage thoracique .....	28
I.1.2. La structure du cœur .....	28
I.1.3. La physiologie cardiaque .....	30
I.1.4. Le ventricule gauche .....	31
I.1.5. Les artères coronaires .....	34
I.2. CYCLE CARDIAQUE .....	35
I.3. FONCTION CONTRACTILE .....	37
I.3.1. Les anomalies de contraction.....	38
<i>I.3.1.i. Akinésie .....</i>	<i>38</i>
<i>I.3.1.ii. Hypokinésie .....</i>	<i>38</i>
<i>I.3.1.iii. Dyskinésie : Expansion systolique paradoxale.....</i>	<i>38</i>
<i>I.3.1.iv. Hyperkinésie .....</i>	<i>38</i>
<i>I.3.1.v. Paramètres d'évaluation de la contraction.....</i>	<i>39</i>
I.3.2. L'insuffisance cardiaque .....	39
I.3.3. L'ischémie et l'infarctus myocardique.....	39
<i>I.3.3.i. L'ischémie .....</i>	<i>39</i>
<i>I.3.3.ii. L'infarctus du myocarde .....</i>	<i>40</i>
I.3.4. La fibrose.....	42
I.4. ASYNCHRONISME.....	42
I.4.1. Principe de la désynchronisation cardiaque.....	43
I.4.2. Intérêt de la quantification de l'asynchronisme .....	43
I.4.3. Place de l'échocardiographie.....	45
<b>CHAPITRE 2 : L'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE.....</b>	<b>53</b>
II.1. INTRODUCTION.....	54
II.2. PRINCIPES .....	54
II.2.1. La résonance magnétique .....	54
II.2.2. La localisation du signal .....	56

II.3.	ÉQUIPEMENT.....	57
II.4.	IRM CARDIAQUE .....	58
II.4.1.	Intérêt de la synchronisation à l'ECG .....	59
II.4.2.	Signal en IRM cardiaque .....	59
II.5.	ORIENTATION DU PLAN DE COUPE .....	60
II.5.1.	Grand axe vertical.....	60
II.5.1.	Grand axe horizontal .....	61
II.5.2.	Petit axe .....	62
II.6.	SÉQUENCES UTILISÉES EN IMAGERIE CARDIAQUE POUR L'ÉTUDE DE LA CONTRACTION MYOCARDIQUE .....	62
II.6.1.	Ciné-IRM en écho de gradient.....	63
II.6.2.	Ciné-IRM avec marquage tissulaire (Tagging).....	64
II.6.3.	Ciné-IRM par contraste de phase .....	65
II.6.4.	Techniques de synchronisation à l'ECG .....	66
II.7.	CONTRE-INDICATIONS À LA RÉALISATION DE L'IRM .....	67
II.8.	ARTEFACTS EN IRM .....	68
II.8.1.	Artefacts non spécifiques de l'imagerie cardiaque cinétique .....	68
II.8.1.i.	<i>Mouvements respiratoires .....</i>	69
II.8.1.ii.	<i>Repliement .....</i>	69
II.8.1.iii.	<i>Déplacement chimique .....</i>	70
II.8.1.iv.	<i>Présence d'objet ferromagnétique.....</i>	71
II.8.1.v.	<i>Artefacts de flux sanguin .....</i>	72
II.8.1.vi.	<i>Effet de volume partiel .....</i>	72
II.8.2.	Artefacts spécifiques de l'imagerie cardiaque cinétique .....	73
II.8.2.i.	<i>Défaut de synchronisation à l'ECG .....</i>	73
II.8.2.ii.	<i>Artefacts de "off-resonance" (banding artifact).....</i>	73
II.9.	QUALITÉ DES IMAGES .....	74
II.9.1.	Résolution spatiale.....	74
II.9.2.	Résolution temporelle.....	74
II.9.3.	Synchronisation à l'ECG .....	75
II.10.	PARAMÈTRES D'ACQUISITION EN IRM POUR L'ESTIMATION DU FLUX OPTIQUE	75
II.11.	IMAGERIE MULTICANAUX EN IRM .....	76
II.11.1.	Principe de l'imagerie multicanaux en IRM.....	76
II.11.2.	Intérêt de l'imagerie multicanaux en IRM .....	76
II.11.3.	Acquisition de l'espace k des images .....	77
II.11.4.	Sous-échantillonnage de l'espace k .....	78

II.11.5.	Reconstruction des images .....	79
	<i>II.11.5.i. Estimation des cartes de sensibilités des antennes.....</i>	79
	<i>II.11.5.ii. Reconstruction SENSE.....</i>	80
	<i>II.11.5.iii. Reconstruction GRAPPA .....</i>	82
II.12.	PARAMÈTRES D'ACQUISITION EN IRM MULTICANAUx .....	83
II.13.	LE BRUIT EN IRM .....	85
II.13.1.	Rapport Signal sur Bruit (RSB).....	85
II.13.2.	Distribution ricienne .....	86
II.13.3.	Suppression du bruit en IRM.....	88
	<i>II.13.3.i. Algorithme de Mc Gibney.....</i>	88
	<i>II.13.3.ii. Algorithme de Aja-Fernandez .....</i>	89
II.13.4.	Résultats de la suppression du bruit ricien.....	90
	<i>II.13.4.i. Images synthétiques.....</i>	90
II.13.5.	Résultats graphiques .....	91
	a) La mesure de la performance de restauration des images.....	93
	b) Les résultats statistiques au niveau de la sphère .....	94
	c) Les résultats statistiques au niveau du fond de l'image.....	95
	<i>II.13.5.ii. IRM cardiaque .....</i>	96
II.13.6.	Conclusion .....	98
 <b>CHAPITRE 3 : ESTIMATION DU MOUVEMENT PAR DES TECHNIQUES DE FLUX OPTIQUE .....</b>		<b>99</b>
III.1.	INTRODUCTION AU FLUX OPTIQUE .....	100
III.2.	HYPOTHÈSES ET RÉALITÉ.....	102
III.2.1.	Hypothèses.....	102
III.2.2.	Contrainte de conservation des données.....	102
	<i>III.2.2.i. Cohérence spatiale.....</i>	105
	<i>III.2.2.ii. Continuité temporelle.....</i>	106
III.2.3.	Réalité .....	107
III.3.	QUALITÉ DES IMAGES .....	108
III.4.	APPROCHES EXISTANTES .....	108
III.4.1.	Méthodes différentielles.....	109
	<i>III.4.1.i. Horn et Schunck .....</i>	109
	<i>III.4.1.ii. Lucas et Kanade.....</i>	110
	a) Remarques.....	111
III.4.2.	Méthodes de corrélation .....	112
III.4.3.	Méthodes basées sur l'énergie.....	112
	<i>III.4.3.i. Introduction aux filtres de Gabor.....</i>	112

a)	Filtres de Gabor 1D .....	113
b)	Filtres de Gabor 2D .....	114
c)	Filtres de Gabor 3D .....	115
d)	Banc de filtres de Gabor .....	115
III.4.3.ii.	<i>Algorithme de flux optique basé sur l'énergie</i> .....	117
a)	Création des filtres de Gabor 3D .....	118
b)	Filtrage des images .....	119
c)	Calcul de l'énergie .....	120
d)	Estimation de la vitesse .....	121
e)	Remarques .....	122
III.4.4.	Méthodes basées sur la phase .....	122
III.4.4.i.	<i>Filtres de Gabor complexes</i> .....	122
a)	Filtres de Gabor 1D complexes .....	122
b)	Filtre de Gabor 2D complexe .....	123
c)	Filtre de Gabor 3D complexe .....	124
III.4.4.ii.	<i>Réponse d'un filtre de Gabor</i> .....	124
III.4.4.iii.	<i>Algorithme de flux optique basé sur la phase</i> .....	125
a)	Estimation de la vitesse .....	125
b)	Gradients de phase .....	126
c)	Estimation de la vitesse par les moindres carrés .....	126
III.4.4.iv.	<i>Contraintes sur le flux optique estimé</i> .....	128
a)	Contrainte d'amplitude .....	128
b)	Contrainte fréquentielle .....	129
c)	Contrainte de structure dans l'image .....	129
III.4.4.v.	<i>Mesure de confiance</i> .....	130
a)	Conditionnement de la matrice .....	130
b)	Valeurs propres .....	130
III.4.4.vi.	<i>Remarques</i> .....	131
III.5.	MÉTHODE PROPOSÉE .....	132
III.5.1.	Calcul du gradient de phase temporel .....	132
III.5.2.	Contrainte supplémentaire sur les valeurs propres .....	134
III.5.3.	Densité du mouvement détecté .....	135
III.6.	REPRÉSENTATION DU FLUX OPTIQUE .....	135
III.7.	IMAGES SYNTHÉTIQUES .....	136
III.8.	TEST DE LA MÉTHODE PROPOSÉE SUR DES IMAGES SYNTHÉTIQUES 138	
III.8.1.	Remarque sur la phase et l'amplitude du signal .....	138
III.8.2.	Mouvement .....	139
III.9.	ÉVALUATION DE LA TECHNIQUE .....	139
III.9.1.	Évaluation de la qualité du flux optique estimé .....	140

III.9.1.i.	<i>Erreur angulaire</i> .....	140
III.9.1.ii.	<i>Erreur d'amplitude absolue</i> .....	141
III.9.1.iii.	<i>Paramètre retenu pour le calcul d'erreur</i> .....	141
III.9.1.iv.	<i>Densité du flux optique</i> .....	142
III.9.2.	Résultats statistiques .....	142
III.9.2.i.	<i>Méthode de Horn et Schunck - IOF</i> .....	143
III.9.2.ii.	<i>Méthode de Fleet et Jepson (Filtrage 3D) - POF</i> .....	144
III.9.2.iii.	<i>Méthode de Fleet et Jepson avec filtrage 2D - MPOF</i> .....	145
III.9.3.	Robustesse de l'estimation de mouvement.....	145
III.9.3.i.	<i>Bruit ricien</i> .....	146
III.9.3.ii.	<i>Variations d'intensité</i> .....	147
III.10.	APPLICATION EN IRM CARDIAQUE .....	148
III.10.1.	Interprétation visuelle du flux optique .....	148
III.10.2.	Vitesses mesurées .....	148
III.10.2.i.	<i>Mesure des vitesses de déplacement du myocarde</i> ...	149
III.10.2.ii.	<i>Orientation en grand axe horizontal</i> .....	149
III.10.2.iii.	<i>Orientation en petit axe</i> .....	151
III.10.2.iv.	<i>Courbes d'évolution des vitesses au cours du temps</i>	152
III.11.	DISCUSSION.....	153
III.12.	CONCLUSION .....	156

## **CHAPITRE 4 : QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION CARDIAQUE EN IRM ..... 159**

IV.1.	TECHNIQUES EXISTANTES : ÉCHOCARDIOGRAPHIE .....	160
IV.1.1.	L'échocardiographie pour mesurer l'asynchronisme intraventriculaire gauche .....	160
IV.1.2.	Les limites de l'échocardiographie .....	160
IV.2.	VERS UNE QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION À PARTIR D'IRM	161
IV.3.	MÉTHODE.....	161
IV.3.1.	Population étudiée.....	161
IV.3.2.	Protocole d'acquisition en IRM .....	162
IV.3.3.	Protocole d'acquisition en échographie.....	162
IV.3.4.	Traitements des données IRM .....	162
IV.3.4.i.	<i>Prétraitement des données IRM</i> .....	163
IV.3.4.ii.	<i>Estimation du flux optique</i> .....	163
IV.3.4.iii.	<i>Quantification de la désynchronisation cardiaque</i> .....	164
a)	Suivi de points d'intérêt sur un modèle à 6 segments.....	164
b)	Courbes d'évolution du mouvement .....	164

c) Étude de désynchronisation .....	165
IV.3.5. Méthodes de suivi de points d'intérêt .....	165
IV.3.5.i. <i>Le suivi simple</i> .....	165
IV.3.5.ii. <i>Le suivi semi-pondéré</i> .....	166
IV.3.5.iii. <i>Le suivi pondéré</i> .....	167
IV.3.5.iv. <i>Le suivi par interpolation bilinéaire</i> .....	167
IV.3.5.v. <i>Le suivi par interpolation bicubique</i> .....	169
IV.3.5.vi. <i>Méthodes retenues</i> .....	171
IV.3.5.vii. <i>Les limites de ces méthodes</i> .....	171
IV.3.6. Paramètres d'évolution du mouvement .....	172
IV.3.6.i. <i>La distance au point d'origine</i> .....	173
IV.3.6.ii. <i>L'amplitude de la vitesse</i> .....	174
IV.3.6.iii. <i>La composante radiale de la vitesse</i> .....	174
IV.3.6.iv. <i>La composante rotationnelle de la vitesse</i> .....	176
IV.3.6.v. <i>L'angle de la vitesse</i> .....	177
IV.3.7. Correction de l'erreur accumulée : Méthode du maximum de vraisemblance .....	178
IV.3.7.i. <i>Principe</i> .....	178
IV.3.7.ii. <i>Avantages</i> .....	181
IV.3.8. Paramètres de désynchronisation .....	181
IV.3.8.i. <i>Délai entre les fins de systole : Comparaison des "sommets"</i> .....	182
IV.3.8.ii. <i>Délai entre les pics de systole : comparaison des "pentes maximales"</i> .....	182
IV.3.8.iii. <i>Délai entre les débuts de systole : comparaison des "passages par zéro"</i> .....	183
IV.3.8.iv. <i>Délai mesuré par corrélation maximale : délai de corrélation croisée (XCD)</i> .....	184
IV.4. RÉSULTATS .....	186
IV.4.1. Complexité de la mise en correspondance de l'échocardiographie et de la ciné-IRM cardiaque.....	186
IV.4.2. Information sur les examens des sujets normaux.....	188
IV.4.3. Résultats de l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM du groupe de sujets normaux .....	189
IV.4.4. Informations sur les examens du groupe de patients .....	191
IV.4.5. Résultats de l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM et en échographie du groupe de patients .....	191
IV.4.6. Comparaison entre l'IRM cardiaque et l'échocardiographie.....	194
IV.5. CONCLUSION .....	200

<b>CHAPITRE 5 : FLUX OPTIQUE MULTICANAUX EN IRM CARDIAQUE.....</b>	<b>203</b>
V.1.      CONTEXTE D'APPLICATION DE MÉTHODES DE FLUX OPTIQUES POUR L'IMAGERIE MULTICANAUX EN IRM CARDIAQUE.....	204
V.2.      INTÉRÊT DE L'ESTIMATION DES MOUVEMENTS DU CŒUR PAR DES TECHNIQUES DE FLUX OPTIQUE MULTICANAUX.....	204
V.3.      MÉTHODE D'ESTIMATION DU FLUX OPTIQUE MULTICANAUX .....	205
V.3.1.  Simulation de l'acquisition de données IRM multicanaux.....	208
V.3.1.i. <i>Paramètres de simulation</i> .....	208
V.3.1.ii. <i>Simulation de la sensibilité des antennes</i> .....	209
V.3.1.iii. <i>Simulation de l'espace k des antennes</i> .....	209
V.3.2.  Estimation des cartes de sensibilité des antennes.....	210
V.3.3.  Estimation du flux optique multicanaux.....	211
V.3.3.i. <i>Flux optique à partir de sources lumineuses distinctes..</i>	211
V.3.3.ii. <i>Flux optique sur des images couleurs</i> .....	212
V.3.3.iii. <i>Application de la méthode de flux optique de Lucas et Kanade à l'IRM multicanaux</i> .....	213
V.3.3.iv. <i>Méthode de flux optique MPOF pour l'IRM multicanaux</i>	216
V.4.      ÉVALUATION DES PERFORMANCES .....	217
V.4.1.  Étude sur la séquence synthétique .....	217
V.4.1.i. <i>Résultats</i> .....	218
V.4.1.ii. <i>Résultats du flux optique sous forme de champ vectoriel superposé aux images</i> .....	218
V.4.1.iii. <i>Évaluation des méthodes de flux optiques en présence de bruit ricien</i> .....	221
V.4.1.iv. <i>Discussion</i> .....	223
V.4.2.  Application à l'IRM multicanaux.....	223
V.4.2.i. <i>Résultats d'estimation de mouvement</i> .....	223
V.4.2.ii. <i>Discussion</i> .....	226
V.5.      CONCLUSION .....	226
<b>CONCLUSION GÉNÉRALE .....</b>	<b>229</b>
<b>ANNEXE 1 : CLASSIFICATION NYHA DE L'INSUFFISANCE CARDIAQUE .....</b>	<b>231</b>
<b>ANNEXE 2 : PRÉDICTEURS DE RÉPONSE À UNE CRT .....</b>	<b>233</b>
<b>ANNEXE 3 : ACRONYMES DES SÉQUENCES IRM .....</b>	<b>235</b>
<b>ANNEXE 4 : BRUIT RICIEEN EN IRM .....</b>	<b>237</b>

<b>ANNEXE 5 : IRM COUPE PA.....</b>	<b>239</b>
<b>ANNEXE 6 : IRM GAH .....</b>	<b>241</b>
<b>ANNEXE 7 : PROTOCOLE DE QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION CARDIAQUE À PARTIR D'IRM.....</b>	<b>243</b>
<b>ANNEXE 8 : APERÇU DE L'APPLICATION DE QUANTIFICATION DE L'ASYNCHRONISME EN IRM.....</b>	<b>245</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>247</b>

# TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure I.1 : Place du cœur dans la cage thoracique. ....	29
Figure I.2 : Coupe 4 cavités dans le ventricule gauche du cœur.....	29
Figure I.3 : Anatomie du cœur. ....	30
Figure I.4 : Conduction électrique du cœur .....	31
Figure I.5 : Représentation polaire des 17 segments représentant le myocarde.....	33
Figure I.6 : Représentation schématique des 17 segments myocardiques .....	33
Figure I.7 : Anatomie du cœur et des artères coronaires. ....	34
Figure I.8 : Révolution cardiaque.....	36
Figure I.9 : Électrocardiogramme d'un cycle cardiaque.....	37
Figure I.10 : Ischémie myocardique.....	40
Figure I.11 : Infarctus de la paroi postérieure du ventricule gauche du cœur .....	41
Figure I.12 : Tissu cicatriciel sur la partie antérieure du ventricule gauche.....	42
Figure I.13 : Électrocardiographie.....	44
Figure I.14 : QRS fin.....	44
Figure I.15 : QRS large .....	45
Figure I.16 : Exploration en échographie de la voie parasternale au niveau du 4 <sup>ème</sup> espace intercostal contre le sternum.....	47
Figure I.17 : Schéma du principe de l'échocardiographie en mode TM .....	48
Figure I.18 : Échocardiogramme en mode TM en coupe parasternale grand axe au niveau du ventricule gauche.....	48
Figure I.19 : Échocardiographie 2D du ventricule gauche en coupe parasternale grand axe.....	49
Figure I.20 : Échocardiographie en doppler couleur et TM.....	49
Figure I.21 : Échocardiographie 3D du ventricule gauche.....	50
Figure I.22 : Échocardiographie en <i>speckle tracking</i> .....	50
Figure II.1 : Gradient de sélection de coupe $G\omega$ .....	57
Figure II.2 : a) Gradient de phase $G\phi$ et b) de fréquence $G\omega$ .....	57
Figure II.3 : Coupe GAV .....	61
Figure II.4 : Coupe GAH .....	61
Figure II.5 : Coupe PA.....	62
Figure II.6 : Chronogramme simplifié de la séquence trueFISP.....	63
Figure II.7 : Coupe petit axe en ciné-IRM de marquage tissulaire .....	64
Figure II.8 : Synchronisation prospective et rétrospective.....	66
Figure II.9 : Artefact de mouvement respiratoire.....	69

Figure II.10 : Artefact de repliement.....	70
Figure II.11 : Artefact de déplacement chimique .....	71
Figure II.12 : Artefact ferromagnétique .....	71
Figure II.13 : Effet de volume partiel .....	72
Figure II.14 : Artefacts de "off-resonance" .....	74
Figure II.15 : Exemple d'antenne dédiée à 8 canaux utilisée en IRM cardiaque.....	76
Figure II.16 : Illustration d'un système d'IRM parallèle.....	77
Figure II.17 : Sous-échantillonnage de l'espace k .....	78
Figure II.18 : Cartes de sensibilité estimées des antennes à partir d'IRM in-vivo .....	80
Figure II.19 : Principe de reconstruction des images par la méthode SENSE en IRM parallèle .....	81
Figure II.20 : Description de la méthode GRAPPA .....	82
Figure II.21 : IRM acquise in-vivo de type FIESTA .....	83
Figure II.22 : Images d'amplitude des 8 antennes brutes acquises in-vivo en IRM multicanaux.....	84
Figure II.23 : Fonction de Densité de Probabilité (PDF) .....	87
Figure II.24 : Bruit ricien d'écart-type $\sigma_n = 10$ appliqué à une image synthétique .....	90
Figure II.25 : Distribution du bruit sur le fond de l'image synthétique .....	91
Figure II.26 : Suppression du bruit ricien sur des images synthétiques.....	92
Figure II.27 : Profile de ligne de la séquence synthétique .....	93
Figure II.28 : EQM mesurée dans la sphère en fonction du bruit ricien appliqué pour différentes méthodes .....	95
Figure II.29 : EQM mesurée sur le fond de l'image en fonction du bruit ricien appliqué pour différentes méthodes.....	96
Figure II.30 : Résultats en IRM des méthodes CA et LMMSE.....	97
Figure II.31 : Profile de ligne d'une IRM cardiaque.....	97
Figure III.1 : Mouvement apparent dans une image.....	101
Figure III.2 : Contrainte de conservation des données.....	103
Figure III.3 : Représentation de la contrainte de conservation des données .....	104
Figure III.4 : Problème d'ouverture du flux optique.....	105
Figure III.5 : Cohérence spatiale du mouvement .....	106
Figure III.6 : Continuité temporelle du flux optique.....	107
Figure III.7 : Filtre de Gabor 1D .....	113
Figure III.8 : Filtre de Gabor en 2D à phase cosinus dans le domaine spatial .....	114
Figure III.9 : Filtre de Gabor en 2D à phase cosinus dans le domaine fréquentiel.....	115
Figure III.10 : Banc de 6 filtres de Gabor 1D.....	116
Figure III.11 : Réponses impulsionnelle d'un banc de 6 filtres de Gabor 2D.....	116
Figure III.12 : Orientation spatiotemporelle .....	117
Figure III.13 : Banc de 12 filtres de Gabor 3D .....	118
Figure III.14 : Banc de filtres de Gabor 3D .....	119

Figure III.15 : Calcul de l'énergie de mouvement .....	121
Figure III.16 : Filtres de Gabor complexes dans le domaine fréquentiel .....	124
Figure III.17 : Vecteurs et valeurs propres .....	134
Figure III.18 : Codage couleur du flux optique .....	135
Figure III.19 : Image synthétique.....	136
Figure III.20 : Champ de vecteurs mouvement pour la sphère .....	137
Figure III.21 : Amplitude et phase du signal .....	138
Figure III.22 : Amplitude et phase du signal avec un réglage différent .....	138
Figure III.23 : Résultat du flux optique pour la sphère .....	139
Figure III.24 : Flux optique - Algorithme Horn et Schunck .....	144
Figure III.25 : Flux optique - Fleet et Jepson (POF).....	145
Figure III.26 : Impact du bruit Ricien .....	146
Figure III.27 : Impact des variations d'intensité .....	147
Figure III.28 : Application du flux optique en IRM sur une coupe GAH .....	150
Figure III.29 : Application du flux optique en IRM sur une coupe PA.....	152
Figure III.30 : Courbes d'évolution de la vitesse du myocarde en IRM .....	153
Figure IV.1 : Schéma de l'application développée .....	163
Figure IV.2 : Schéma de la méthode de suivi de point "simple" .....	165
Figure IV.3 : Schéma de la méthode de suivi de point semi-pondéré.....	166
Figure IV.4 : Schéma de la méthode de suivi de point pondéré.....	167
Figure IV.5 : Schéma de l'interpolation bilinéaire.....	168
Figure IV.6 : Schéma de l'interpolation bicubique .....	170
Figure IV.7 : Suivi de 6 points d'intérêt au cours du cycle cardiaque .....	172
Figure IV.8 : Exemple de courbes de la distance au point d'origine .....	173
Figure IV.9 : Exemple de courbes de l'amplitude de la vitesse.....	174
Figure IV.10 : Schéma de la mesure de la composante radiale du mouvement.....	175
Figure IV.11 : Exemple de courbes de la vitesse radiale .....	176
Figure IV.12 : Schéma de la composante rotationnelle du mouvement .....	176
Figure IV.13 : Exemple de courbes de la vitesse rotationnelle .....	177
Figure IV.14 : Mesure de l'angle du vecteur vitesse .....	177
Figure IV.15 : Exemple de courbes de l'évolution de l'angle de la vitesse.....	178
Figure IV.16 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sans correction d'erreur dite "avant" .....	179
Figure IV.17 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sans correction d'erreur dite "arrière" .....	180
Figure IV.18 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps avec la correction d'erreur .....	180
Figure IV.19 : Résultats du suivi de points sans et avec correction d'erreur.....	181
Figure IV.20 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de distance au point d'origine à partir des sommets des courbes .....	182

Figure IV.21 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de distance au point d'origine à partir de la pente maximale des courbes .....	183
Figure IV.22 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de la vitesse radiale .....	184
Figure IV.23 : Délai de corrélation croisée (XCD) .....	185
Figure IV.24 : Représentation des orientations utilisées en IRM cardiaque par rapport à l'échographie en mode TM .....	187
Figure IV.25 : Position des points d'intérêt sur le ventricule gauche pour l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM en orientation petit axe .....	188
Figure IV.26 : Résultats de l'étude de la mesure de désynchronisation en IRM et en échographie TM .....	199
Figure V.1 : Évaluation des performances du flux optique en IRM multicanaux à partir de données synthétiques .....	207
Figure V.2 : Schéma de la position des antennes autour de la sphère .....	208
Figure V.3 : Amplitude des cartes de sensibilité simulées .....	209
Figure V.4 : Images d'amplitude des antennes simulées .....	210
Figure V.5 : Cartes de sensibilité estimées des antennes pour la séquence synthétique .....	211
Figure V.6 : Exemple de spectre des poids attribués à chaque antenne de chaque pixel d'un voisinage 3 x 3 autour du pixel étudié .....	216
Figure V.7 : Flux optique LK estimé à partir d'images synthétiques .....	219
Figure V.8 : Flux optique MPOF estimé à partir d'images synthétiques .....	220
Figure V.9 : Erreurs angulaire et d'amplitude moyennes du flux optique estimée avec les méthodes LK et MPOF en fonction du bruit ricien .....	222
Figure V.10 Flux optique estimé avec l'algorithme de LK sur des images en amplitude d'IRM cardiaque. La séquence a été obtenue in vivo .....	224
Figure V.11 Flux optique estimé avec l'algorithme LK développé pour les images d'IRM multicanaux et appliqué aux images brutes des antennes. La séquence d'IRM cardiaque multicanaux a été obtenue in vivo. ....	224
Figure V.12 : Flux optique estimé avec l'algorithme MPOF sur des images en amplitude d'IRM cardiaque. La séquence a été obtenue in vivo .....	225
Figure V.13 : Flux optique estimé avec l'algorithme MPOF multicanaux développé pour les images d'IRM multicanaux et appliqué aux images brutes des antennes. La séquence a été obtenue in vivo. ....	225

# TABLE DES TABLEAUX

Tableau II.1: Erreur quadratique moyenne (EQM) mesurée dans la sphère pour $\sigma_n = 10$ et $\sigma_n = 20$ .	94
Tableau II.2: Erreur quadratique moyenne (EQM) mesurée au niveau du fond de l'image pour $\sigma_n = 10$ et $\sigma_n = 20$ .	95
Tableau III.1 : Résultats de différentes techniques de flux optique appliquées à la séquence d'images synthétiques.	143
Tableau III.2 : Résultats du flux optique sur des images de RM	149
Tableau IV.1 : Évaluation des techniques de suivi de point	171
Tableau IV.2 : Informations sur les images acquises en IRM pour le groupe de sujets normaux	188
Tableau IV.3 : Résultats des mesures de la désynchronisation pariétale en IRM pour le groupe de sujets normaux	190
Tableau IV.4 : Informations sur les images acquises en IRM et sur la largeur du QRS de l'ECG pour le groupe de patients.	191
Tableau IV.5 : Résultats des mesures de la désynchronisation pariétale en IRM pour le groupe de patients.	193
Tableau IV.6 : Résultats préliminaires de l'étude de la désynchronisation en échographie pour le groupe de patients.	194
Tableau IV.7 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM en fin de systole entre les parois antéroseptale et postérieure.	196
Tableau IV.8 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM au pic de vitesse en systole entre les parois antéroseptale et postérieure	196
Tableau IV.9 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et postérieure.	196
Tableau IV.10 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM en début de systole entre les parois antéroseptale et postérieure	197
Tableau IV.11 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et latérale	197
Tableau IV.12 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et postérieure.	197
Tableau IV.13 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois inféroseptale et antérieure	198
Tableau V.1 : Résultats statistiques des méthodes de flux optique pour différentes séquences d'images	218



# NOTATIONS

## A

*AHA*  
American Heart Association

AV  
Auriculo-Ventriculaire

## B

$B_0$   
Champ magnétique dans l'IRM

## C

*CRT*  
Cardiac Resynchronisation Therapy

## E

ECG  
Électrocardiogramme

EQM  
Erreur Quadratique Moyenne

Espace k  
Matrice d'acquisition en IRM

ETT  
Échocardiographie transthoracique

## F

FEVG  
Fraction d'Éjection du Ventricule Gauche

*FIESTA*  
Fast Imaging Employing Steady State Acquisition

*FLASH*  
Fast Low Angle Shot

FO  
Flux Optique

FOV  
Field Of View

## G

GAH  
Grand Axe Horizontal

GAV  
Grand Axe Vertical

GF  
Gradient de Fréquence

GP  
Gradient de Phase

*GRAPPA*  
Generalized Autocalibrating Partially Parallel Imaging Acquisition

GS

Gradient de Sélection de coupe

**H**

HSI

*Espace de couleur Hue Saturation Intensity***I**

IC

Insuffisance Cardiaque

IDM

Infarctus Du Myocarde

IOF

*Intensity-based Optical Flow*

IRM

Imagerie par Résonance Magnétique

**L**

LAD

Artère interventriculaire antérieure

LCX

Artère circonflexe

LPEI

*Left ventricular Pre-Ejection Interval***M**

MPOF

*Modified POF***O**

OD

Oreillette Droite

OG

Oreillette Gauche

**P**

PA

Petit Axe

PILS

*Partially parallel Imaging with Localized Sensitivities*

POF

*Phase-based Optical Flow***R**

RCA

Artère coronaire droite

RF

RadioFréquence

RGB.

*Red Green Blue*

RMN

Résonance Magnétique Nucléaire

R-R

Intervalle entre deux ondes R

RSB

Rapport Signal sur Bruit

**S****SENSE**

*Sensitivity ENcoding SEquence*

**SMASH**

*simultaneous acquisition of spatial harmonics*

**SPAMM**

*SPAtial Modulation Magnetisation*

**SPWMD**

*Septal-Posterior Wall Motion Delay*

**SSFP**

*Steady State Free Precession*

**T****T1**

Temps de relaxation longitudinale spin-réseau

**T2**

Temps de relaxation transversale spin-spin

**T2\***

Temps de relaxation transversal spin-spin en présence d'un champ magnétique hétérogène

**TDI**

*Tissue Doppler Imaging*

**TE**

Temps d'Écho

**TM**

*Time Motion*

**TMSV 16 SD**

*Standard deviation of the time to the regional LV minimum systolic volume*

**TR**

Temps de répétition

**TrueFISP**

*True Fast Imaging with Steady-state Precession*

**Ts-(lateral-septal)**

*Delay between time to peak systolic velocity in ejection phase at basal septal and basal lateral segments*

**V****VD**

Ventricule Droit

**VG**

Ventricule Gauche

**Y****YIQ**

*Espace de couleur avec Y la luminance, I et Q la chrominance*

**P** **$\rho$** 

Densité de protons



# INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le cœur génère la circulation du sang et la pression sanguine. La contraction est complexe et peut-être étudiée de nombreuses manières : une défaillance de contraction significative entraîne une insuffisance cardiaque parfois grave.

L'étude de la contractilité myocardique permet de révéler des anomalies pouvant entraîner une insuffisance cardiaque de stade plus ou moins avancé. Ces anomalies de contraction se caractérisent généralement par la diminution ou l'absence de mouvement d'une partie de la paroi myocardique. Parfois, le dysfonctionnement est lié à une fibrose ou une ischémie myocardique ayant entraîné une altération d'une région du cœur. D'autres fois, l'affection de la fonction cardiaque se présente sous la forme d'une désynchronisation de contraction des parois du cœur. Dans ce cas, les parois ne se contractent plus en même temps ce qui peut entraîner une diminution du volume de sang éjecté à chaque battement.

Classiquement, les déplacements de la paroi myocardique sont étudiés en échocardiographie et permettent des mesures de désynchronisation pariétale. Les modes utilisés pour étudier les mouvements du cœur sont le mode TM (temps mouvement), le Doppler pulsé et le "DTI" (*Doppler tissue imaging*). Les déplacements de la paroi myocardique peuvent aussi être étudiés via l'imagerie par résonance magnétique (IRM) à l'aide de séquences cinétiques dédiées à l'étude des mouvements du cœur telle que le marquage tissulaire (*tagging*). Cette technique nécessite cependant une acquisition supplémentaire et l'utilisation de programmes dédiés pour analyser les lignes de tags présentes dans les images. Par conséquent l'IRM par marquage tissulaire est peu utilisée en pratique clinique. Ce travail de thèse s'inscrit dans l'étude des mouvements du cœur à partir d'imagerie cinétique acquise en IRM conventionnelle sans utilisation de séquence dédiée à l'étude de mouvement.

L'objectif de ce travail est l'estimation des mouvements de la paroi du ventricule gauche du cœur par IRM. L'originalité tient à l'utilisation conjointe d'une séquence de ciné-IRM utilisée en pratique clinique pour l'étude de la fonction cardiaque, dénommée séquence SSFP (*Steady state free precession*) et de techniques de flux optique pour étudier les mouvements du cœur au cours d'un cycle cardiaque. La séquence ciné-IRM de type SSFP contient naturellement de l'information de mouvement. Cette séquence dispose d'une excellente résolution spatio-temporelle permettant une représentation détaillée du myocarde et de ses mouvements. Cependant, l'information de mouvement présente dans cette séquence n'est généralement pas exploitée.

Ce mémoire s'articule autour d'un axe central, le chapitre 3, qui traite de l'estimation de mouvement à partir d'images de résonance magnétique du cœur par des méthodes de flux optique. Les méthodes de flux optique proposées déterminent automatiquement les mouvements locaux présents sur chacune des images de la séquence. Le flux optique est la représentation du mouvement apparent dans une image sous la forme d'un champ vectoriel de déplacements. Les contraintes liées à l'utilisation de ces techniques n'étant pas toujours respectées en IRM, nous avons développé et testé des méthodes adaptées aux spécificités de ces images. Afin de bien appréhender le contexte d'application de ces techniques de flux optique, le chapitre 1 présentera le cœur, sa fonction contractile et l'asynchronisme cardiaque, et le chapitre 2 présentera l'imagerie par résonance magnétique.

Le chapitre 4 concerne l'étude de la quantification de l'asynchronisme intraventriculaire gauche à partir des résultats de l'estimation de mouvement. L'analyse du flux optique estimé dans les images par le suivi de points d'intérêt permet de quantifier les mouvements de chaque segment myocardique et de déterminer le cas échéant, une désynchronisation pariétale à l'aide de différents paramètres de mesure. Cette application fait l'objet d'une étude clinique, chez des patients n'ayant pas de cardiopathie ischémiques à QRS larges et fins, en collaboration avec le service de Cardiologie du CHU de Dijon. Les résultats préliminaires de l'étude seront comparés à l'échocardiographie.

Le chapitre 5 sera consacré à l'étude de techniques de flux optique multicanaux en IRM cardiaque. Il constitue un autre axe d'étude développé dans cette thèse. Il concerne l'utilisation de techniques de flux optique directement sur les images brutes des antennes en réseau phasé. Cette approche consiste à mettre en place des techniques de flux optique spécialement développées pour l'IRM multicanaux puis à mesurer l'apport

comparativement à l'utilisation de techniques de flux optique sur les images reconstruites. Cette étude a été faite en étroite collaboration avec le laboratoire d'Imagerie Adaptative Diagnostique et Interventionnelle (IADI) du CHU de Nancy Bradois (INSERM 947).

Enfin, nous concluons sur les principaux apports théoriques et pratiques de chacune de ces études, leurs limites, et les perspectives.



# CHAPITRE 1 :

## LE CŒUR

---

**L**e cœur est symbole de vie pour les humains car il bat sans arrêt dans notre poitrine. C'est un organe clé agissant telle une pompe pour assurer la circulation du sang dans tout le corps humain. Son anatomie est élaborée et son fonctionnement est complexe. En dépit de cela son mécanisme peut parfois s'altérer voire se dérégler. Il en suit l'apparition de maladies cardiovasculaires pouvant entraîner la mort.

Dans ce chapitre nous nous proposons de présenter succinctement l'anatomie du cœur, sa fonction contractile ainsi que le comportement du cœur en cas d'asynchronisme cardiaque. Une meilleure compréhension du fonctionnement cardiaque permet de mieux appréhender par la suite l'étude de ses mouvements.

---

## I.1. ANATOMIE

---

Le cœur est un organe creux et musculaire. Son muscle est appelé myocarde du grec *myo-*, muscle et *-carde*, cœur.

### I.1.1. La place du cœur dans la cage thoracique

---

Le cœur occupe le médiastin dans la cavité thoracique [LAT05]<sup>1</sup>. Il est classiquement décrit comme ayant une forme triangulaire chez le cadavre et d'œuf chez le sujet vivant. Il présente un grand axe presque horizontal dirigé en avant, à gauche et un peu en bas (Figure I.1). L'orientation de cet axe varie selon la forme du thorax. Quand le thorax est étroit, l'axe se rapproche de la verticale et le cœur est allongé de haut en bas. Quand le thorax est large, l'axe se rapproche de l'horizontale et le cœur est allongé transversalement.

On distingue dans le cœur trois faces : La première est la face antérieure ou sterno-costale, la deuxième est la face inférieure ou diaphragmatique et la troisième est la face latérale ou gauche.

Le cœur est entouré d'une enveloppe fibro-séreuse, le péricarde. Par l'intermédiaire de ce péricarde, le cœur présente des rapports avec d'autres organes présents dans la cage thoracique. La face antérieure du cœur répond notamment au thymus ou à ses vestiges, aux poumons, aux plèvres et aux vaisseaux mammaires internes. La face inférieure du cœur repose sur le diaphragme. La face latérale gauche est voisine de la plèvre et de la fosse cardiaque du poumon gauche.

### I.1.2. La structure du cœur

---

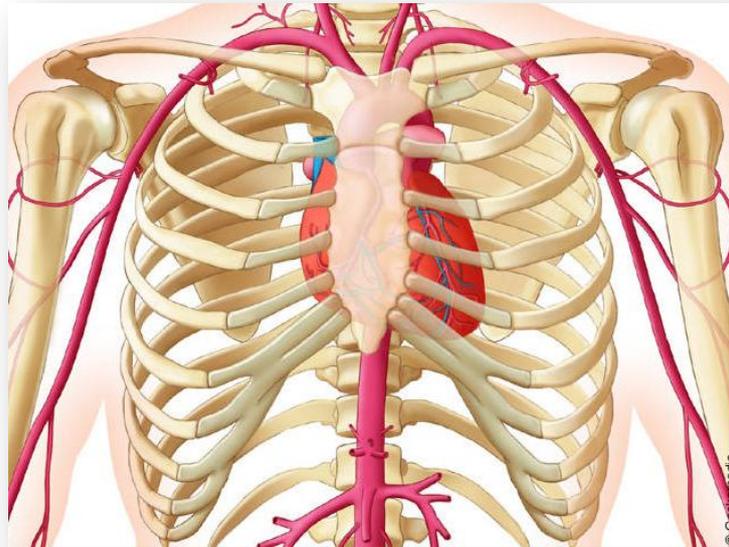
La base du cœur correspond aux deux oreillettes (gauche (OG) et droite (OD)) appelées aussi *atria* (*atrium* au singulier). L'apex quant à lui correspond au sommet du ventricule gauche. Entre la base et l'apex se trouvent les ventricules gauche (VG) et droit (VD) (Figure I.2).

L'oreillette gauche et le ventricule gauche sont séparés de l'atrium droit et du ventricule droit par une cloison appelé septum, évitant ainsi le passage du sang entre les deux parties du cœur. Le cœur est donc composé de deux parties complètement distinctes : le cœur dit veineux (cœur droit) et le cœur dit artériel (cœur gauche). Des valves entre les oreillettes et les ventricules (appelées valve mitrale pour le VG et valve tricuspide pour le VD) assurent le passage unidirectionnel

---

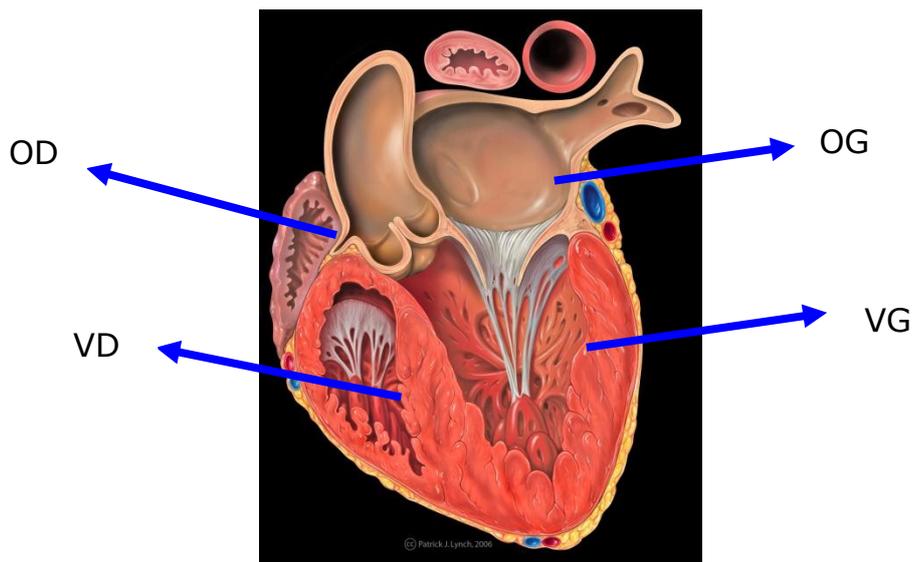
<sup>1</sup> Latrémouille, et al., in *book. Anatomie du coeur*. 2005:ed. EMC (Elsevier SAS, Paris).

du sang depuis les oreillettes vers les ventricules. Les ventricules permettent de pomper le sang et de l'envoyer dans le corps pour oxygéner les différents organes mais aussi de l'envoyer vers les poumons pour être ré-oxygéné (Figure I.3).



**Figure I.1 : Place du cœur dans la cage thoracique.**

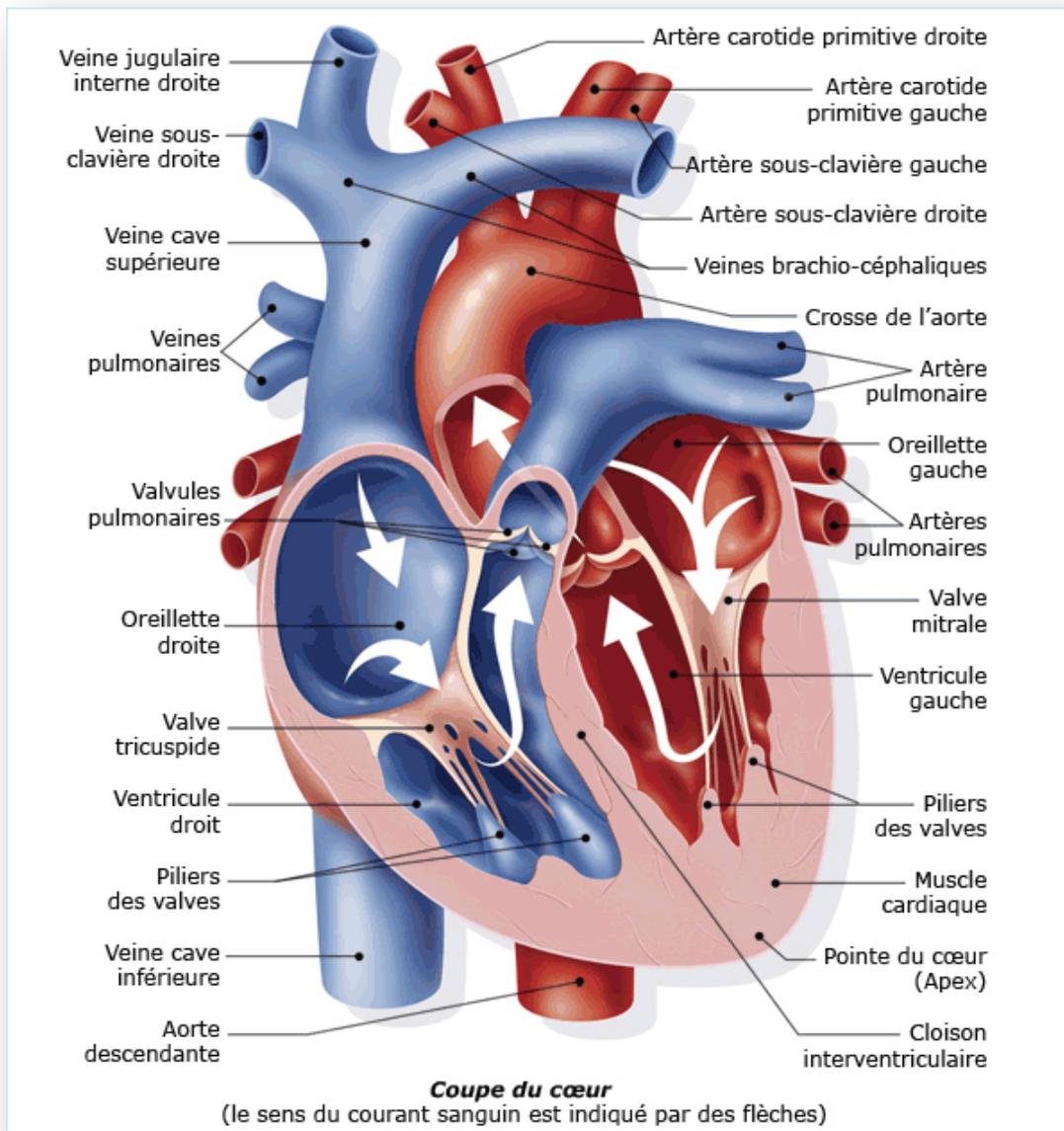
© Natom, développé par Geckomedia



**Figure I.2 : Coupe 4 cavités dans le ventricule gauche du cœur.**

OD : Oreillette Droite, OG : Oreillette Gauche, VD: Ventricule Droit, VG : Ventricule Gauche

©2006 Patrick J. Lynch, illustrateur médical.

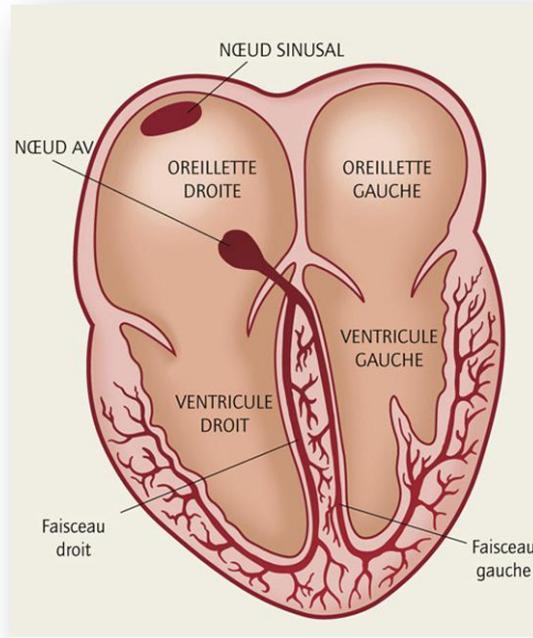


**Figure I.3 : Anatomie du cœur.**

©2006, Sanofi-Aventis, Sophie Jacopin

### I.1.3. La physiologie cardiaque

Le cœur se contracte de manière rythmique sans stimulus extérieur, on dit qu'il est myogénique c'est-à-dire qu'il produit spontanément des stimuli conduisant à sa contraction. L'activité électrique du cœur peut être détectée et enregistrée à la surface du thorax (électrocardiogramme). Le nœud sinusal commande le rythme cardiaque, (rythme sinusal). Sa fréquence est régulée par des mécanismes neuro-hormonaux.



#### Figure I.4 : Conduction électrique du cœur

Le schéma présente le tissu conducteur du cœur au niveau des oreillettes et ventricules droit et gauche : nœud sinusal et auriculo-ventriculaire (AV), faisceaux droit et gauche. ©EFPIA

### I.1.4. Le ventricule gauche

---

Le cœur est un organe essentiellement musculaire. Le ventricule gauche en est la composante la plus importante, car elle assure à elle seule environ 80 % de la fonction cardiaque.

Le ventricule gauche a la forme d'un cône légèrement aplati[LAT05]<sup>1</sup>. L'apex du ventricule gauche correspond au sommet du cœur. La base est entièrement occupée par l'orifice auriculo-ventriculaire, par l'orifice aortique et par les valvules annexées à ces orifices (Figure I.3). L'orifice auriculo-ventriculaire met en communication l'oreillette gauche avec le ventricule gauche. L'orifice aortique met en communication le ventricule gauche avec l'aorte. L'endocarde correspond à la tunique interne du myocarde. Elle sépare la cavité cardiaque du muscle cardiaque. L'épicarde est la tunique externe du myocarde. Elle sépare le muscle cardiaque du péricarde.

La cavité du VG est hérissée de saillies musculaires appelées colonnes charnues, classées en 3 ordres. Il y a deux colonnes charnues de premier ordre ou muscles papillaires à large base d'implantation et à sommet libre, dont la fonction

---

<sup>1</sup> Latrémouille, et al., in book. *Anatomie du coeur*. 2005:ed. EMC (Elsevier SAS, Paris).

est de faciliter l'ouverture et la fermeture des valvules atrio-ventriculaires ; les colonnes charnues de deuxième ordre sont unies à la paroi ventriculaire par leurs deux extrémités et sont libres dans le reste de leur étendue ; enfin les colonnes charnues de troisième ordre forment de simples saillies sur la paroi ventriculaire.

Par convention, on décrit quatre parois au VG: la face antérieure, la face latérale, la face inférieure et le septum.

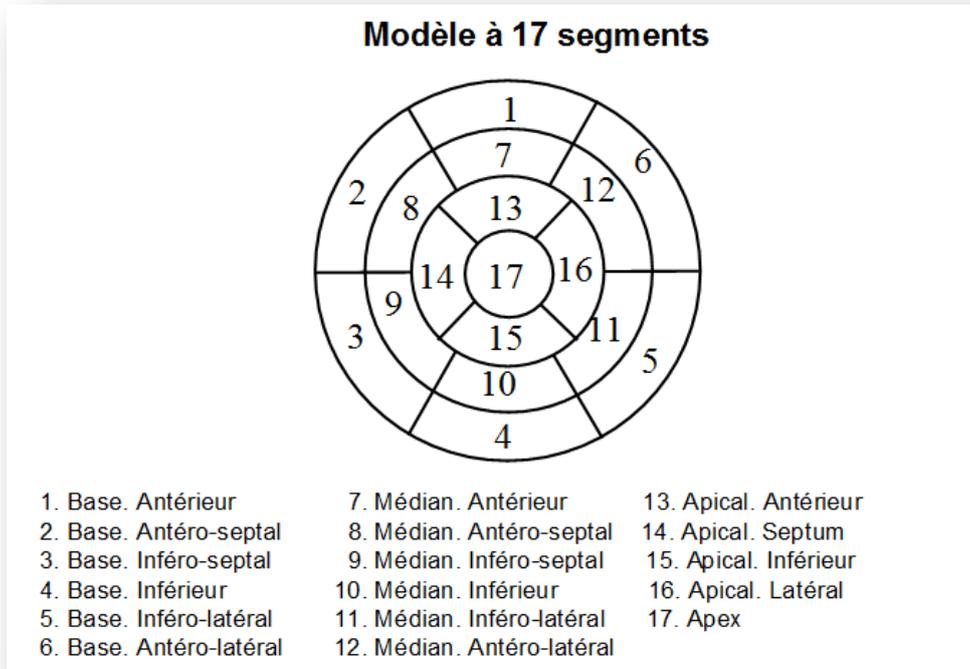
Depuis les débuts de l'imagerie cardiaque non invasive, de nombreux modèles de segmentation du VG ont été décrits avec une grande disparité d'une technique à l'autre, mais également en fonction des applications attendues, en routine clinique ou en recherche. Ainsi en routine clinique des modèles simples ont d'abord été appliqués, avec un nombre très limité de segments (par exemple 9 segments en IRM [BER92, GOW01]<sup>1</sup>), facilement utilisables mais ne permettant qu'une analyse grossière. En recherche, des modèles jusqu'à 144 segments ont été utilisés [RUM93]<sup>2</sup>, très précis mais pas facilement reproductibles et difficilement utilisable en routine clinique. Devant cette grande disparité, l'*American Heart Association (AHA)* a proposé en 2002 un modèle standard à 17 segments, facilement utilisable en routine, applicable pour toutes les techniques d'imagerie non invasive, basé sur les constatations de séries autopsiques [CER02]<sup>3</sup>. Dans ce modèle, le VG est découpé en 3 plans suivant la longueur plus l'apex : les plans basal, médian et distal, l'apex correspondant au sommet du VG. Dans ce modèle, les plans basal et médian correspondent à 35% chacun du volume myocardique, alors que le plan distal et l'apex correspondent à 30%. Ainsi, les plans basal et médian sont divisés en 6 segments alors que le tiers distal est divisé en 4 segments (plus un unique segment pour l'apex), ceci afin que tous les segments présentent des volumes comparables (environ 6% du volume myocardique pour chaque segment) (Figure I.5). Ce modèle permet donc d'obtenir des segments de taille physiologiquement significative, plus facilement comparables d'une technique à l'autre. Il permet également une répartition plus simple des segments entre les 3 principaux territoires coronaires de perfusion (Figure I.6), sans tenir compte évidemment de la grande variabilité interindividuelle de ces derniers (Cf. chapitre suivant).

---

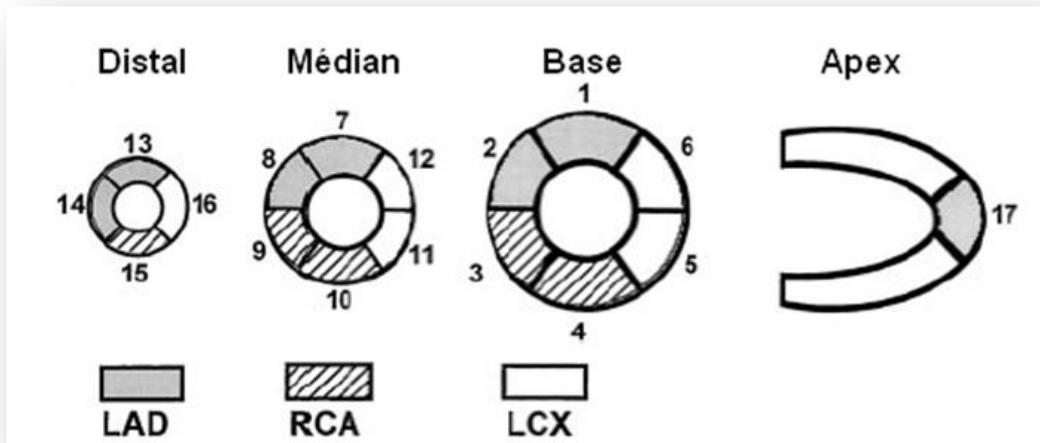
<sup>1</sup> Berning, et al., *Cardiology*, 1992; McGowan, et al., *Eur J Heart Fail*, 2001

<sup>2</sup> Rumberger, et al., *J Am Coll Cardiol*, 1993

<sup>3</sup> Cerqueira, et al., *Circulation*, 2002



**Figure I.5 : Représentation polaire des 17 segments représentant le myocarde**  
selon le modèle de Cerqueira et al [CER02]

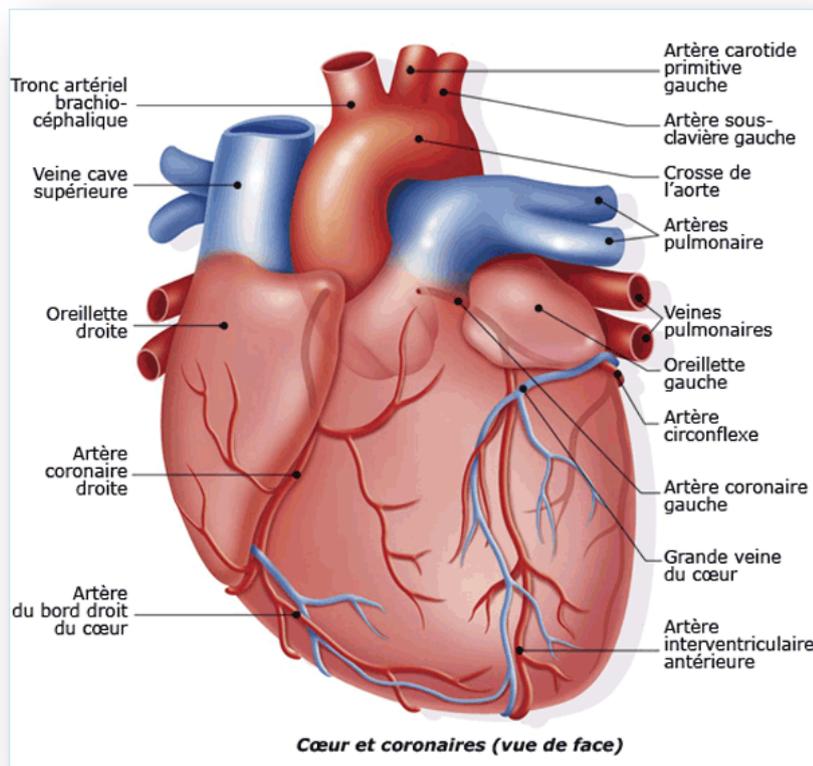


**Figure I.6 : Représentation schématique des 17 segments myocardiques**  
selon Cerqueira et al [CER02] avec les 3 territoires coronaires correspondants (LAD= artère interventriculaire antérieure ; RCA= artère coronaire droite ; LCX= artère circonflexe).

### I.1.5. Les artères coronaires

La vascularisation du cœur est assurée par les deux artères coronaires droite et gauche, naissant au niveau des sinus de Valsalva c'est-à-dire à la racine de l'aorte (Figure I.7). Leurs troncs principaux cheminent dans les sillons coronaires (atrio-ventriculaires) et réalisent ainsi une couronne autour de la base du cœur.

La vascularisation artérielle du cœur et particulièrement du VG répond à un certain degré de systématisation [CHE94]<sup>1</sup>. En effet, même si aucun territoire myocardique ne reçoit de vascularisation homogène de type défini (la distribution des coronaires peut être répartie de manière plus ou moins équilibrée), il existe des zones préférentielles pour tel ou tel système coronaire. Classiquement, l'artère coronaire droite irrigue la paroi inférieure du VG (ainsi que la partie inférieure du septum), l'artère coronaire gauche se divise en deux branches : l'artère circonflexe qui irrigue la paroi latérale, et l'artère interventriculaire antérieure qui prend en charge la vascularisation des parois antérieure, septale et apicale. Ainsi, sur la modélisation du VG à 17 segments, on peut attribuer à chaque artère coronaire un groupe de segments myocardiques correspondants (Figure I.6).



**Figure I.7 : Anatomie du cœur et des artères coronaires.**  
©2006, Sanofi-Aventis, Sophie Jacopin

<sup>1</sup> Chevrel, in Book *Anatomie Clinique*, Springer, Editor. 1994. p. 622-753.

## I.2. CYCLE CARDIAQUE

---

Le cycle cardiaque a une durée moyenne de 800 ms. Il se divise en 2 phases qui sont la diastole et la systole. La diastole est la phase de remplissage de la chambre ventriculaire, et dure environ 500 ms. La phase de systole est la phase d'éjection du sang vers l'aorte, et dure environ 300 ms. La systole consiste à transmettre l'énergie de la contraction myocardique à la masse sanguine circulante.

- La diastole se découpe en 6 mouvements (Figure I.8) :
  1. Relaxation isovolumétrique.
  2. Ouverture mitrale.
  3. Remplissage ventriculaire rapide. Le sang se déverse directement des veines pulmonaires dans le ventricule gauche, en traversant l'oreillette gauche.
  4. Remplissage ventriculaire lent.
  5. Systole atriale.
  6. Fermeture mitrale.
- La systole se découpe en 4 mouvements :
  7. Contraction isovolumétrique. Les valves aortiques et mitrales sont fermées. Les ventricules se contractent et la pression ventriculaire s'élève.
  8. Ouverture aortique.
  9. Éjection. Le sang est expulsé dans l'aorte.
  10. Fermeture aortique.

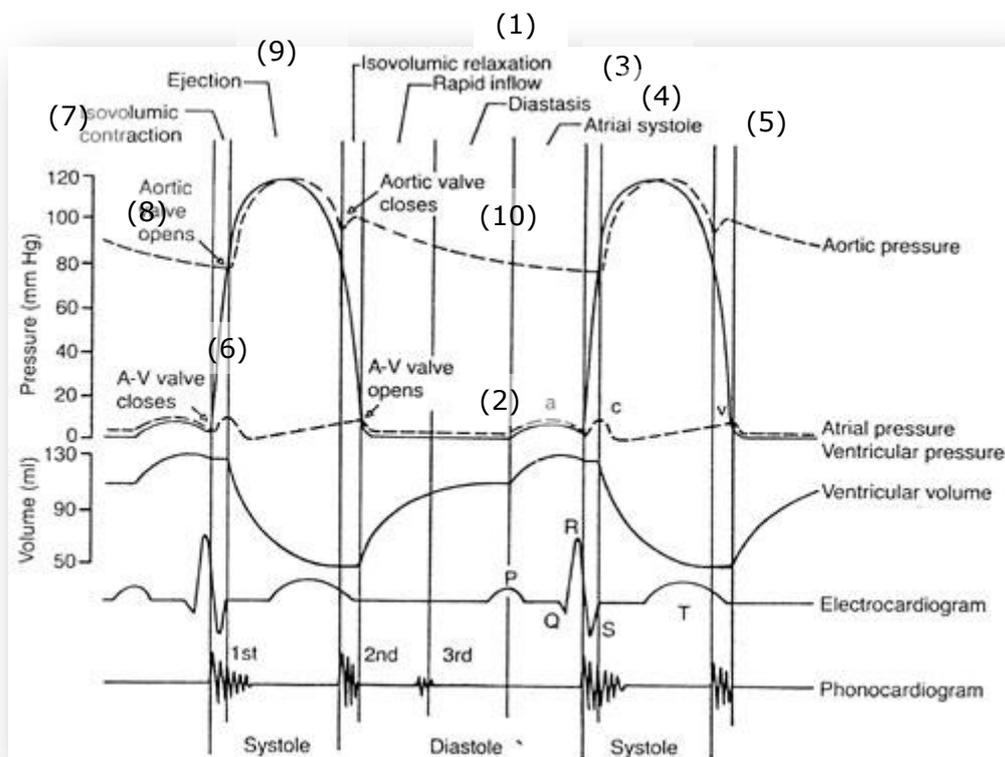
L'ensemble du cycle cardiaque est orchestré par l'activité électrique. Le signal électrique est détectable par un électrocardiographe. Sur un électrocardiogramme(ECG)<sup>1</sup>, une suite d'ondes est représentative d'un cycle cardiaque (Figure I.9). L'onde P correspond à la contraction des oreillettes. Le complexe QRS est associé à la contraction ventriculaire. L'onde T correspond à la phase de repolarisation (la relaxation) des ventricules. L'onde T atriale est masquée par l'onde QRS et correspond à la repolarisation (la relaxation) des oreillettes. La repolarisation est l'inversion de la polarité électrique.

---

<sup>1</sup> L'électrocardiogramme (ECG) : est la représentation graphique des forces électromotrices générées par l'activité cardiaque, enregistrées par des électrodes placées à la surface du corps.

La contraction du ventricule gauche durant la systole peut se décomposer en 5 mouvements. Le mouvement le plus important est le mouvement circonférentiel endocardique. Le mouvement de contraction/dilatation dans la direction du grand axe est un mouvement de seconde importance. Le plan de la valve mitrale se déplace de 12 mm à 20 mm vers l'apex, celui-ci conservant approximativement la même position durant le cycle. Les autres mouvements sont des mouvements de rotation autour du grand axe, de translation ou de torsion. Le mouvement de rotation est dans le sens des aiguilles d'une montre au niveau de la base, et dans le sens inverse des aiguilles d'une montre près de l'apex.

La puissance du ventricule gauche est d'environ 1,5 watts pour un homme au repos. En cas d'exercice intense, le débit sanguin peut être multiplié par 4, et la pression sanguine par 1.5, ainsi la puissance peut être multipliée par 6. Pour fournir cette énergie mécanique, il faut apporter au cœur une énergie beaucoup plus importante. C'est une énergie sous forme chimique que l'on peut déterminer en mesurant la quantité d'oxygène consommée par le myocarde. Le cœur a un rendement énergétique (métabolique) de l'ordre de 10 à 20 %.

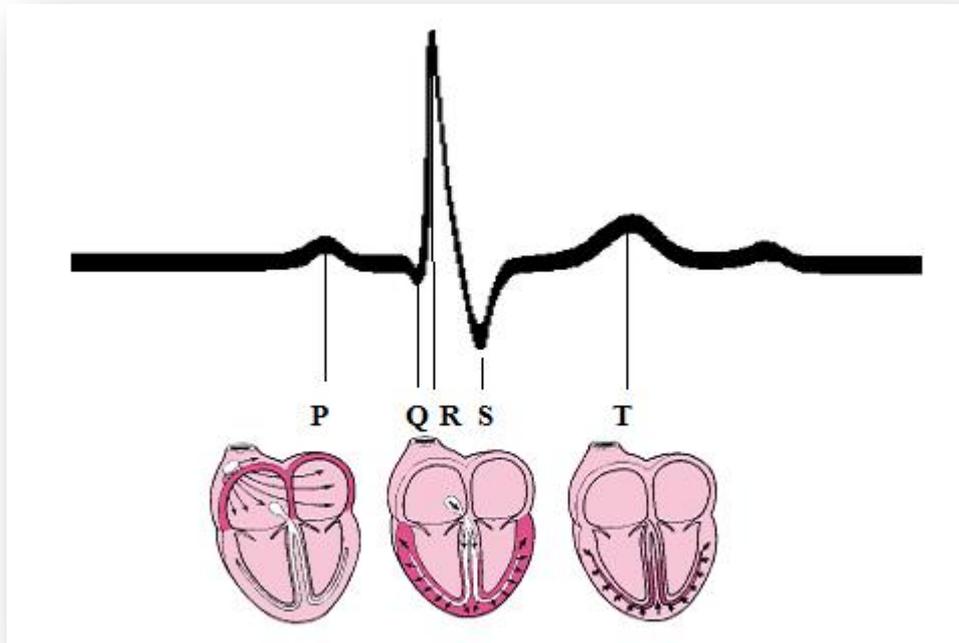


**Figure I.8 : Révolution cardiaque**

1 - Relaxation isovolumétrique. 2 - Ouverture mitrale. 3 - Remplissage ventriculaire rapide. Le sang se déverse directement des veines pulmonaires dans le ventricule gauche, en traversant l'oreillette gauche. 4 - Remplissage ventriculaire lent. 5 - Systole atriale. 6 - Fermeture mitrale. 7 - Contraction

isovolumétrique. Les valves aortiques et mitrales sont fermées. Les ventricules se contractent et la pression ventriculaire s'élève. 8 - Ouverture aortique. 9 - Éjection. Le sang est expulsé dans l'aorte. 10 - Fermeture aortique.

©Textbook of Medical Physiology



**Figure I.9 : Électrocardiogramme d'un cycle cardiaque**

Onde P : Contraction des oreillettes

Onde QRS : Contraction ventriculaire

Onde T : phase de repolarisation (relaxation) des ventricules

### I.3. FONCTION CONTRACTILE

---

La première fonction du cœur est d'être une pompe assurant le transport de l'oxygène aux différents tissus du corps humain grâce au sang (cœur artériel) et l'acheminement du sang vers les poumons pour être ré-oxygéné (cœur veineux). Cette fonction repose sur plusieurs éléments synergiques que sont les cavités, les valves et le myocarde. Le cœur a en outre besoin lui-même d'être alimenté par des vaisseaux nourriciers qui assurent la perfusion myocardique : les coronaires.

Le cœur est sous le régime d'un contrôle neuro-hormonal complexe qui assure l'adaptation de la fréquence cardiaque aux différentes conditions de besoin en oxygène. Le muscle cardiaque est essentiellement développé au niveau des ventricules, qui doivent éjecter le sang dans le système artériel avec une plus haute

pression pour le ventricule gauche que pour le ventricule droit, et ainsi le distribuer à l'ensemble du réseau artères de l'organisme. Les ventricules doivent assurer l'éjection sanguine sous une pression suffisante pour permettre les échanges entre le plasma et le liquide interstitiel. La régulation très fine doit également permettre une stricte égalité du volume sanguin éjecté par les deux ventricules.

### I.3.1. Les anomalies de contraction

L'anomalie de contraction [LAI04]<sup>1</sup> peut être locale, dans ce cas seuls certains segments du myocarde sont touchés, soit global et peut engendrer un asynchronisme (cf. §Asynchronisme page 42). Les anomalies de la contraction myocardique comprennent les variantes ci-dessous.

#### I.3.1.i. Akinésie

L'akinésie est l'absence totale de mouvement d'un segment ventriculaire.

#### I.3.1.ii. Hypokinésie

L'hypokinésie est une diminution de l'amplitude de déplacement d'un segment ventriculaire.

#### I.3.1.iii. Dyskinésie : Expansion systolique paradoxale

Dans le cas d'une expansion systolique paradoxale, certains segments anormaux ne peuvent pas maintenir la tension musculaire exigée lors de la systole. Le contour endocardique télésystolique a tendance à s'éloigner du centre de gravité ventriculaire alors qu'il devrait s'en rapprocher.

#### I.3.1.iv. Hyperkinésie

L'hyperkinésie est quant à elle une augmentation anormale de la contraction myocardique. Il est à noter que lors d'une diminution anormale de la contraction de segments pathologiques du VG, les segments adjacents sains peuvent présenter une hyperkinésie compensatrice.

---

<sup>1</sup> Laissy, et al., J Radiol, 2004

### I.3.1.v. Paramètres d'évaluation de la contraction

Un moyen d'apprécier la contraction myocardique en imagerie est de s'intéresser aux moments du cycle cardiaque où l'épaisseur du myocarde est minimale et maximale (images télésystolique et télédiastolique).

Il est ainsi possible d'en déduire l'épaisseur diastolique et l'épaisseur systolique, puis par différence, l'épaississement absolu, et enfin, l'épaississement relatif :

$$\text{épaississement relatif} = \frac{\text{épaississement absolu} \times 100}{\text{épaississement systolique}} \quad (1.1)$$

Un autre moyen consiste à évaluer le volume de sang éjecté rapporté au volume diastolique du VG. Le paramètre calculé est la Fraction d'Éjection du Ventricule Gauche (FEVG) :

$$FEVG = \frac{\text{volume diastolique} - \text{volume systolique}}{\text{volume diastolique}} \quad (1.2)$$

## I.3.2. L'insuffisance cardiaque

L'Insuffisance Cardiaque (IC) est une anomalie de la fonction cardiaque responsable de l'incapacité du myocarde à assurer un débit cardiaque suffisant pour couvrir les besoins énergétiques de l'organisme. Il existe l'IC dite systolique, lorsque le cœur n'est plus en mesure d'assurer sa fonction d'éjection du sang de manière suffisante et l'IC dite diastolique, lorsque le cœur présente une anomalie de remplissage. Dans certains cas, l'IC peut-être à la fois systolique et diastolique.

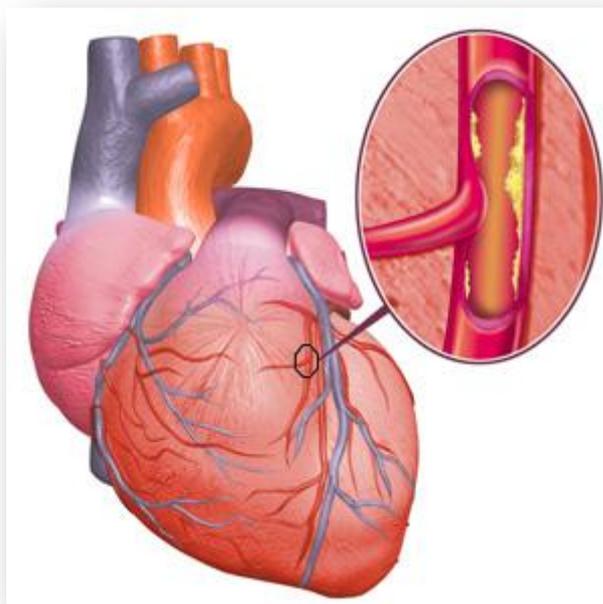
Cette notion est importante car le volume d'éjection est directement lié à la contractilité du cœur.

## I.3.3. L'ischémie et l'infarctus myocardique

### I.3.3.i. L'ischémie

Dans les conditions normales, le cœur extrait une fraction importante de l'oxygène du sang artériel. Le travail cardiaque dépendant des apports en oxygène au cœur, une augmentation de la demande en oxygène, notamment lors d'un exercice physique, doit être assurée par une augmentation du débit coronarien. Le

myocarde étant un muscle dont le métabolisme est avant tout aérobie, toute inadéquation entre le besoin et les apports en oxygène se traduira par une ischémie myocardique (Figure I.10). Une ischémie est un déficit de la perfusion sanguine par rapport aux besoins métaboliques du myocarde, la plupart du temps liée à l'occlusion partielle (voire totale) d'une artère. Cela entraîne une dysfonction de la zone ischémisée, et plus particulièrement dans le cas du ventricule gauche une altération de la fonction contractile. L'ischémie se répartit de façon hétérogène au sein de la zone ischémisée.



**Figure I.10 : Ischémie myocardique**

Schéma d'une ischémie myocardique provoquée par la sténose ou la thrombose coronarienne.

©2009, Learning ECG

*I.3.3.ii. L'infarctus du myocarde*

---

L'Infarctus Du Myocarde (IDM) se définit comme une nécrose myocardique d'origine ischémique de plus de 2 cm<sup>2</sup> (Figure I.11). Comme nous le verrons dans le chapitre suivant, sa définition clinique est plus complexe et comprend en fait 2 entités. L'IDM est le résultat d'une ischémie régionale, conséquence le plus souvent d'une thrombose coronaire aiguë. Les cellules musculaires cardiaques de ce territoire ne parviennent plus à se dépolariser par manque d'apport en oxygène et meurent en quelques heures.

Première cause de mortalité dans les pays occidentaux (70 à 80 000 décès/an en France), la gravité de l'IDM est essentiellement liée à 2 risques :

- Le risque initial d'arythmies ventriculaires létales
- Le risque secondaire de complications tant en phase aiguë qu'au stade des séquelles. C'est tout particulièrement le cas de l'insuffisance cardiaque.

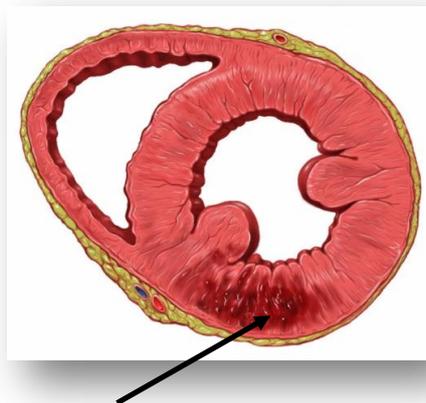
La taille de la zone infarctée dépend essentiellement de 3 facteurs :

- La taille de la zone ischémique
- La durée de l'ischémie
- L'intensité de l'ischémie

En effet, en cas d'ischémie majeure, à savoir une diminution supérieure ou égale à 80% du débit sanguin régional, la nécrose de l'ensemble du territoire infarcté peut se constituer en moins de 30 minutes (ischémie létale). Lorsque cette ischémie est partielle et que le débit résiduel est d'environ 20 à 40% du débit de référence, l'ischémie est dite critique et la nécrose n'est complète qu'au delà de plusieurs heures. Enfin, en cas de débit sanguin résiduel supérieur ou égal à 50%, la viabilité myocardique peut se maintenir de nombreuses heures voire indéfiniment.

Il est à noter que la taille de l'infarctus peut être significativement réduite si le myocarde ischémique est revascularisé dans des délais suffisamment précoces. La récupération sera bien sûr d'autant plus complète que l'intervention sera rapide.

La nécrose cellulaire résultant de l'infarctus apparaît au niveau de l'endocarde pour s'étendre progressivement vers l'épicarde [REI77]<sup>1</sup>.



**Figure I.11 : Infarctus de la paroi postérieure du ventricule gauche du cœur**

Schéma en coupe petit axe du myocarde. L'infarctus d'environ 2cm<sup>2</sup> se situe sur la paroi postérieure du VG. ©2006 Patrick J. Lynch, illustrateur médical.

---

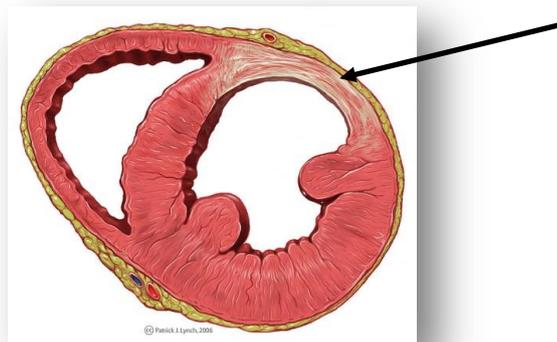
<sup>1</sup> Reimer, et al., Circulation, 1977

### I.3.4. La fibrose

---

Le cœur est en grande partie composé de fibres musculaires. L'endocarde et le myocarde peuvent perdre leurs qualités de souplesse et de contractilité en se transformant partiellement en tissu fibreux, appelé fibrose [ASO98, HUN05]<sup>1</sup>.

La fibrose est donc un tissu pathologique (Figure I.12) qui vient remplacer le tissu myocardique normal dans de nombreuses pathologies telles que les cardiomyopathies hypertrophiques, certaines cardiomyopathies dilatées, et dans les infarctus en phase chronique. La fibrose peut-être présente dans le tissu myocardique non atteint par l'infarctus en particulier dans les zones présentant une hypertrophie compensatrice.



**Figure I.12 : Tissu cicatriciel sur la partie antérieure du ventricule gauche**

Schéma en coupe petit axe du myocarde. Le tissu cicatriciel correspondant à une zone de fibrose en blanc sur le schéma est situé sur la paroi antérieure du VG. ©2006 Patrick J. Lynch, illustrateur médical.

## I.4. ASYNCHRONISME

---

En cas d'insuffisance cardiaque, un dysfonctionnement de contraction des ventricules peut se manifester sous la forme d'hétérogénéité du délai entre l'activation électrique et la contraction mécanique des différents segments. On parle alors d'asynchronisme cardiaque. Cet asynchronisme réduit l'efficacité hémodynamique de la contraction cardiaque. L'étude de l'asynchronisme cardiaque a conduit, au début des années 1990, au développement de thérapies de resynchronisation ventriculaire, en anglais *CRT (Cardiac Resynchronisation Therapy)* [ABR03, HOC92]<sup>2</sup>.

<sup>1</sup> Aso, et al., Invest Radiol, 1998; Hunold, et al., Am. J. Roentgenol., 2005

<sup>2</sup> Abraham, et al., Circulation, 2003; Hochleitner, et al., Am J Cardiol, 1992

### I.4.1. Principe de la désynchronisation cardiaque

Il existe plusieurs types d'asynchronisme cardiaque. L'asynchronisme auriculo-ventriculaire peut être lié à une dysfonction du nœud sinusal et/ou du nœud auriculo-ventriculaire qui conduit à un délai d'activation entre les oreillettes et les ventricules (Figure I.4). Lorsqu'il existe un délai entre le début de la contraction du VG et du VD, on parle d'asynchronisme interventriculaire. Dans ce cas là, le septum se déplace vers le VG avant la contraction. Enfin, l'asynchronisme intra-VG se caractérise par la contraction prématurée ou tardive de certaines zones du myocarde.

Dans cette thèse nous nous intéresserons plus spécialement à l'asynchronisme intra-VG car elle altère l'hémodynamique en diminuant fortement le volume de sang éjecté : FEVG diminuée (cf. équation (1.2)).

### I.4.2. Intérêt de la quantification de l'asynchronisme

L'intérêt de la quantification de l'asynchronisme réside dans la pose de stimulateurs cardiaques biventriculaires capables de resynchroniser les ventricules. Ces dispositifs ont permis d'améliorer significativement les paramètres fonctionnels, le remodelage<sup>1</sup> ventriculaire gauche, de diminuer le nombre d'hospitalisations et la mortalité [BIL08]<sup>2</sup>. Les critères pour la pose d'un stimulateur cardiaque sont une insuffisance cardiaque en stade III et IV de la classification NYHA<sup>3</sup> (cf. Annexe 1), avec une FEVG inférieure à 35 % et un élargissement de la durée du QRS supérieure à 120 ms (Figure I.13).

L'intérêt d'une quantification de la désynchronisation en IRM s'explique par le fait que, en se basant sur les critères précédemment cités, 30% des patients ne répondent pas à la CRT (pas d'amélioration de l'état du patient après avoir reçu un défibrillateur).

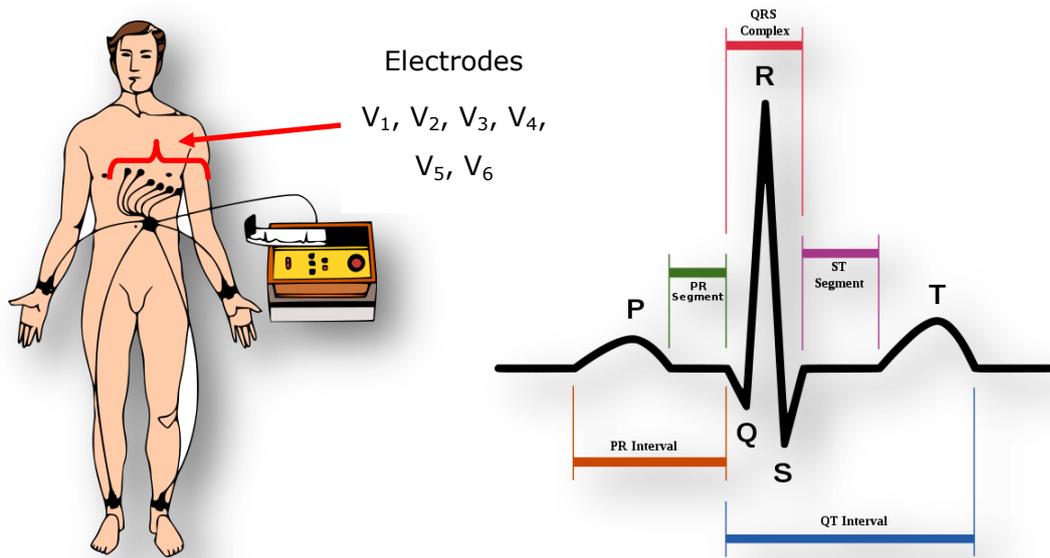
De plus, on peut noter le cas de QRS fin (durée du QRS inférieure à 120 ms) (Figure I.14) qui présente une désynchronisation intraventriculaire VG et inversement le cas de QRS large (durée du QRS supérieure à 120 ms) (Figure I.15) ne présentant pas de désynchronisation. De ce fait l'asynchronisme électrique n'implique pas toujours un asynchronisme mécanique.

---

<sup>1</sup> Remodelage du VG : Modifications morphologiques et fonctionnelles de la pompe ventriculaire gauche

<sup>2</sup> Bilchick, et al., J Am Coll Cardiol, 2008

<sup>3</sup> NYHA : New York Heart Association

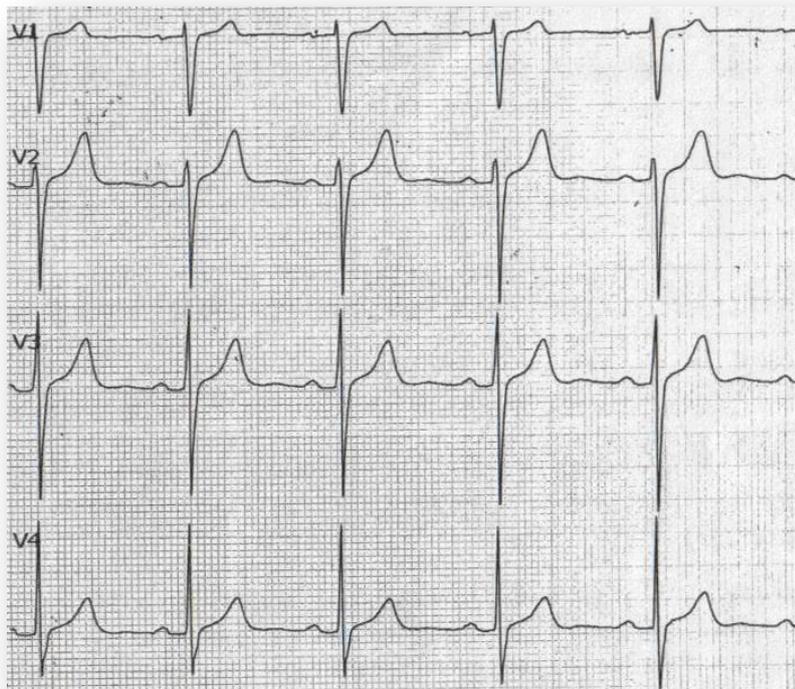


a) Position des électrodes

b) Détails de l'ECG

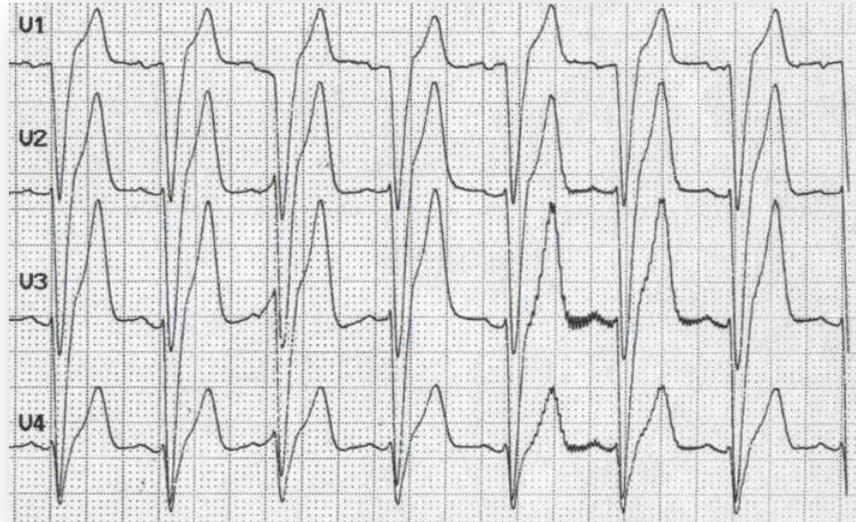
### Figure I.13 : Électrocardiographie

a) Schéma du positionnement des électrodes pour obtenir un électrocardiogramme (ECG) et b) détails des différentes ondes qui le composent.



### Figure I.14 : QRS fin

Exemple de QRS fin (inférieur à 120 ms) pour les électrodes V<sub>1</sub> à V<sub>4</sub>. Échelle temporelle : un carreau correspond à 40 ms. Sur cet examen, le QRS est estimé à 40 ms.

**Figure I.15 : QRS large**

Exemple de QRS large (supérieur à 120 ms) pour les électrodes  $V_1$  à  $V_4$ . Échelle temporelle : un carreau correspond à 40 ms. Sur cet examen, le QRS est estimé à 120 ms.

### I.4.3. Place de l'échocardiographie

L'échocardiographie est une échographie du cœur. C'est une technique d'imagerie qui utilise la réflexion des ultrasons. L'ultrason est défini comme un son possédant une fréquence supérieure à 20 kHz (20 000 oscillations par seconde), c'est-à-dire au-dessus du niveau de fréquence audible. Les fréquences ultrasonores classiques utilisées en échocardiographie se situent entre 1 et 7 MHz s [FLA07]<sup>1</sup>.

L'échocardiographie permet une étude de la désynchronisation mécanique par la technique de l'échocardiographie transthoracique (ETT) en coupe parasternale : contre le sternum, du deuxième au cinquième espace intercostal (Figure I.16) [BOH06]<sup>2</sup>.

Plusieurs modes d'acquisitions des images en échographie sont possibles :

- L'échocardiogramme en mode TM ("time motion" ou "temps mouvement") ou unidimensionnel est le plus anciennement utilisé (Figure I.17 et Figure I.18). Il donne une image des structures cardiaques en mouvement en fonction du temps. Lorsque l'on examine un échocardiogramme TM, il est entre autres possible d'effectuer des mesures de déplacement des parois en fonction du temps.

<sup>1</sup> Flachskampf, in book. *Précis d'échocardiographie*. 2007, Paris:ed. Maloine.

<sup>2</sup> Böhmeke, et al., in book. *Guide de poche d'échographie cardiaque*. 2006, Paris:ed. Flammarion médecine-sciences.

- Cet examen est souvent couplé avec une échocardiographie en 2D (mode B = Brillance) qui est un examen échographique à deux dimensions en temps réel des mouvements du cœur (Figure I.19). La luminosité d'un point dépend de l'amplitude de l'écho (qui dépend du type de tissu rencontré par les ultrasons).
- Les examens en Doppler tissulaire (TDI : Tissue Doppler Imaging) (Figure I.20) sont également très répandus et reposent sur l'effet Doppler (du physicien éponyme qui décrit la variation de la fréquence d'une onde observée après sa réflexion sur un objet en mouvement). Cet effet est exploité depuis peu pour étudier la vitesse des structures du cœur en mesurant le décalage en fréquence des échos diffusés. A l'origine l'effet Doppler est utilisé pour étudier la vitesse du flux sanguin (Doppler continu (signal 1D = spectre), pulsé (signal 1D), couleur (signal 2D superposé en temps réel à l'échographie en 2D)).
- L'échocardiographie tridimensionnelle (3D) est une modalité d'imagerie récente qui fonctionne en temps réel, un cycle cardiaque est donc acquis en une seule fois (Figure I.21). Le faisceau ultrasonore au lieu de balayer un plan, balaye un volume et fait appel à des logiciels spécialisés de reconstruction pour obtenir une représentation sous forme de surface ou de volume 3D. La reconstruction des images est immédiate et permet aussi l'étude de la désynchronisation du VG.

La vitesse de propagation des ondes dans les tissus est d'environ 1540 m/s, la résolution spatiale ( $R$  en millimètres, mm) s'exprime en fonction de la fréquence  $f$  (en MHz) selon la relation suivante [LEG08]<sup>1</sup> :

$$R_{mm} = \frac{1,54}{f} \quad (1.3)$$

La résolution spatiale augmente avec la fréquence : pour la fréquence de 2,5Mhz, la plus souvent utilisée en échocardiographie, la résolution spatiale est de 0,6 mm et pour une fréquence de 5 MHz, de 0,3 mm.

La cadence d'acquisition des images est exprimée en nombre d'images par seconde. Généralement pour un examen en 2D (mode B), plus le secteur étudié est étroit plus la fréquence d'image est élevée et donc meilleure est la résolution temporelle. On peut considérer des fréquences de 20 images/s et jusqu'à 50 images/s ce qui correspond à une résolution temporelle de 50 à 20 ms par images.

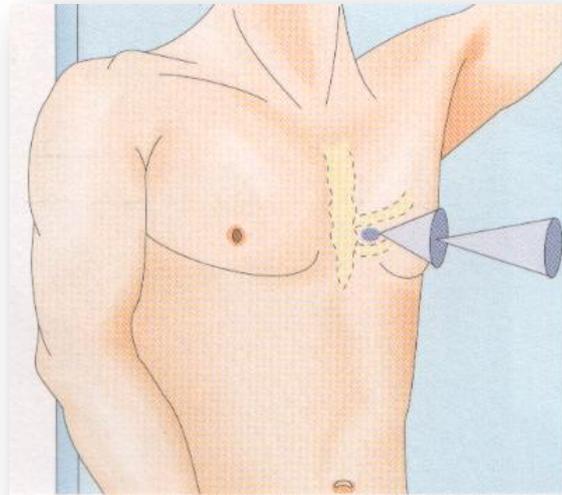
---

<sup>1</sup> Legmann, et al., in *book. Échographie (4ème édition)*. 2008.

En échographie en mode TM, la résolution temporelle est nettement supérieure du fait que le faisceau ultrasonore soit réduit à une ligne étudiée dans le temps : la fréquence de répétition de la sonde est de 1000 à 5000 Hz ce qui correspond à une résolution temporelle inférieure à 1 ms [FLA07]<sup>1</sup>.

Lors de tout examen échographique, une dérivation échographique doit être enregistrée sur l'échographe. L'objectif est principalement d'évaluer la fréquence cardiaque et de déclencher (*trigger*) l'enregistrement numérique des cycles cardiaques.

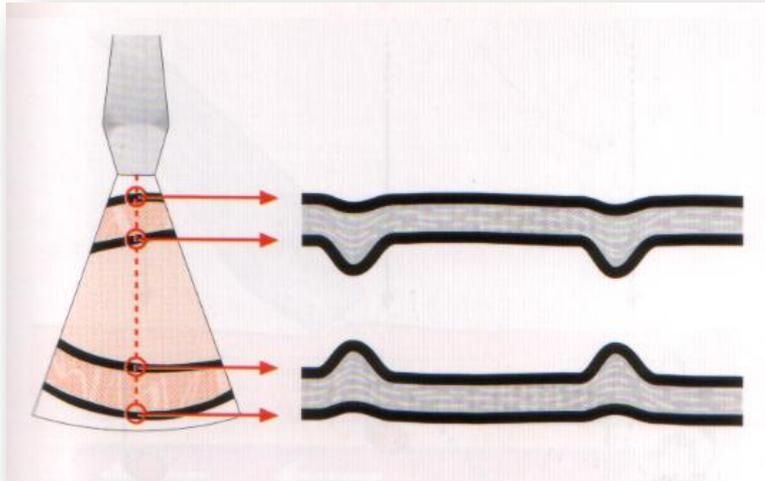
De plus, le "2D strain" ou "speckle tracking" est une modalité plus récente, qui permet d'analyser la déformation des parois myocardiques à partir de l'imagerie 2D (Figure I.22). Cette technique semble très prometteuse pour l'analyse de la cinétique ventriculaire globale et segmentaire.



**Figure I.16 : Exploration en échographie de la voie parasternale au niveau du 4<sup>ème</sup> espace intercostal contre le sternum**

©2006, Flammarion médecine-sciences, Guide de poche d'échographie cardiaque

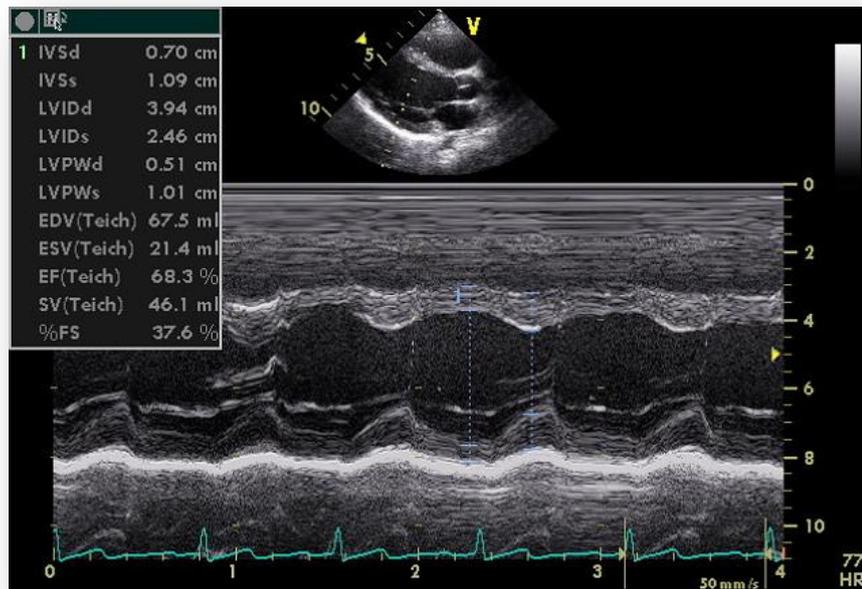
<sup>1</sup> Flachskampf, in book. *Précis d'échocardiographie*. 2007, Paris:ed. Maloine.



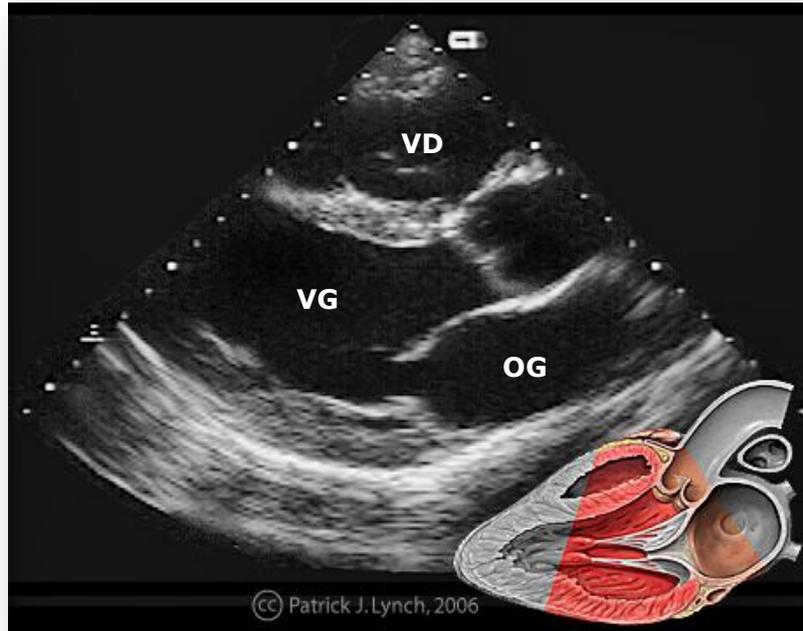
**Figure I.17 : Schéma du principe de l'échocardiographie en mode TM**

L'axe des abscisses correspond au temps. Le myocarde est représenté en gris. On peut observer l'épaississement et le mouvement vers l'intérieur du myocarde.

©2006, Flammarion médecine-sciences, Guide de poche d'échographie cardiaque

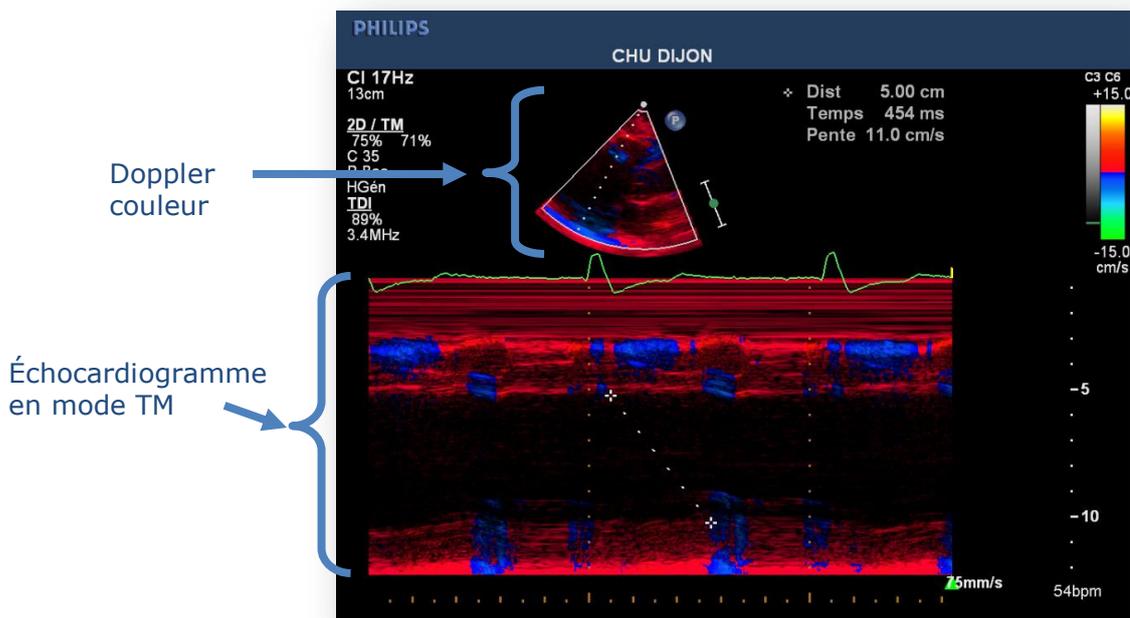


**Figure I.18 : Échocardiogramme en mode TM en coupe parasternale grand axe au niveau du ventricule gauche**



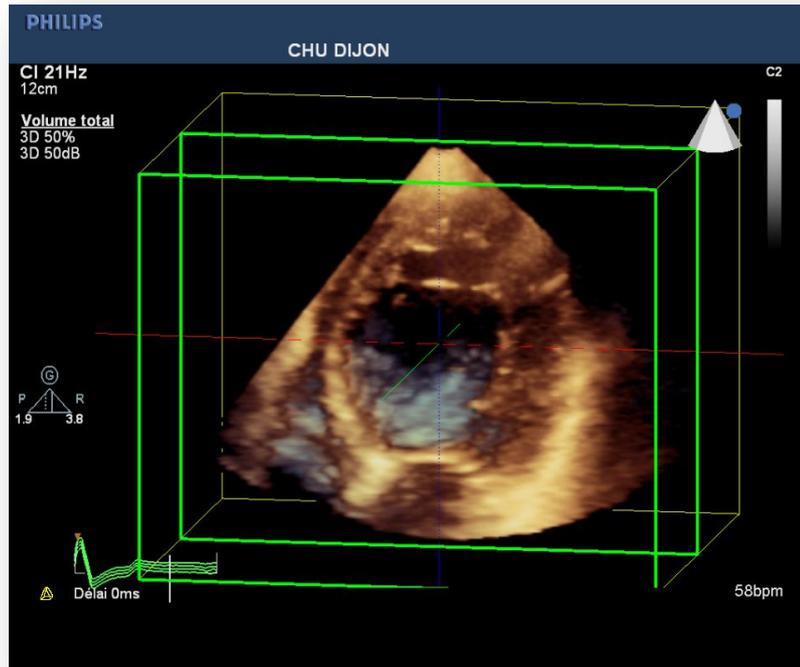
**Figure I.19 : Échocardiographie 2D du ventricule gauche en coupe parasternale grand axe**

©2006 Patrick J. Lynch, illustrateur médical.

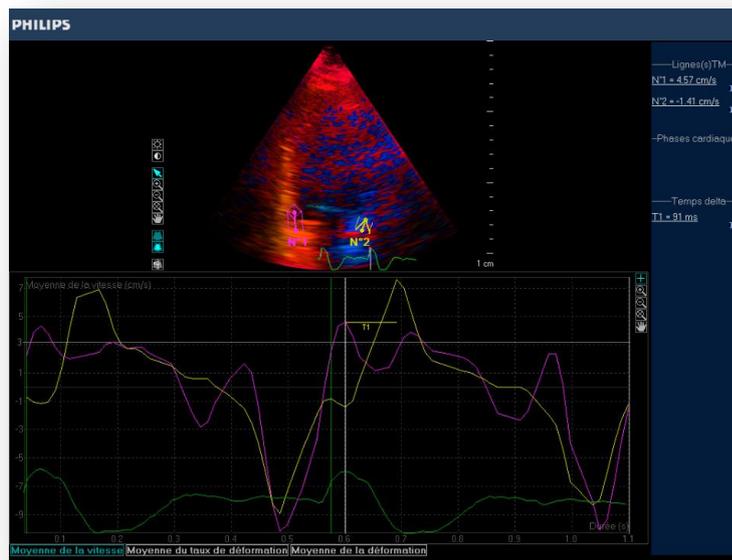


**Figure I.20 : Échocardiographie en doppler couleur et TM**

Échocardiographie en doppler couleur et TM (avec mesure du SPWMD (ligne en pointillés blancs)). L'ECG est représenté par la courbe verte. En dessous se trouve la paroi septale et en bas de l'image se trouve la paroi postérieure. L'abscisse correspond à l'axe des temps. Par convention, les structures qui se rapprochent de la sonde sont codées en rouge, celles qui s'en éloignent en bleu.



**Figure I.21 : Échocardiographie 3D du ventricule gauche.**



**Figure I.22 : Échocardiographie en speckle tracking.**

Les images en *speckle tracking* permettent de suivre la paroi septale (en magenta) et la paroi libre (en jaune). L'ECG est représenté en dessous par la courbe verte.

De nombreux critères échographiques existent pour prédire la réponse à une CRT [CHU08]<sup>1</sup> (cf. Annexe 2). Seuls les critères les plus employés seront détaillés ci-dessous.

Les critères pour un asynchronisme interventriculaire :

- Le délai de contraction entre la paroi latérale VG et la paroi libre du VD est supérieur à 56 ms.
- Le délai entre le début du flux dans la chambre de chasse du VD et du VG (étudié en doppler pulsé) est supérieur à 40 ms.

Les critères pour un asynchronisme intra-VG :

- SPWMD<sup>2</sup> > 130 ms : Le délai de contraction entre les parois septale et postérieure (étudié en coupe parasternale petit axe, au niveau des muscles papillaires) est supérieur à 130 ms
- Ts-(lateral-septal)<sup>3</sup> > 60 ms : Le délai entre les parois septale et latérale durant la phase d'éjection (étudié en 4 cavités par doppler tissulaire couleur (DTI)) est supérieur à 60 ms.
- LPEI<sup>4</sup> > 140 ms : Le temps de pré-éjection du VG qui correspond au temps entre le début du QRS et le début de l'éjection du VG en Doppler pulsé.
- TMSV 16 SD<sup>5</sup> > 10% : L'écart-type du temps où intervient le volume systolique minimal de chacun des 16 segments du VG en échographie 3D.

Comme autre critère, on peut considérer la somme de l'asynchronisme interventriculaire et intra-VG.

L'EET présente néanmoins certaines limites liées à l'échogénicité<sup>6</sup> du patient et à sa variabilité inter-opérateur. Ces limites étant absentes sur des séquences de ciné-IRM, nous nous proposons d'étudier l'asynchronisme sur celles-ci.

---

<sup>1</sup> Chung, et al., Circulation, 2008

<sup>2</sup> SPWMD : Septal-Posterior Wall Motion Delay

<sup>3</sup> Ts-(lateral-septal) : Delay between time to peak systolic velocity in ejection phase at basal septal and basal lateral segments

<sup>4</sup> LPEI : Left ventricular pre-ejection interval

<sup>5</sup> TMSV 16 SD : Standard deviation of the time to the regional LV minimum systolic volume

<sup>6</sup> Échogénicité : Aptitude d'un tissu à rétrodiffuser les ultrasons



# CHAPITRE 2 : L'IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

---

**L'**imagerie par résonance magnétique (IRM) est une technique d'imagerie non-invasive, dépourvue d'effet ionisant (radioactivité). Cette technique permet d'obtenir des coupes anatomiques de différents organes selon une orientation libre du plan d'acquisition.

L'objectif premier de ce chapitre est de connaître les spécificités de l'IRM et par extension de l'IRM cardiaque. Ceci, afin de mettre en place par la suite des programmes automatiques de détection de mouvement du myocarde qui soient adaptés à ces images. Pour cela, nous rappellerons brièvement les principes physiques de l'IRM. Nous présenterons l'IRM cardiaque qui permet d'étudier la cinétique du myocarde au cours du cycle cardiaque. Les séquences utilisées pour cette étude seront détaillées et nous nous attacherons à examiner les artefacts susceptibles d'altérer les images. Les paramètres d'acquisition influant sur la qualité des images seront aussi explicités.

L'objectif second de ce chapitre est de présenter les principes de l'acquisition de données en IRM multicanaux. L'IRM multicanaux consiste à reconstruire une image à partir des images provenant d'antennes en réseau phasé positionnées autour du patient. Son utilisation est très répandue en IRM cardiaque.

Enfin, le bruit spécifique aux images de résonance magnétique, appelé bruit ricien, sera étudié et des algorithmes de suppression de ce bruit seront testés. Le prétraitement des images par ces méthodes permettra d'améliorer la qualité de détection de mouvement.

---

## II.1. INTRODUCTION

---

L'Imagerie par Résonance Magnétique est fondée sur les principes de la Résonance Magnétique Nucléaire (RMN) [KAS06]<sup>1</sup> décrits initialement en 1946 par Bloch et Purcell. Les premières applications datent de 1973 [LAU73]<sup>2</sup>. Damadian et al. ont fait la première démonstration d'images du corps au niveau du thorax en 1978 [DAM78]<sup>3</sup>. Depuis, l'IRM a pris sa place parmi les techniques d'imagerie plus anciennes et reconnues. Considérée initialement comme une technique d'imagerie assez lente, l'IRM fut l'objet de développements concernant la mise en place de nouvelles séquences. Ces nouvelles séquences ont permis de réduire le temps d'acquisition d'une image et ainsi, de nouvelles applications ont vu le jour en particulier, concernant l'imagerie fonctionnelle dynamique des organes en mouvements tels que le cœur.

L'IRM est une technique d'imagerie :

- non-invasive
- sans radiation ionisante
- dont l'orientation des coupes tomographiques est libre
- présentant un contraste tissulaire élevé
- de haute résolution spatiale

De plus, les intensités de champ magnétique utilisées en clinique semblent dépourvues d'effet biologique néfaste.

Ce chapitre n'est en aucun cas un traitement exhaustif de la RMN et de l'IRM. Seules les notions utiles à la compréhension de ce document seront détaillées.

## II.2. PRINCIPES

---

### II.2.1. La résonance magnétique

---

Certains noyaux d'intérêt biologique tels que l'hydrogène, le carbone 13 ou le phosphore 31 possèdent des propriétés magnétiques particulières. En IRM, c'est le proton (atome d'hydrogène :  $^1\text{H}$ ) qui constitue le noyau d'intérêt, car il possède un moment magnétique élevé, et il est très présent dans l'organisme (les tissus humains

---

<sup>1</sup> Kastler, et al., in *book. Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage (6ème édition)*. 2006, Paris:ed. Masson.

<sup>2</sup> Lauterbur, *Nature*, 1973

<sup>3</sup> Damadian, et al., *Naturwissenschaften*, 1978

sont constitués d'environ 60% à 80% d'eau, molécule porteuse de 2 atomes d'hydrogène).

En présence d'un champ magnétique puissant noté  $B_0$ , les noyaux s'orientent selon deux directions privilégiées : soit dans le sens du champ  $B_0$  (sens "parallèle"), soit dans le sens contraire (sens "antiparallèle"). C'est le léger excès de noyaux s'orientant parallèlement au champ  $B_0$  qui est à l'origine du signal [KAS06]<sup>1</sup>.

En présence du champ magnétique  $B_0$ , et d'une source d'onde radiofréquence (RF), les noyaux absorbent l'énergie radiofréquence : on dit que les noyaux sont en résonance. Pour cela, l'onde RF doit être fixée à une fréquence  $f_0$  spécifique au noyau étudié.

La fréquence de résonance spécifique  $f_0$  (en Hz) est liée au champ magnétique  $B_0$  par la formule de Larmor :

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 \quad (2.1)$$

$\gamma$  (En rad.Hz.T<sup>-1</sup>) est une constante dépendant de la nature du noyau, appelée rapport gyromagnétique. Le comportement des noyaux peut être plus facilement expliqué en utilisant la description classique du phénomène de Résonance Magnétique Nucléaire (RMN). En effet, au lieu de décrire le comportement de chaque noyau, comme c'est le cas en mécanique quantique, on peut utiliser le vecteur d'aimantation  $M_0$ , qui est la résultante de tous les vecteurs microscopiques associés à chaque noyau, comme témoin de l'effet macroscopique. Avant l'application de l'onde RF,  $M_0$  est dans le même sens que  $B_0$ . La mise en résonance des noyaux peut être représentée par le basculement progressif du vecteur d'aimantation dans le plan perpendiculaire au vecteur  $B_0$ . Ce mouvement de bascule s'accompagne d'un mouvement de précession du vecteur  $M_0$  autour du vecteur  $B_0$ . Initialement, cette précession de Larmor se déroule, comme son nom l'indique, à la fréquence (angulaire) de Larmor  $\omega_0$  avec :

$$\omega_0 = 2\pi f_0 \quad (2.2)$$

C'est le basculement et la rotation du vecteur  $M_0$  qui sont à l'origine du signal RMN recueilli, car ce mouvement de précession induit un courant électrique dans une antenne préalablement orientée.

Plusieurs paramètres intrinsèques aux tissus explorés influencent les données brutes acquises, et donc l'image finale. Les principaux paramètres sont le temps de

---

<sup>1</sup> Kastler, et al., in book. *Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage (6ème édition)*. 2006, Paris:ed. Masson.

relaxation longitudinale spin-réseau (T1), le temps de relaxation transversale spin-spin (T2), et la densité de protons ( $\rho$ ).

A l'arrêt de l'excitation radiofréquence, le temps T1 caractérise le phénomène de restitution de l'énergie radiofréquence au milieu. Plus le tissu met de temps à restituer l'énergie qui vient d'absorber, plus le T1 est long.

Le temps T2 reflète la dispersion des fréquences de résonance des noyaux au cours de la précession du vecteur  $M_0$  à l'arrêt de l'excitation RF. Plus la perte de cohérence entre les noyaux est importante, plus le T2 est court, et donc plus le signal disponible disparaît rapidement. Cette perte de cohérence est due à des champs magnétiques locaux (propres aux tissus) qui s'ajoutent au champ magnétique principal.

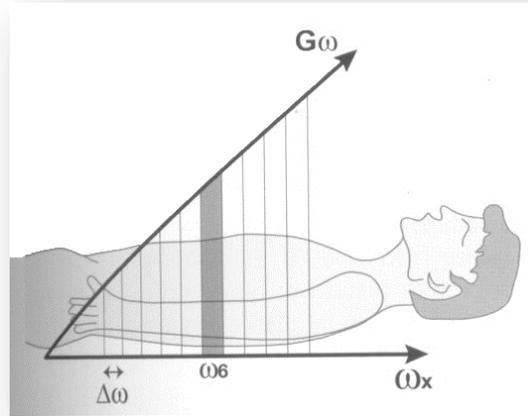
Le  $T_2^*$  est un paramètre qui dépend du T2 et de l'hétérogénéité du champ magnétique ( $\Delta\omega_0$ ) et est noté :

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \cdot \Delta\omega_0 \quad (2.3)$$

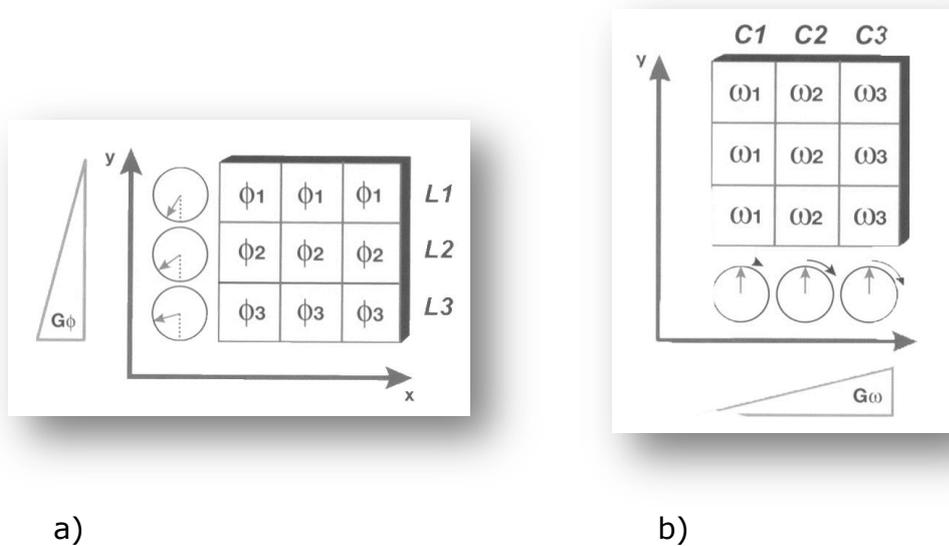
Enfin, la densité de protons  $\rho$  est une mesure de la concentration des noyaux d'hydrogène présents.

## II.2.2. La localisation du signal

L'excitation des protons par l'onde radiofréquence concerne l'ensemble du corps placé dans l'antenne. Pour la localisation spatiale du signal, on applique des gradients de champ magnétique, c'est à dire une variation linéaire du champ le long d'un axe de l'espace. Le premier gradient appliqué permet la sélection d'un plan de coupe. On appelle ce gradient le gradient de sélection de coupe ( $G_\omega$ ) (Figure II.1). Deux autres gradients permettent la localisation du signal à l'intérieur de cette coupe. Le gradient de phase ( $G_\phi$ ) permet de sélectionner la ligne dans le plan de Fourier (Figure II.2a), et le gradient de fréquence ( $G_\omega$ ) la position sur cette ligne, c'est à dire la colonne (Figure II.2b).



**Figure II.1 : Gradient de sélection de coupe  $G_\omega$**   
 ©2006 Elsevier Masson, Comprendre l'IRM, B. Kastler



**Figure II.2 : a) Gradient de phase  $G_\phi$  et b) de fréquence  $G_\omega$**   
 ©2006 Elsevier Masson, Comprendre l'IRM, B. Kastler

## II.3. ÉQUIPEMENT

Le champ magnétique statique actuellement employé en IRM, pour l'homme en routine clinique, va de 0,1T (bas champ) à 3T (haut champ) selon les appareils. NeuroSpin<sup>1</sup> teste depuis 2007 une IRM à 7T pour l'étude du cerveau et des IRM à 11,4T vont émerger dans les années à venir. Ce champ magnétique en IRM est généré par un aimant très puissant. Il existe trois types d'aimant, les aimants

<sup>1</sup> NeuroSpin est l'une des 3 plates-formes de recherche qui compose l'Institut d'Imagerie Biomédicale (I<sup>2</sup>BM) du Commissariat à l'Énergie Atomique (CEA).

permanents (volumineuses masses ferromagnétiques), les aimants résistifs et les aimants supraconducteurs. Historiquement, les aimants permanents et les aimants résistifs ont été utilisés pour des bas champs, inférieur à 0,5 T, alors que les aimants supraconducteurs apparus plus récemment ont été conçus pour des champs plus élevés.

Les impulsions RF sont appliquées à partir d'antennes qui peuvent englober l'ensemble du corps (antenne corps entier) ou qui sont planes (antenne de surface). Ces antennes peuvent aussi servir à recueillir le signal (antenne émettrice-réceptrice). Pour les examens du cœur, on utilise des antennes "réseau phasé", formées de 4 antennes ou plus, disposées en corset autour du thorax à l'aide de sangles. Ce type d'antenne améliore très nettement la qualité des images, mais est très sensible aux mouvements respiratoires.

La localisation spatiale du signal RMN est fournie grâce à la combinaison simultanée de gradients de champ magnétique et d'impulsions radiofréquences. Le système de gradients consiste en un bobinage de type Golay, enroulé de façon à créer une annulation du champ radiofréquence au centre de la bobine, ainsi que des valeurs de champs radiofréquences maximales, mais de polarités différentes, aux extrémités de la bobine. Ainsi une variation linéaire du champ radiofréquence peut être générée.

## II.4. IRM CARDIAQUE

L'IRM offre de nombreux avantages pour l'exploration cardiaque. Tout d'abord la synchronisation de l'acquisition avec l'onde R (onde brève et de grande amplitude) de l'électrocardiogramme (ECG) permet d'obtenir des images à différents temps du cycle cardiaque. De plus, la manipulation des gradients permet d'avoir des plans de coupes tomographiques selon n'importe quelle orientation, et notamment selon les axes principaux du cœur. Enfin, des séquences de plus en plus rapides rendent l'acquisition d'images en apnée possible, limitant ainsi les artefacts dus aux mouvements respiratoires. Dans certaines conditions, l'IRM peut fournir un excellent contraste spontané entre le myocarde et le flux sanguin, en l'absence d'agent de contraste. Les images réalisées en ciné-IRM en apnée permettent l'étude morphologique du cœur ainsi que l'appréciation de la cinétique segmentaire au cours du cycle cardiaque. Sur ces images, il est possible de mesurer la surface de la cavité cardiaque, ainsi que l'épaisseur du myocarde à différents moments du cycle cardiaque, en particulier en diastole et en systole. L'IRM apparaît donc comme une méthode prometteuse pour l'étude de la fonction cardiaque.

### II.4.1. Intérêt de la synchronisation à l'ECG

Une séquence d'impulsions RF donnée, réalisée une fois, ne permet d'acquérir qu'une partie des informations nécessaires à la constitution d'une image complète. Pour les séquences d'impulsions les plus simples, une ligne de données brutes de l'espace  $k^1$  est acquise à chaque répétition de la séquence : une image contenant 128 lignes est construite à partir de 128 lignes de données brutes enregistrées dans le plan de Fourier, et on doit répéter la séquence 128 fois. D'une façon générale il est donc nécessaire de répéter un grand nombre de fois la séquence. L'intervalle de temps s'étendant du début d'une séquence d'acquisition jusqu'au début de la séquence suivante est appelé temps de répétition (TR). Pour avoir une image nette correspondant à un moment précis du cycle cardiaque, le TR dépend du temps entre deux ondes R (intervalle R-R<sup>2</sup>).

Il faut donc se positionner toujours aux mêmes instants de l'intervalle R-R pour acquérir au fur et à mesure les lignes des images. En IRM cardiaque, une synchronisation à l'ECG est donc nécessaire.

### II.4.2. Signal en IRM cardiaque

Pour permettre l'acquisition du signal RMN et réduire l'influence des hétérogénéités de champ, une simple impulsion RF ne suffit pas. Une séquence plus complexe doit être utilisée à savoir l'écho de spin. Pour acquérir le signal RMN d'une séquence de type écho de spin, il faut émettre une impulsion radiofréquence pour basculer l'aimantation perpendiculairement au champ magnétique, suivie d'une impulsion à 180° afin de créer un écho. Le signal  $S$  est recueilli après un temps TE (Temps d'Écho). Selon les valeurs des paramètres TE et TR, le contraste des images dépend essentiellement du T1 et du T2 des tissus selon la formule suivante (pour un angle de bascule de 90°) :

$$S \propto \rho e^{-TE/T2} (1 - e^{-TR/T1}) \quad (2.4)$$

$\propto$  : proportionnel

$\rho$  : densité de protons

On dit qu'une image est pondérée en T1 si le TR et le TE sont courts (TR inférieur à 500 ms et TE inférieur à 20 ms). Les tissus à T1 court apparaissent avec le signal le plus intense. Ainsi les graisses apparaissent en hypersignal, le myocarde

<sup>1</sup> Espace k : Nom de la matrice d'acquisition de l'image dans le plan de Fourier en IRM.

<sup>2</sup> Intervalle R-R : Intervalle entre deux ondes R = durée du cycle cardiaque.

avec un signal intermédiaire et les liquides sont en hyposignal. Inversement, une image est pondérée en T2 si le TR et le TE sont longs (TR de l'ordre de 2000 ms et TE entre 50 et 100 ms). Dans ce cas, ce sont les tissus à T2 long qui apparaissent en hypersignal, comme les fluides immobiles.

Pour une séquence de type écho de gradient, l'écho est créé grâce à une impulsion dont l'angle de bascule  $\alpha$  est inférieur à  $90^\circ$ , suivi d'un gradient de refocalisation. Cette séquence est caractérisée par une absence d'impulsion RF de  $180^\circ$  de rephasage. Le principal intérêt de l'écho de gradient est un gain de temps d'acquisition. Le signal recueilli  $S$  dépend essentiellement du T1, du T2\* et de l'angle de bascule  $\alpha$  selon la formule suivante :

$$S \propto \rho \left( \frac{1 - e^{-TR/T1}}{1 - \cos(\alpha) e^{-TR/T1}} \right) \sin(\alpha) e^{-TE/T2^*} \quad (2.5)$$

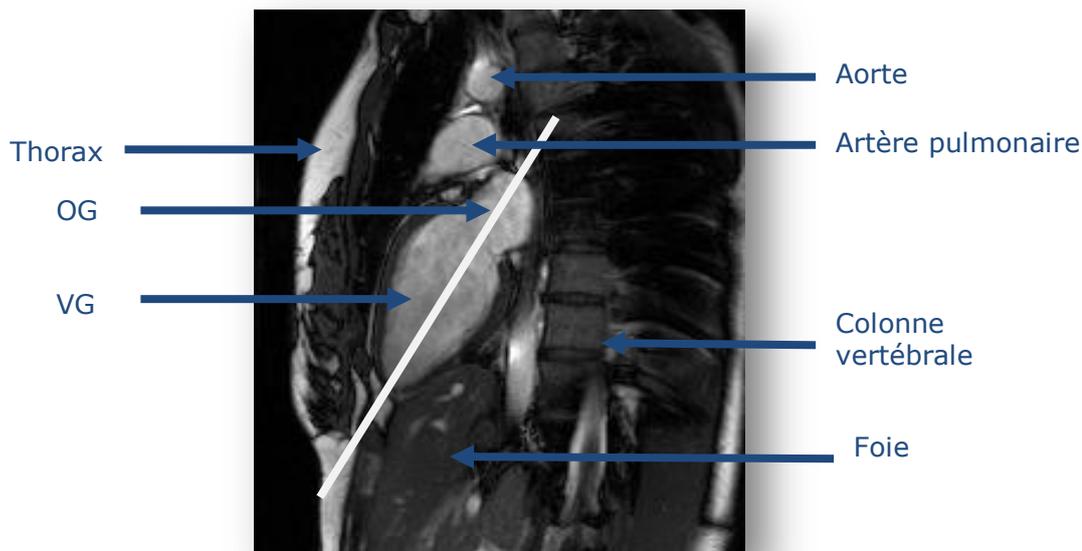
T2\* est un paramètre qui dépend du T2 et de l'hétérogénéité du champ magnétique. Le TR étant très court (de l'ordre de quelques millisecondes), les tissus relativement fixes restent saturés et apparaissent en gris. Le sang qui est en mouvement reste moins longtemps dans le plan de coupe, et dans certaines séquences, la mise en jeu de gradients sensibles aux flux fait que le sang en mouvement apparaît en blanc ou en brillant.

## II.5. ORIENTATION DU PLAN DE COUPE

L'orientation du plan de coupe en IRM cardiaque est primordiale. Trois axes sont généralement étudiés à savoir le grand axe horizontal, le grand axe vertical et le petit axe qui correspondent à des plans très précis. Pour y accéder, au préalable, des images de repérage sont nécessaires afin de situer le cœur dans le thorax.

### II.5.1. Grand axe vertical

La position du cœur dans le thorax entraîne une obliquité de ses axes qui est variable selon les individus. Lors d'un examen IRM, l'exploration du cœur commence par l'acquisition d'une coupe selon le Grand Axe Vertical (GAV) du VG (appelé aussi grand axe 2 cavités) passant dans le grande axe du cœur au niveau de l'apex et de la jonction atrio-ventriculaire (Figure II.3).

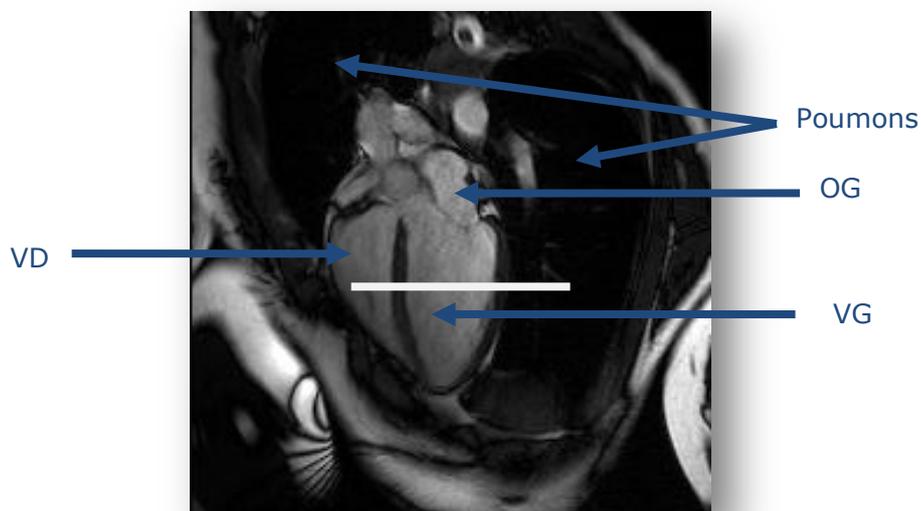


**Figure II.3 : Coupe GAV**

Coupe selon le grand axe vertical du VG en ciné-IRM de type SSFP en télédiastole. Le trait blanc représente la coupe selon le grand axe horizontal.

### II.5.1. Grand axe horizontal

On définit ensuite un grand axe horizontal (GAH) (Figure II.4) passant aussi dans le grand axe du cœur au niveau de l'apex et de la jonction atrio-ventriculaire. Le GAH est perpendiculaire au grand axe vertical. On l'appelle aussi grand axe 4 cavités, car sont théoriquement visibles les 2 ventricules et les 2 oreillettes.



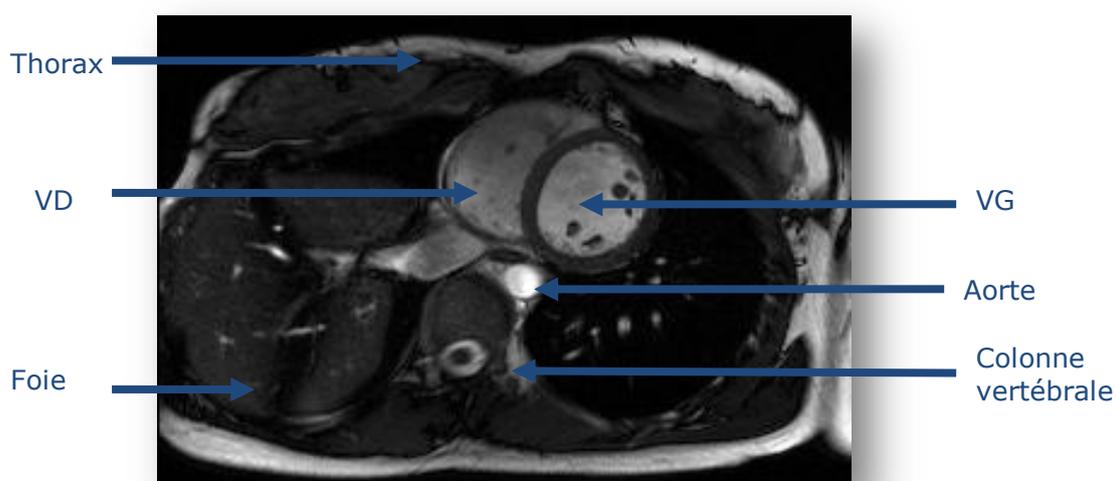
**Figure II.4 : Coupe GAH**

Coupe grand axe horizontal en ciné-IRM de type SSFP en télédiastole. Le trait blanc représente une coupe selon le petit axe.

## II.5.2. Petit axe

---

On définit l'orientation selon le Petit Axe (PA) du VG comme étant le plan perpendiculaire aux deux grands axes. Ces trois plans forment un repère orthogonal. La Figure II.5 représente la coupe petit axe correspondant aux traits blancs sur la Figure II.4 et la Figure II.3. Lors d'études multi-coupes du VG, on acquiert une série de coupes petit axe de la base du VG vers l'apex. Les coupes PA peuvent être réparties en 3 classes : les coupes basales, médianes ou apicales d'après le modèle standard à 17 segments proposé par l'*American Heart Association (AHA)* en 2002 [CER02]<sup>1</sup> (Figure I.5).



**Figure II.5 : Coupe PA**

Coupe petit axe en ciné-IRM de type SSFP en télédiastole.

## II.6. SÉQUENCES UTILISÉES EN IMAGERIE CARDIAQUE POUR L'ÉTUDE DE LA CONTRACTION MYOCARDIQUE

---

L'étude dynamique de la contraction du ventricule gauche se divise en deux grandes catégories de séquences en écho de gradient : Les séquences de type ciné-IRM et ciné-IRM avec marquage tissulaire. Une troisième catégorie émergente mais en peu utilisée en pratique clinique est l'IRM en contraste de phase par le codage de la vitesse ou du déplacement.

---

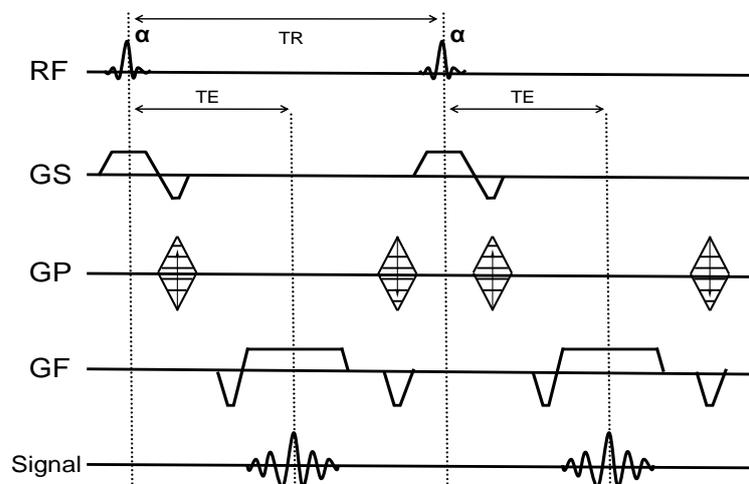
<sup>1</sup> Cerqueira, et al., Circulation, 2002

### II.6.1. Ciné-IRM en écho de gradient

Les séquences en écho de gradient (en anglais *Gradient Echo (GE)*), dont la version proposée par Siemens se nomme FLASH (*Fast Low Angle Shot*), sont des techniques permettant l'étude dynamique des mouvements du cœur et de la fonction contractile du myocarde.

Les séquences actuellement utilisées pour l'étude dynamique sont de type écho de gradient à l'état d'équilibre (en anglais *Steady State GE*), avec des gradients équilibrés (en anglais *balanced GE*). Ces séquences sont appelées *balanced SSFP* pour *Balanced Steady State Free Precession*. Ces séquences développées par les constructeurs sont nommées séquences TrueFISP pour *True Fast Imaging with Steady-state Precession* par Siemens (Figure II.6), séquences FIESTA pour *Fast Imaging Employing Steady State Acquisition* par General Electric et séquences *Balanced FFE* pour *Balanced Fast Field Echo* par Philips. Pour plus de détails sur les noms des séquences en fonction des constructeurs, veuillez vous référer à l'annexe 3.

Ce type de séquences s'est révélé plus performant par rapport aux séquences en écho de gradient classiques en terme de rapport signal/bruit et de contraste T2/T1 permettant de bien différencier le sang (en hypersignal), l'endocarde et l'épicarde (en isosignal) ainsi que la graisse (en hypersignal) [WAN05]<sup>1</sup>. Cependant, ces séquences sont plus sensibles aux artefacts de "off-resonance", traduisant une excitation hétérogène des spins liées à des irrégularités locales du champ magnétique. Ces artefacts sont plus marqués pour les hauts champs magnétiques.



**Figure II.6 : Chronogramme simplifié de la séquence trueFISP.**

$\alpha$  = angle de bascule. RF = impulsion Radiofréquence. GS = Gradient Sélection de coupe. GP = Gradient de Phase. GF = Gradient de Lecture.

<sup>1</sup> Wang, et al., Magn Reson Med, 2005

## II.6.2. Ciné-IRM avec marquage tissulaire (Tagging)

Le marquage tissulaire (Tagging) consiste à tatouer le myocarde avec un motif géométrique (Tag), qui peut-être des lignes horizontales, des lignes verticales ou une grille (Figure II.7). Pour cela, des impulsions radiofréquences de présaturation spatiales sélectives (en anglais SPAMM : *SPAtial Modulation Magnetisation*) précèdent la séquence d'imagerie cinétique permettant ainsi d'étudier localement la contraction du myocarde en suivant la déformation du motif tatoué au cours du cycle cardiaque [AXE05, OSM99, ZER88]<sup>1</sup>. Ainsi, l'étude des mouvements du cœur nécessite l'utilisation de programmes dédiés pour analyser les déformations des lignes de tag au cours du temps.

Une conséquence du phénomène de désaimantation est l'atténuation progressive du contraste du tag au cours du temps qui a pour conséquence de ne permettre l'étude de la contraction du myocarde que sur un certain pourcentage du cycle cardiaque (en particulier la phase de contraction : 300 à 400 ms après l'onde R). Plus le champ magnétique  $B_0$  est important plus les effets du marquage persistent dans le temps.



a) Début de systole

b) Milieu de systole

### Figure II.7 : Coupe petit axe en ciné-IRM de marquage tissulaire

Coupe petit axe en ciné-IRM de marquage tissulaire a) en début de systole et b) en milieu de systole.

<sup>1</sup> Axel, et al., *Med Image Anal*, 2005; Osman, et al., *Magn Reson Med*, 1999; Zerhouni, et al., *Radiology*, 1988

### II.6.3. Ciné-IRM par contraste de phase

---

La caractérisation des mouvements du myocarde peut également être obtenue en IRM par contraste de phase (CP) [PEL94]<sup>1</sup>. Bien qu'encore peu présente en pratique clinique, l'IRM par CP consiste à évaluer un champ dense (le mouvement est évalué en chaque pixel) de mouvement 2D ou 3D (dans les directions des gradients) dans une séquence d'images.

Le principe de l'IRM par CP consiste à effectuer une acquisition en plusieurs étapes comprenant l'utilisation de gradients bipolaires qui varient le long des directions spatiales. Lors de l'application du premier lobe positif du gradient bipolaire, en fonction de la position des spins le long du gradient, la phase varie. Lors de l'application du deuxième lobe négatif du gradient bipolaire, la phase des spins subit une variation de phase inverse toujours dépendante la position de ce spin le long du gradient. En conséquence, les spins stationnaires auront un déphasage nul alors que les spins mobiles auront un déphasage dépendant de la vitesse à laquelle ils se seront déplacés.

L'IRM par CP opère en codant soit la vitesse [MAR02]<sup>2</sup> à l'aide de séquences en écho de gradient, soit le déplacement telle que la séquence DENSE (*Displacement Encoding with Stimulated Echoes*) [ALE99]<sup>3</sup> à l'aide de séquence en échos stimulés. L'inconvénient de l'IRM par CP avec codage de la vitesse, est que seule une petite partie du mouvement du cœur peut-être étudiée liée à la taille de la fenêtre d'acquisition des vitesses ( $V_{enc}$ ). En effet, afin de coder des vitesses de faibles amplitude, des gradients de moments d'ordre un plus larges doivent être employés. Cela a pour conséquence de prolonger le temps d'écho (TE) et d'engendrer des distorsions de phase. Le codage des déplacements est une technique à fort potentiel mais présente deux limitations majeures. La première est due au faible rapport signal sur bruit lié à la perte de signal de 50% inhérente à l'utilisation d'échos stimulés. La seconde limitation est la durée d'acquisition des données plutôt longue en raison du codage du mouvement, de la correction de phase et de la suppression des artefacts d'échos dus à la relaxation T1. En conséquence, les apnées relativement longues pour ce type d'acquisition rendent son application en pratique clinique très difficile [KIM07]<sup>4</sup>. De nouvelles séquences devraient être conçues dans les années à venir.

---

<sup>1</sup> Pelc, et al., Invest Radiol, 1994

<sup>2</sup> Markl, et al., J Magn Reson Imaging, 2002

<sup>3</sup> Aletras, et al., J Magn Reson, 1999

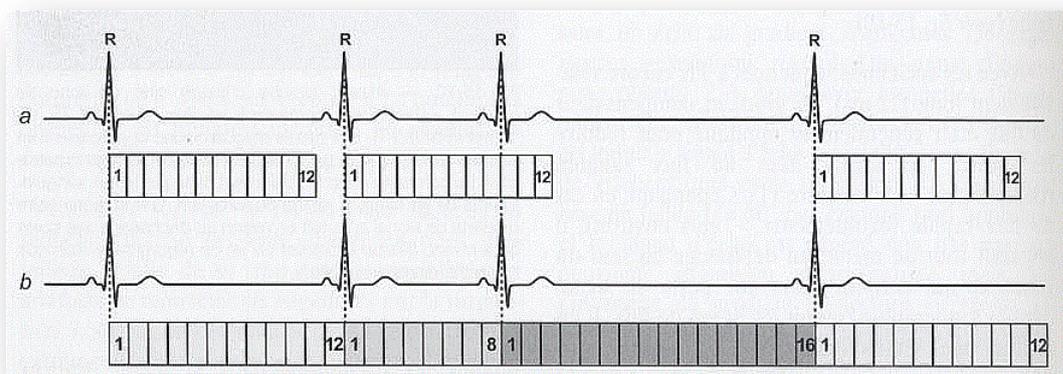
<sup>4</sup> Kim, et al., NMR Biomed, 2007

## II.6.4. Techniques de synchronisation à l'ECG

La technique de synchronisation prospective (Figure II.8a) est une acquisition fixe de  $n$  phases déclenchée par l'onde R. La fenêtre d'acquisition choisie est généralement plus courte que la durée moyenne de l'intervalle RR et donc la couverture du cycle n'est pas complète. En revanche, la synchronisation prospective permet des acquisitions rapides. En cas de trouble du rythme ou d'extrasystole (moins de  $n$  phases entre 2 ondes R), les images sont bruitées (l'acquisition des lignes d'une image donnée est faites à différents moments du cycle).

La technique de synchronisation rétrospective (Figure II.8b), en anglais *retro-gated*, permet de prendre en compte les variations anormales du cycle cardiaque pendant l'examen. L'acquisition est déclenchée par l'onde R de la première excitation et on enregistre en continu le train d'excitations de façon à couvrir le cycle cardiaque sans interruption (contrairement à la méthode du gating prospectif). Le système reconstruit ensuite le nombre d'intervalles de temps « utiles » de chaque cycle cardiaque pour obtenir  $n$  phases.

Dans le cadre de cette thèse, les séquences en rétrospectif seront préférées car la séquence d'images acquises couvre l'intervalle R-R et permet d'étudier les mouvements du cœur sur la totalité du cycle cardiaque.



**Figure II.8 : Synchronisation prospective et rétrospective**

La synchronisation prospective consiste à acquérir une succession fixe de  $n$  phases consécutives du cycle cardiaque faisant suite à l'onde R de l'ECG (par exemple 12 phases ici). Ensuite, la séquence s'interrompt en attendant le QRS suivant (acquisition discontinue).

En cas de synchronisation rétrospective, le train d'excitation est continu et couvre tous les instants du cycle sans interruption. A la fin de la séquence, le système reconstruit autant de phases possibles qu'il y a d'intervalle de temps "utile" au sein du cycle cardiaque moyen (ici 12 phases). La diastole, en fin de cycle, est aussi couverte de manière optimale.

©2006 Elsevier Masson, Comprendre l'IRM, B. Kastler.

## II.7. CONTRE-INDICATIONS À LA RÉALISATION DE L'IRM

L'IRM est une technique d'imagerie réputée pour sa relative innocuité. En effet, il n'a pas été démontré à l'heure actuelle d'effet biologique délétère des champs magnétiques utilisés en imagerie (de 0,1 à 3T) [SHE04]<sup>1</sup> Cependant, la majorité de l'énergie des ondes RF est transmise aux tissus biologiques sous forme de chaleur, du fait de la résistivité de ces tissus [SHE00]<sup>2</sup>. Cette énergie transmise peut entraîner une sensation d'échauffement chez les patients, limitant parfois l'usage de certaines séquences (notamment les séquences en écho de spin à 3T). Ce phénomène ne constitue pas une contre-indication mais une limitation de l'IRM.

En fait de nombreuses contre-indications à la réalisation d'un examen d'IRM sont liées à la présence chez le patient de matériels ou de corps étrangers métalliques ferromagnétiques qui sous l'effet d'un champ magnétique puissant vont entraîner un échauffement des tissus avoisinants, des vibrations ou même un déplacement de l'objet en question. Ainsi la présence d'un corps étranger métallique susceptible de se déplacer sous l'effet du champ magnétique (plombs, éclat d'obus...) peut entraîner une contre-indication à la réalisation d'une IRM, posée au cas par cas, en fonction de la nature de l'objet et de son emplacement. Il en va de même pour certains implants chirurgicaux métalliques (clips anévrismaux intracérébraux par exemple). Par contre la présence de prothèses ostéo-articulaires ne pose que très rarement problème, car ces dispositifs ne sont pas susceptibles de bouger, et l'échauffement local est en général limité. De plus, les constructeurs utilisent désormais des matériaux faiblement ferromagnétiques. De même, la présence de valves cardiaques n'est plus considérée comme une contre-indication, à l'exception notable des valves à bille métallique de marque Starr, implantées avant 1975.

La présence de stimulateurs cardiaques implantables (pacemaker ou défibrillateur) a longtemps été considérée comme une contre-indication absolue à la réalisation d'une IRM, quelle que soit l'intensité du champ magnétique principal  $B_0$ , d'une part du fait du risque d'échauffement local mais surtout car le champ magnétique peut perturber gravement le fonctionnement du stimulateur [FAR05]<sup>3</sup>. Des études récentes sont venues nuancer ce jugement, en montrant l'absence d'effet indésirable majeur lors de la réalisation d'un examen IRM à 1,5 T chez des patients porteurs de pacemakers à condition que ces patients ne soient pas pacemaker-dépendants [NAZ06]<sup>4</sup>. De plus, un nouveau type de pacemaker ne présentant

---

<sup>1</sup> Shellock, et al., Radiology, 2004

<sup>2</sup> Shellock, J Magn Reson Imaging, 2000

<sup>3</sup> Faris, et al., Pacing Clin Electrophysiol, 2005

<sup>4</sup> Nazarian, et al., Circulation, 2006

quasiment pas de matériel ferromagnétique a récemment été développé [SUT08]<sup>1</sup>. Ainsi, la présence de pacemaker est actuellement considérée comme une contre-indication relative à 1,5T, à évaluer au cas par cas en fonction du rapport bénéfice/risque, du mode de programmation du pacemaker et de son caractère récent ou ancien. A 3T, bien qu'une étude préliminaire ait montré la faisabilité de ce type d'examen chez les patients porteurs de pacemaker sous certaines conditions, cela reste à l'heure actuelle une contre-indication absolue [GIM08]<sup>2</sup>.

La grossesse constitue également une contre-indication relative à la réalisation d'une IRM. Aucune étude n'a mis en évidence d'effet tératogène des champs magnétiques utilisés en IRM, mais il est cependant recommandé de ne réaliser l'examen que s'il ne peut être reporté, ni remplacé par un examen dont l'innocuité est éprouvée (comme l'échographie)[KAN92]<sup>3</sup>. Avec l'utilisation de plus en plus répandue d'IRM à haut champ (supérieur ou égal à 3T), les effets biologiques possibles sont d'autant plus à prendre en compte.

Enfin, la présence de tatouages peut entraîner des brûlures au moment du passage dans l'aimant [SHE04]<sup>4</sup>. Ceci ne constitue pas une contre-indication, mais la survenue de telles douleurs peut parfois contraindre à interrompre l'examen.

## **II.8. ARTEFACTS EN IRM**

---

L'analyse correcte des images obtenues en IRM suppose une connaissance suffisante des artefacts liés à cette technique. Ces artefacts peuvent être non seulement la cause d'images de mauvaise qualité, mais aussi provoquer des ambiguïtés quant à l'interprétation de certaines de ces images.

Nous verrons dans un premier temps les artefacts non spécifiques de l'imagerie cardiaque, puis les artefacts plus particulièrement rencontrés lors d'une exploration cardiaque.

### **II.8.1. Artefacts non spécifiques de l'imagerie cardiaque cinétique**

---

Les artefacts non spécifiques de l'imagerie cardiaque cinétique sont les artefacts inhérents à l'imagerie par résonance magnétique statique.

---

<sup>1</sup> Sutton, et al., Trials, 2008

<sup>2</sup> Gimbel, Pacing Clin Electrophysiol, 2008

<sup>3</sup> Kanal, et al., SMRI Safety Committee. J Magn Reson Imaging, 1992

<sup>4</sup> Shellock, et al., Radiology, 2004

### *II.8.1.i. Mouvements respiratoires*

---

Les mouvements respiratoires sont à l'origine de flous et d'artefacts. Sur les images d'IRM, la graisse est en hypersignal. Lors du mouvement respiratoire, le signal graisseux au niveau du thorax se répand sous forme de bandes blanches parallèles au thorax sur l'ensemble de l'image (Figure II.9). L'utilisation de séquences d'acquisition très courtes, ainsi que l'apnée permet de minimiser ce mouvement. Il est également à noter, même s'il ne s'agit pas véritablement d'un artefact, que les mouvements respiratoires ont pour conséquence de changer la position du cœur sur les images d'une série d'images successives.



**Figure II.9 : Artefact de mouvement respiratoire**

Artefact de mouvement respiratoire sur une coupe axiale au niveau du thorax.

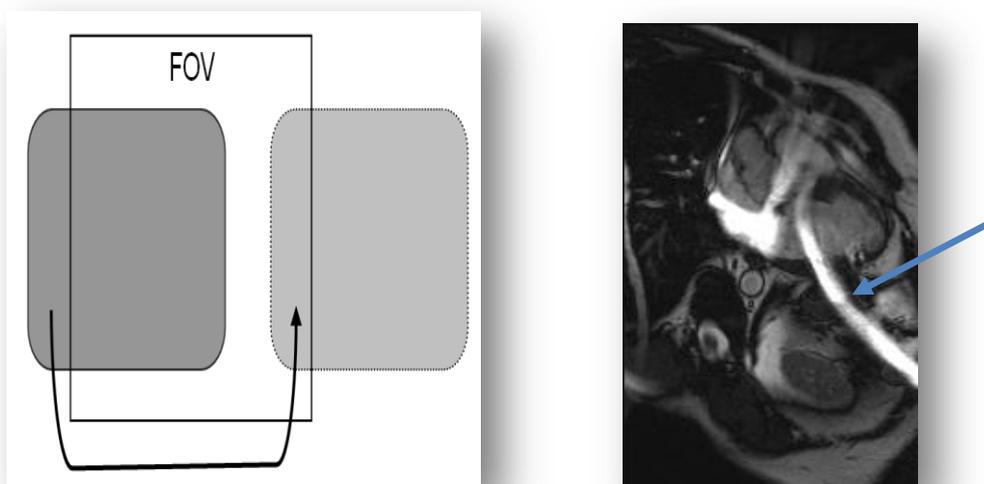
### *II.8.1.ii. Repliement*

---

Lorsque le champ de vue (en anglais, FOV pour *Field Of View*) est plus petit que les dimensions de l'objet exploré, il y a un repliement sur l'image des régions de l'objet situées en dehors du champ de vue (Figure II.10). Ce phénomène limite la réduction du champ explorable en IRM. Pour corriger cet artefact, on peut effectuer un sur-échantillonnage soit de la phase, soit de la fréquence. Le sur-échantillonnage de la fréquence consiste à utiliser un pas d'échantillonnage plus court à l'enregistrement de l'écho. Le sur-échantillonnage de la phase consiste à acquérir un nombre supérieur de lignes, au prix d'une acquisition plus longue. Il est également possible d'augmenter le champ de vue, mais au détriment de la résolution spatiale ou de la durée d'acquisition.

Une des possibilités pour éviter le repliement est d'utiliser un champ de vue (FOV) rectangulaire : diminution du nombre de lignes avec diminution proportionnelle

du FOV ce qui permet de garder la même résolution spatiale. L'avantage du FOV rectangulaire réside dans une acquisition plus rapide des images puisque le nombre de lignes acquises est diminué.



**Figure II.10 : Artefact de repliement**

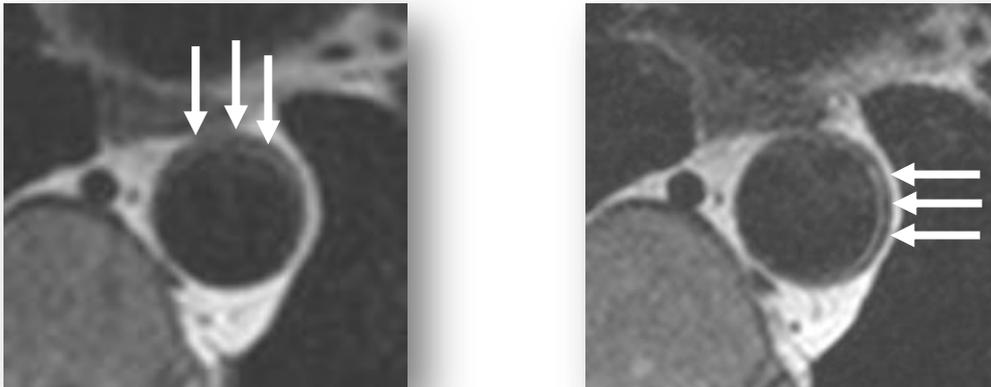
Exemple d'Artefact de repliement sur une coupe orientée dans le plan de la racine aortique.

### *II.8.1.iii. Déplacement chimique*

L'environnement physico-chimique des protons de l'eau et de la graisse est différent. Cette différence modifie légèrement le champ magnétique local, provoquant par exemple une petite différence de fréquence de résonance entre les protons de l'eau et ceux des lipides (environ 200Hz à 1,5 T). Comme la fréquence des protons sert à localiser l'origine du signal dans l'espace, les signaux provenant des protons d'eau et de graisse voisins peuvent être localisés sur des pixels distants (Figure II.11). Une bande noire et une bande blanche apparaissent généralement de chaque côté de l'interface entre des tissus riches en eau, et des tissus riches en graisse. Ce phénomène est plus ou moins important en fonction de la largeur de bande de la séquence d'acquisition (exprimée en Hz/pixel). Cette largeur de bande est dépendante, entre autres, de la durée du gradient de lecture. En connaissant cette largeur de bande et la différence de fréquence de résonance entre l'eau et la graisse, on peut calculer l'effet du déplacement chimique en millimètres. On peut remarquer que plus la largeur de bande est étroite plus la durée du gradient de lecture est longue, et plus le déplacement chimique est important.

La Figure II.11 est un exemple en IRM vasculaire de déplacement chimique au niveau de la paroi de l'aorte descendante. La paroi de l'aorte étant constituée d'eau

et de graisse, un effet d'épaississement de la paroi est visible. La localisation de cet artefact dépend de la direction du codage de la phase.



a) Codage haut-bas

b) Codage droite-gauche

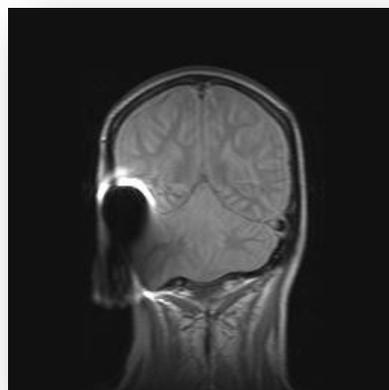
**Figure II.11 : Artefact de déplacement chimique**

Artefact de déplacement chimique (flèches blanches) sur une image de l'aorte axiale au niveau de l'abdomen. En fonction de la direction du codage de la phase, l'artefact de déplacement chimique n'est pas situé au même endroit.

*II.8.1.iv. Présence d'objet ferromagnétique*

---

La présence d'un objet métallique (agrafe, prothèse, plombs,...) est susceptible de dégrader la qualité des images en modifiant localement le champ magnétique, et en détruisant le signal à proximité de cet objet métallique (Figure II.12).



**Figure II.12 : Artefact ferromagnétique**

Artefact ferromagnétique au niveau de l'oreille sur une coupe coronale du cerveau.

### *II.8.1.v. Artefacts de flux sanguin*

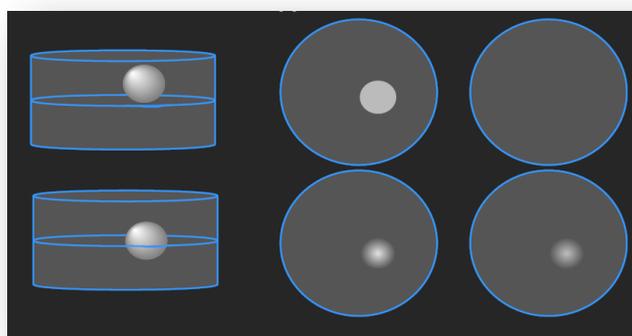
---

Le sang en mouvement peut être utilisé pour améliorer le contraste entre le myocarde et les cavités cardiaques. On exploite le phénomène de "sortie de coupe". En effet, lors de l'acquisition de l'image, une partie ou la totalité du sang préalablement excité sort du plan de coupe. Lorsque le flux sanguin est lent, on peut voir apparaître des artefacts de flux. Notamment, près des parois, si le sang stagne dans la coupe (cas d'un flux très lent), une auréole blanche apparaîtra sur les images en petit axe en sang noir entre le sang de la cavité cardiaque et le myocarde. Sur des images en "sang brillant", si le sang stagne dans la coupe, il y a davantage de saturation du signal sanguin près des parois. Cela peut gêner la localisation du contour endocardique car le niveau de gris du sang est proche de celui du myocarde.

### *II.8.1.vi. Effet de volume partiel*

---

Une coupe tomographique d'IRM a une certaine épaisseur (par exemple 5 à 6 mm pour une coupe de cœur). Ainsi, plusieurs petites structures peuvent contribuer à la constitution d'un même pixel sur l'image, donnant lieu à un flou (mélange du signal de plusieurs structures) pouvant entraîner des erreurs d'interprétation (Figure II.13). Il suffirait en principe de réduire l'épaisseur de la coupe pour diminuer le phénomène de volume partiel. Cependant, plus l'épaisseur de coupe est importante plus il y a de signal dans un voxel et inversement. Le compromis est donc de mise entre quantité de signal et épaisseur de coupe pour obtenir des images interprétables.



**Figure II.13 : Effet de volume partiel**

À gauche, schéma de deux coupes jointives. À droite, schéma des images correspondant aux deux coupes. Sur la première ligne, il n'y a pas d'effet de volume partiel puisque la structure sphérique est entièrement contenue dans une seule coupe. Sur la seconde ligne, la même structure sphérique se situe sur deux coupes, on obtient alors un effet de volume partiel : Le signal de la sphère est présent sur les deux images mais celui-ci est plus faible.

## II.8.2. Artefacts spécifiques de l'imagerie cardiaque cinétique

---

### II.8.2.i. Défaut de synchronisation à l'ECG

---

Pour réaliser un examen en IRM cardiaque, la synchronisation avec l'ECG est indispensable (cf. §Intérêt de la synchronisation à l'ECG page 59). Dans certains cas, cette synchronisation ne se fait pas correctement. L'origine des problèmes peut être soit un signal de l'ECG de trop faible amplitude pour être fiable, soit la présence d'une irrégularité du rythme cardiaque du patient, soit les perturbations dues à l'effet "Hall" (effet hydro-magnétodynamique). Les irrégularités du rythme cardiaque (par exemple des extrasystoles) entraînent des défauts de détection de l'onde R et donc l'enregistrement de lignes de phase de façon irrégulière pendant le cycle cardiaque. Dans ce cas, les lignes de phase d'une même image ne sont pas acquises au même temps dans le cycle cardiaque. L'effet "Hall" (appelé aussi *T-wave artifact*) est une perturbation de l'ECG par des tensions électriques provoquées par le flux sanguin. En effet, les ions chargés du sang qui se déplacent perpendiculairement au champ magnétique, génèrent des tensions électriques supplémentaires. La masse de sang propulsée rapidement dans l'aorte pendant la systole conduit à une impulsion électrique relativement forte, principalement en présence de champs magnétiques supérieurs ou égaux à 1,5 T. Cette impulsion parasite recouvre l'onde T normale de l'ECG et peut ainsi gêner la détection du complexe QRS.

### II.8.2.ii. Artefacts de "off-resonance" (*banding artifact*)

---

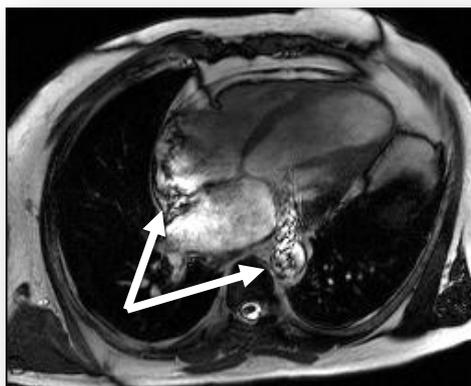
Les artefacts de "off-resonance" traduisent une excitation inhomogène des spins liée à des irrégularités locales du champ magnétique. Ils apparaissent sous forme de bandes sombres, généralement dans les régions présentant un signal élevé (graisse, sang) (Figure II.14). Ces artefacts sont principalement liés aux séquences SSFP, et sont particulièrement présents à 3 Tesla, car ils sont proportionnels à l'intensité du champ  $B_0$  [SAR08]<sup>1</sup>. Ces artefacts pourraient être minimisés en homogénéisant au maximum le champ magnétique local (par l'intermédiaire d'un volume de *shim*<sup>2</sup> centré sur le cœur, voire sur le VG) [LI\_04]<sup>3</sup>.

---

<sup>1</sup> Saremi, et al., Radiographics, 2008

<sup>2</sup> *Shim*: Les correcteurs de champ magnétique ou *shim* sont des dispositifs (plaques) qui servent à compenser les défauts d'homogénéité du champ magnétique principal  $B_0$ .

<sup>3</sup> Li, et al., Radiology, 2004



**Figure II.14 : Artefacts de "off-resonance"**

Artefacts observés en séquence ciné SSFP à 3 T sur une coupe GAH du cœur.

## II.9. QUALITÉ DES IMAGES

---

En plus d'artefacts susceptibles d'altérer les images d'IRM, certains paramètres IRM tels que les résolutions spatiale et temporelle sont à prendre en considération car ils peuvent influencer sur la qualité des images acquises en IRM.

### II.9.1. Résolution spatiale

---

En imagerie médicale, la résolution spatiale est liée à la taille du pixel ou du voxel correspondant. En théorie, plus la résolution spatiale est élevée, plus il est possible de discerner clairement des petites structures dans l'image (image moins pixellisée). En revanche, plus le pixel est de taille réduite, moins il y a de signal acquis en IRM ce qui diminue le rapport signal sur bruit (RSB) (cf. partie *II.13.1 Rapport Signal sur Bruit (RSB)*). Généralement sur une IRM à 1,5T ou 3T, les pixels sur les séquences cinétiques ont une résolution de 1 à 3 mm<sup>2</sup> environ ce qui constitue un bon compromis entre taille et RSB.

### II.9.2. Résolution temporelle

---

La résolution temporelle est à adapter en fonction de l'intervalle R-R de l'ECG du patient. Celui-ci a une valeur moyenne de 900 ms, généralement de 700 à 1200 ms selon les patients. La cadence d'acquisition des images doit être adaptée de façon à ce que le suivi automatique des mouvements du myocarde soit possible. Par exemple, pour suivre un mouvement rapide, la cadence d'acquisition doit être élevée et inversement.

### II.9.3. Synchronisation à l'ECG

---

La capacité à détecter l'onde R sur l'ECG ainsi que le choix du type de synchronisation à l'ECG peut avoir des conséquences sur la qualité des images obtenues et sur l'apparition d'artefacts.

## II.10. PARAMÈTRES D'ACQUISITION EN IRM POUR L'ESTIMATION DU FLUX OPTIQUE

---

Les images de ciné-IRM ont été acquises en apnée avec une synchronisation à l'ECG rétrospective (en anglais *retrospective ECG-gated*). Les séquences sont de type SSFP acquises sur une IRM à 3 teslas (Trio TIM, Siemens Medical Solution, Allemagne). L'orientation du plan de coupe en petit axe du VG a été déterminée selon les orientations en grand axe du VG. Des volontaires sains ainsi que des patients (examen intervenant avant la pose d'un défibrillateur cardiaque) ont été inclus pour étudier les mouvements du cœur. Sur ces examens, les acquisitions en coupe petit axe basal et grand horizontal ont été considérées.

Les paramètres nominaux d'acquisition incluent :

- TR = 15 ms et TE = 2 ms
- l'angle de bascule est de 50°.
- l'épaisseur de la coupe est de 6 mm.
- l'acquisition comprend 60 phases par cycle cardiaque.
- des apnées, de 15 secondes pour les volontaires sains et de 10 secondes au maximum pour les patients, ont été demandées.
- les matrices d'acquisition (respectivement la taille du pixel) sont d'environ 200 × 300 pixels (respectivement 1.0×1.0 à 1.2×1.2 mm<sup>2</sup>)
- le champ de vue (FOV) est rectangulaire.
- la résolution temporelle moyenne est de 15 à 25 ms/phase.
- les matrices d'acquisition n'ont pas été interpolées.
- l'imagerie parallèle avec un algorithme GRAPPA (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Imaging Acquisition) a été appliquée. Le facteur d'accélération  $R$  du GRAPPA a été fixé à 2. L'application du GRAPPA avec  $R \geq 2$  engendre une acquisition plus rapide des données [MAR02]<sup>1</sup> au dépit d'une qualité d'image un peu diminuée.

---

<sup>1</sup> Mark, et al., Magnetic Resonance in Medicine, 2002

## II.11. IMAGERIE MULTICANAUX EN IRM

---

### II.11.1. Principe de l'imagerie multicanaux en IRM

---

Le terme imagerie multicanaux est lié à la technique d'imagerie parallèle utilisée en IRM. L'imagerie parallèle fait référence à l'acquisition simultanée, autrement dit parallèle, de données provenant de différentes antennes. Ces antennes sont dites en réseau phasé, i.e. disposées côte à côte, chaque antenne disposant de son propre canal de réception du signal (Figure II.15) et donnent des informations différentes mais complémentaires sur le patient. En IRM cardiaque, ces antennes dédiées possèdent généralement 8 canaux. L'utilisation la plus courante de l'imagerie parallèle consiste à reconstruire une image à partir des images brutes des antennes. La matrice d'acquisition de chacune de ces antennes n'est pas complète, l'acquisition a été accélérée en sautant des lignes dans l'espace k [SCH07]<sup>1</sup>.



**Figure II.15 : Exemple d'antenne dédiée à 8 canaux utilisée en IRM cardiaque**

©2010, GE Healthcare

### II.11.2. Intérêt de l'imagerie multicanaux en IRM

---

En imagerie parallèle, les antennes en réseau phasé permettent d'améliorer le RSB en réduisant la taille de l'antenne (et donc du volume sensible), réduisant ainsi l'amplitude du bruit du bruit détecté par chaque antenne. En combinant les images des antennes, l'image obtenue possède approximativement la même amplitude que si l'on avait utilisé une seule antenne couvrant la même surface. En revanche le bruit est grandement diminué, améliorant ainsi le RSB dans l'image résultante [BER04]<sup>2</sup>.

---

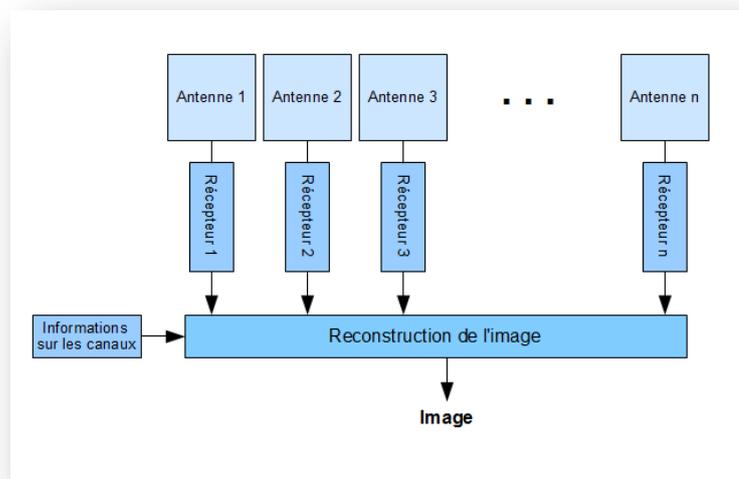
<sup>1</sup> Schoenberg, et al., in book. *Parallel imaging in clinical MR applications*. 2007, Berlin; New York:ed. Springer.

<sup>2</sup> Bernstein, et al., in book. *Handbook of MRI Pulse Sequences*. 2004:ed. Academic Press.

L'acquisition des données opérant dans le plan de Fourier, chaque pixel de l'espace  $k$  contribue à tous les pixels dans l'image reconstruite. Tout changement au cours de l'acquisition a potentiellement une influence sur tous les pixels de l'image. En diminuant les temps d'acquisitions, on diminue les erreurs de phase dans l'espace  $k$  ce qui permet de diminuer les artefacts de susceptibilité et de distorsion dans les images reconstruites. Dans le cas de l'IRM cardiaque où l'objet à étudier est en perpétuel mouvement, en réduisant le temps d'acquisition, on diminue aussi le problème de mouvement dans les images.

### II.11.3. Acquisition de l'espace $k$ des images

Sur un système d'IRM parallèle, des récepteurs multicanaux permettent l'acquisition simultanée des données de l'espace  $k$  en parallèle (Figure II.16). Les données acquises dépendent à la fois du codage du gradient (phase et fréquence du codage) et de la sensibilité de chacune des antennes. Chaque antenne ayant une sensibilité différente, les données acquises par une antenne sont différentes des autres tout en étant complémentaires (Figure II.16). Comme généralement l'espace  $k$  n'est pas acquis en totalité (explications dans la partie suivante), par exemple une ligne sur deux ou une ligne sur quatre est acquise, des algorithmes de reconstruction d'images sont nécessaires. Ces algorithmes nécessitent des connaissances sur les différents canaux et par extension sur les antennes.



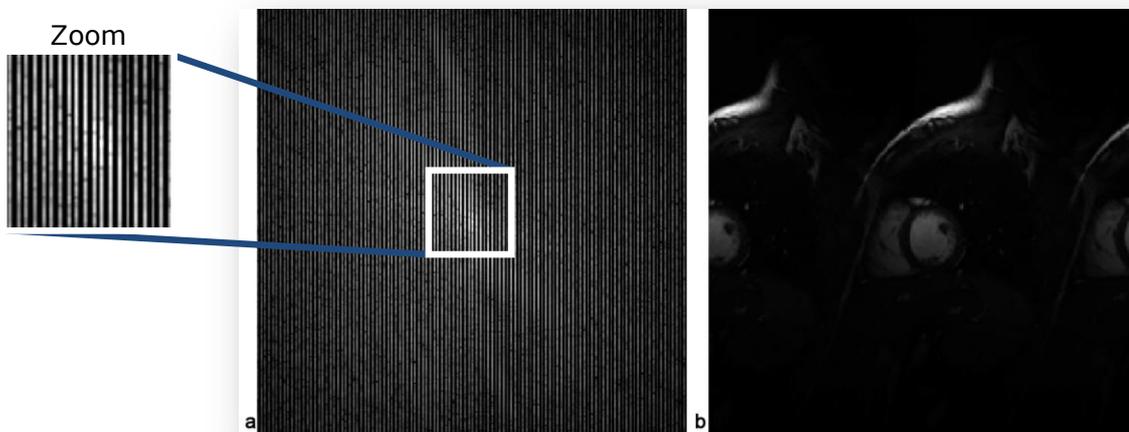
**Figure II.16 : Illustration d'un système d'IRM parallèle**

Illustration d'un système d'IRM parallèle utilisant le signal des antennes et des récepteurs multicanaux. À partir du signal des récepteurs et en fonction des informations sur les récepteurs, l'image est reconstruite.

#### II.11.4. Sous-échantillonnage de l'espace k

Afin de réduire les temps lors de l'acquisition d'une séquence d'image, on sous-échantillonne l'espace k, à savoir on acquiert qu'une ligne sur deux ou sur quatre (Figure II.17a). Si on se contente d'effectuer la transformée de Fourier inverse de la matrice ainsi acquise, il se produit un phénomène de repliement (Figure II.17b).

Intuitivement, afin d'éviter ce type de désagrément, l'espace k doit préalablement avoir été complété avant de passer dans l'espace image. En réalité plusieurs types d'algorithmes de reconstruction existent. Certains opèrent directement dans le domaine fréquentiel, d'autre dans le domaine image. Actuellement deux familles d'algorithmes de reconstruction sont utilisées en routine clinique à savoir SENSE (*Sensitivity ENcoding SEquence*) [PRU99]<sup>1</sup> et GRAPPA (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Imaging Acquisition*) [MAR02]<sup>2</sup>.



**Figure II.17 : Sous-échantillonnage de l'espace k**

Effet du sous-échantillonnage de a) l'espace k sur b) l'image reconstruite. Le sous-échantillonnage de l'espace k provoque un artefact de repliement sur l'image reconstruite.

<sup>1</sup> Pruessmann, et al., Magn Reson Med, 1999

<sup>2</sup> Mark, et al., Magnetic Resonance in Medicine, 2002

### II.11.5. Reconstruction des images

---

Plusieurs algorithmes de reconstructions d'images à partir d'IRM multicanaux existent. On peut citer SMASH (*simultaneous acquisition of spatial harmonics*) [SOD97]<sup>1</sup>, SENSE [PRU99]<sup>2</sup>, PILS (*partially parallel imaging with localized sensitivities*) [GRI00]<sup>3</sup> et GRAPPA [BLA04]<sup>4</sup>. Les méthodes SENSE et SMASH nécessitent le calcul au préalable de cartes de sensibilités. La méthode PILS utilise un profil de sensibilités unidimensionnel. Enfin, la méthode GRAPPA ne nécessite pas d'information sur la sensibilité des antennes, mais utilise une méthode d'auto-calibration basée sur des lignes de données additionnelles.

En pratique clinique, deux algorithmes sont actuellement utilisés, la méthode SENSE qui opère dans le domaine spatial et la méthode GRAPPA, dans le domaine fréquentiel. Ce deux types de reconstructions offrent une qualité de reconstruction similaire et sont, du point de vue visuel, globalement équivalentes.

Dans cette partie les méthodes SENSE et GRAPPA seront décrites pour en expliquer le fonctionnement général. Tous les détails des algorithmes ne pourront être présentés dans un souci de concision. L'objectif est de permettre une compréhension des principes relatifs à la reconstruction des images à partir de données multicanaux.

#### II.11.5.i. Estimation des cartes de sensibilités des antennes

---

La méthode SENSE utilise des cartes de sensibilités pour reconstruire l'image. Les cartes de sensibilité réelles des antennes ne sont pas connues mais il est possible de les estimer. Cette estimation est obtenue en divisant les images de chaque antenne par une image "uniforme" [PRU99]<sup>2</sup>. Cette image est soit acquise à l'aide d'une antenne corps entier (*body coil*) ou bien calculée à partir de la somme des carrés de toutes les antennes de l'image [ROE90]<sup>5</sup>.

Un exemple de cartes de sensibilité estimées pour chaque antenne est présenté à la Figure II.18.

---

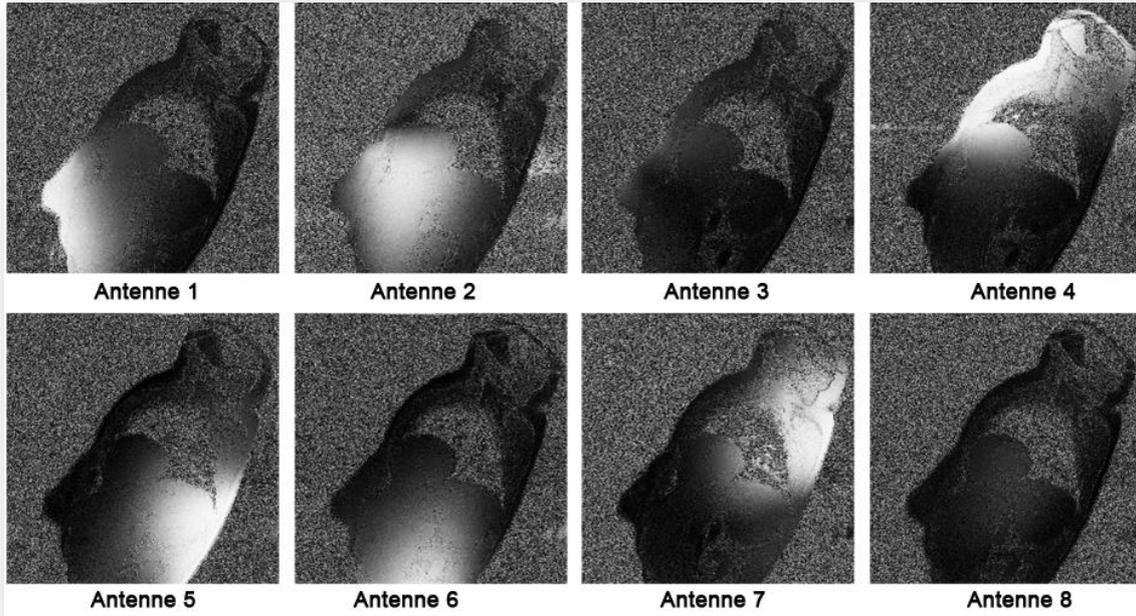
<sup>1</sup> Sodickson, et al., Magn Reson Med, 1997

<sup>2</sup> Pruessmann, et al., Magn Reson Med, 1999

<sup>3</sup> Griswold, et al., Magn Reson Med, 2000

<sup>4</sup> Blaimer, et al., Top Magn Reson Imaging, 2004

<sup>5</sup> Roemer, et al., Magn Reson Med, 1990



**Figure II.18 : Cartes de sensibilité estimées des antennes à partir d'IRM in-vivo**

### II.11.5.ii. Reconstruction SENSE

La méthode de reconstruction SENSE a été introduite par Pruessmann [PRU99]<sup>1</sup>. L'acquisition des images des antennes avec un champ de vue réduit (facteur d'accélération  $R \geq 2$ ) provoque un artefact de repliement. L'intensité  $I$  du signal d'un pixel de l'image provient à la fois du signal de sa position initiale et du signal émanant des parties repliées de l'image. C'est donc la somme des signaux à la position initiale et de ceux provenant du repliement. Cette somme est de plus pondérée par la sensibilité de l'antenne à chacun de ces pixels.

On obtient pour un pixel d'une antenne l'expression suivante :

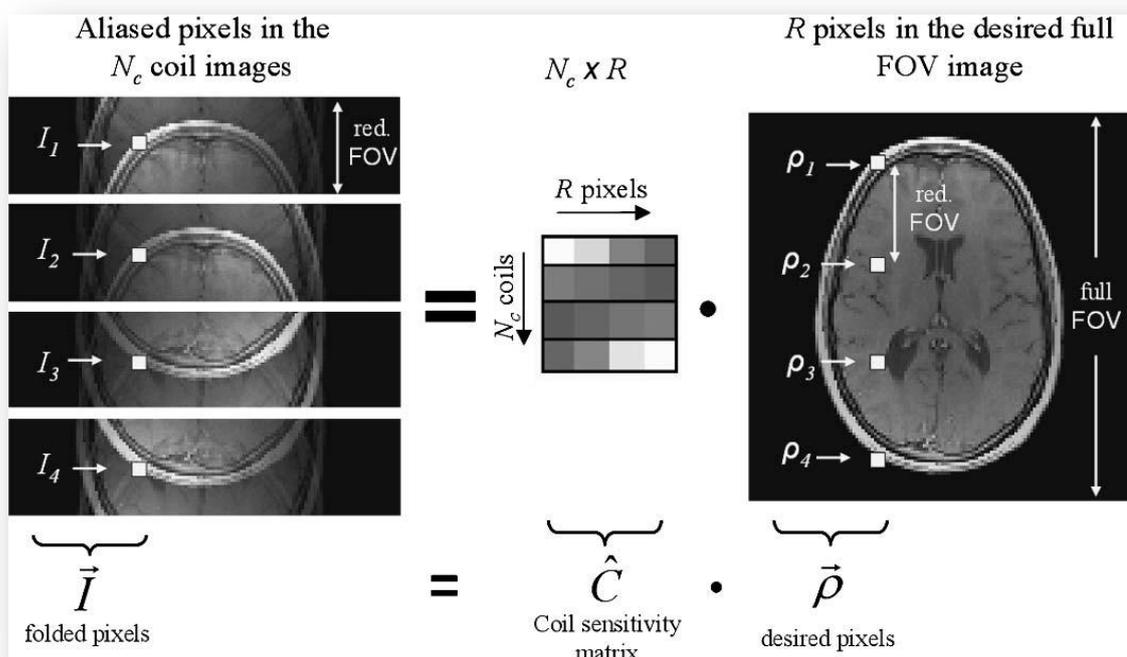
$$I_k = \sum_{l=1}^R C_{kl} \cdot \rho_l \quad k \in [1, N_c] \text{ et } l \in [1, R] \quad (2.6)$$

Avec  $I_k$  qui correspond au signal reçu par l'antenne  $k$  dans le champ de vue sous-échantillonné (d'où la présence d'un phénomène de repliement) pour un pixel à la position  $(x, y)$ .  $\rho_l$  est l'intensité du pixel à la position  $l$  dans l'image avec un champ de vue complet.  $C_{kl}$  est la sensibilité estimée pour l'antennes  $k$  à la position du pixel étudié  $\rho_l$ .  $R$  est le facteur d'accélération de la séquence.

Si on applique cette équation à l'ensemble des antennes, on obtient un système d'équations linéaires qui se note sous forme matricielle (Figure II.19) :

$$\vec{I} = \hat{C} \cdot \vec{\rho} \tag{2.7}$$

L'étape suivante consiste à résoudre le système pour obtenir l'image reconstruite (champ de vue complet). Pour les détails de calcul, se référer à l'article de Pruessmann [PRU99]<sup>1</sup>.



**Figure II.19 : Principe de reconstruction des images par la méthode SENSE en IRM parallèle**

Dans cet exemple, la reconstruction des images par la méthode SENSE opère avec un facteur d'accélération de  $R = 4$ .  $N_c = 4$  antennes.  $\vec{I}$  contient les pixels à une certaine position dans les images des antennes. Le champ de vue (FOV) dans les images des antennes est réduit produisant un artefact de repliement.  $\hat{C}$  est la matrice de sensibilité estimée pour les 4 antennes pour les pixels étudiés  $\vec{\rho}$  dans l'image avec un FOV complet. D'après Blaimer, 2004, Top Magn Reson Imaging.

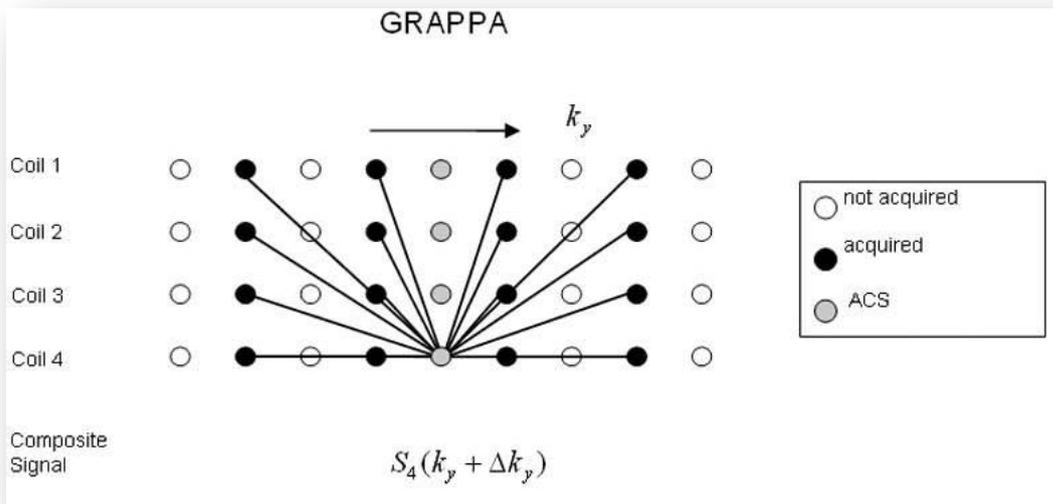
<sup>1</sup> Pruessmann, et al., Magn Reson Med, 1999

### II.11.5.iii. Reconstruction GRAPPA

Contrairement à la technique précédente, la méthode GRAPPA [MAR02]<sup>1</sup> ne nécessite pas de calcul de cartes de sensibilités mais utilise un petit nombre de lignes supplémentaires au centre de l'espace  $k$  d'une antenne. Ces lignes servent à l'auto-calibration des antennes. Elles sont appelées lignes ACS (autocalibrating signal). Généralement, le nombre de lignes ACS dépend du facteur d'accélération  $R$ . Plus  $R$  est grand, plus il faut de lignes ACS pour maintenir une qualité d'image reconstruite suffisante. Il faut au minimum autant de lignes ACS que d'antennes RF utilisées. L'objectif de cette méthode est de mettre en correspondance le signal de la ligne ACS avec les lignes acquises (Figure II.20) :

$$S_l^{ACS}(k_y + m\Delta k_y) \cong \sum_{k=1}^{N_c} n_k^{(m)} \cdot S_k(k_y) \quad (2.8)$$

$S_k(k_y)$  est le signal de l'antenne  $k$  du pixel à la position  $k_y$ .  $n_k^{(m)}$  est le poids attribué. En résolvant l'expression ci-dessus, on peut en déduire les sensibilités  $S_k$  des antennes dans l'espace  $k$ . Une fois les cartes sensibilités estimées, on peut reconstruire l'image.



**Figure II.20 : Description de la méthode GRAPPA**

Description de la méthode GRAPPA avec un facteur d'accélération de  $R = 2$  utilisant plusieurs lignes provenant des différentes antennes pour estimer une ligne dans une antenne appelée ligne ACS (autocalibrating signal). D'après Blaimer, 2004, Top Magn Reson Imaging.

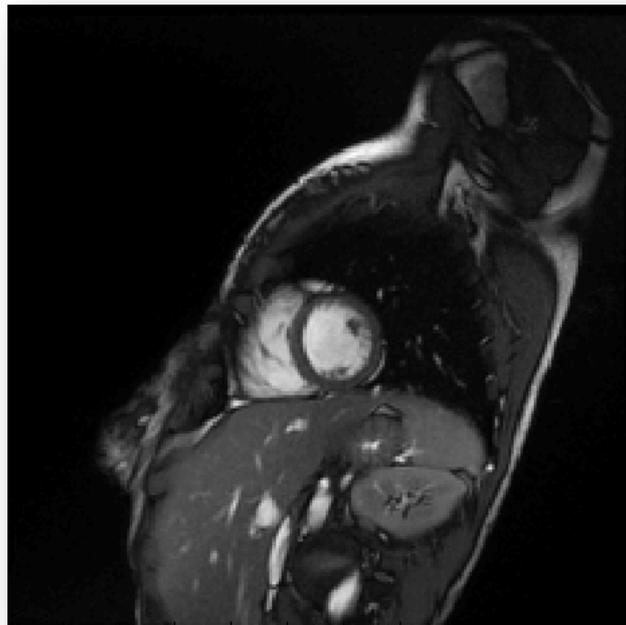
<sup>1</sup> Mark, et al., Magnetic Resonance in Medicine, 2002

## II.12. PARAMÈTRES D'ACQUISITION EN IRM MULTICANAUUX

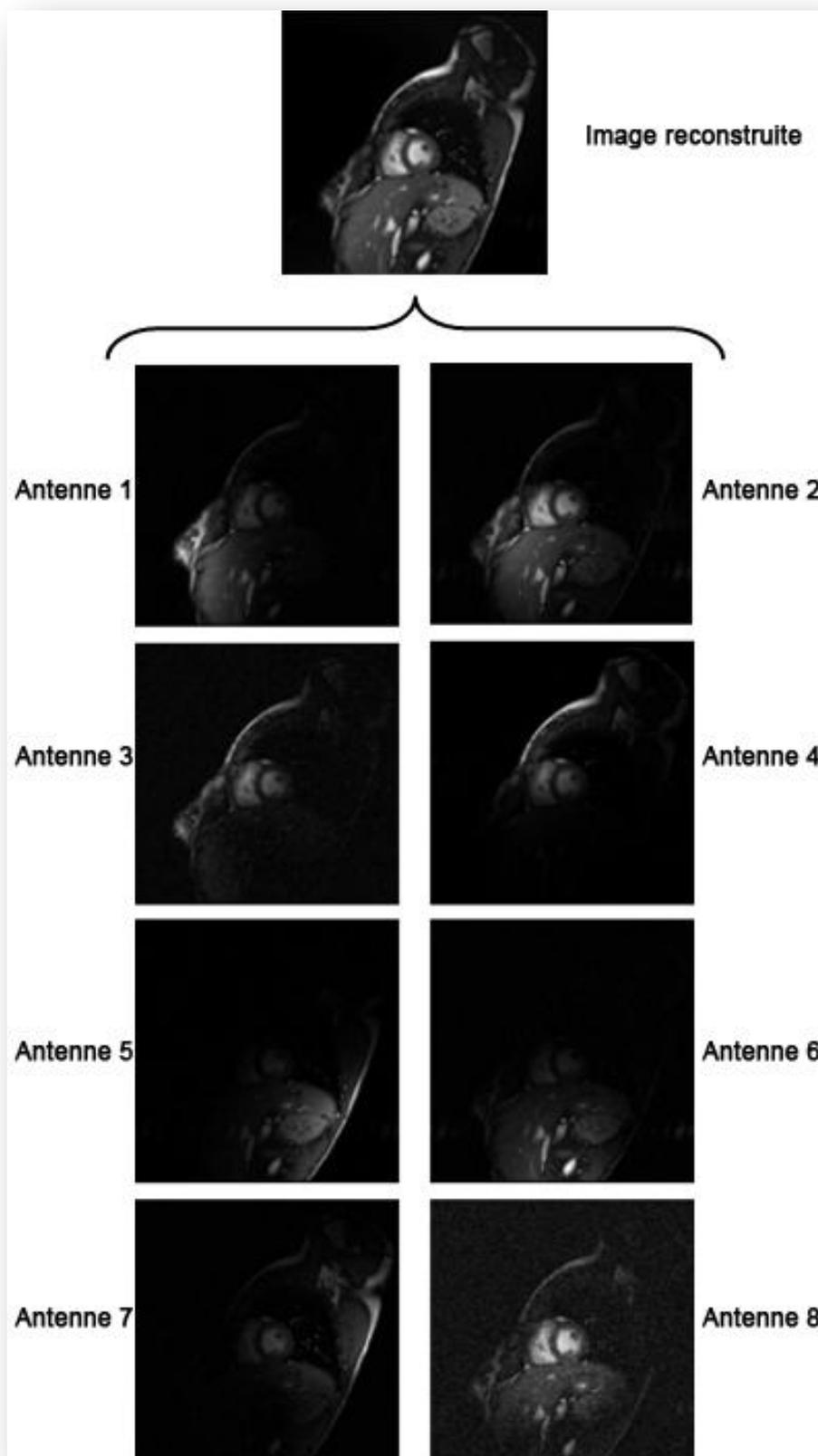
Les images brutes des 8 antennes de ciné-IRM cardiaque ont été acquises en apnée avec une synchronisation à l'ECG rétrospective. La séquence de type FIESTA a été acquise sur une IRM à 1.5 tesla (GE Medical Systems). L'orientation du plan de coupe est en petit axe.

Les paramètres d'acquisition incluent :

- TR = 14 ms
- TE = 2 ms
- l'angle de bascule est de 45°.
- l'épaisseur de la coupe est de 8 mm.
- l'acquisition comprend 30 phases par cycle cardiaque.
- la matrice d'acquisition (respectivement la taille du pixel) est de 224 × 224 pixels (respectivement 1.6×1.6 mm<sup>2</sup>)
- la résolution temporelle moyenne est de 28 ms/frame.



**Figure II.21 : IRM acquise in-vivo de type FIESTA**



**Figure II.22 : Images d'amplitude des 8 antennes brutes acquises in-vivo en IRM multicanaux.**

L'image a été reconstruite à partir du signal des 8 antennes.

## II.13. LE BRUIT EN IRM

---

Les images d'amplitude en imagerie par résonance magnétique présentent une part de bruit. Ce bruit peut-être dû à l'appareillage qui sert à acquérir les images. Dans ce cas, il est provoqué par des courants parasites au niveau des antennes et par les amplificateurs (composants électroniques). Le bruit peut aussi être dû au patient lui-même qui, en présence d'un champ magnétique, génère de petits courants appelés courants de Foucault et qui peuvent altérer le signal des antennes.

Le bruit étant naturellement présent dans les images d'IRM, l'objectif est donc de connaître la nature de ce bruit, de pouvoir le quantifier et enfin d'appliquer des traitements sur les images afin de supprimer (ou tout au moins de minimiser) ce bruit. De cette façon les images sont restaurées.

Dans les parties suivantes seront détaillées les techniques permettant d'évaluer la quantité de bruit dans les images, et à partir des connaissances sur la distribution statistique du bruit propre à l'IRM, une méthode pour supprimer ce bruit sera détaillée.

### II.13.1. Rapport Signal sur Bruit (RSB)

---

Le bruit est généralement défini par le Rapport Signal sur Bruit (RSB) aussi appelé en anglais *Signal to Noise Ratio (SNR)*. Le RSB permet d'évaluer l'influence du signal par rapport au bruit dans l'image et peut être évalué de plusieurs façons [DIE07, MAC96]<sup>1</sup>: soit entre deux régions d'intérêt, soit à partir de deux acquisitions identiques, soit pixel par pixel sous la forme d'une carte de RSB des pixels.

Dans cette thèse nous nous intéresserons à la première méthode afin de mesurer le RSB d'une région particulière. L'équation correspondante est :

$$RSB = 10 \times \log \left( \frac{\text{moy}(ROS)}{\text{sd}(RON)} \right)^2 \quad (db) \quad (2.9)$$

Le RSB dans l'image dépend alors de la moyenne des niveaux de gris des pixels d'une région contenant du signal notée *ROS (Region of Signal)* et de l'écart-type des niveaux de gris des pixels d'une région supposée ne contenir que du bruit notée *RON (Region of Noise)*. Cette dernière région peut-être le fond de l'image (zone d'air).

---

<sup>1</sup> Dietrich, et al., J Magn Reson Imaging, 2007; Macovski, Magn Reson Med, 1996

Cette formule est valide si deux conditions sont réunies :

- La distribution statistique de l'intensité du signal sur le fond suit une distribution de Rayleigh. C'est le cas si les images d'amplitude ont été calculées à partir d'un seul jeu de données brutes.

- La distribution spatiale du bruit est homogène dans l'image. Ce qui est le cas après une reconstruction standard de type transformée de Fourier.

Remarque : on calcule généralement l'écart-type du bruit plutôt que la moyenne parce que l'écart-type est moins sujet aux variations que la moyenne[CON97]<sup>1</sup>.

### II.13.2. Distribution ricienne

---

Pour connaître la nature du bruit dans les images d'IRM, on cherche à connaître sa distribution statistique. Il a été démontré que le bruit présent dans les images d'amplitude en IRM suit une distribution de Rice [RIC44]<sup>2</sup>, appelée aussi distribution ricienne [DRU93, GUD95]<sup>3</sup>. La cause de ce bruit dans les images d'amplitude est la présence de bruit dans le plan fréquentiel à l'acquisition (*k-space*). Dans le domaine fréquentiel, ce bruit présent à la fois dans les parties réelle et imaginaire du signal est supposé être un bruit gaussien non corrélé de moyenne nulle [GUD95]<sup>4</sup>. La variance de ce bruit est la même dans les parties réelle et imaginaire.

L'amplitude du signal dans le domaine spatial peut être exprimée de la façon suivante [AJA08]<sup>5</sup> :

$$M = \sqrt{(A + n_1)^2 + n_2^2} \quad (2.10)$$

Avec  $M$  l'amplitude du signal acquis,  $A$  le signal d'origine sans bruit et  $n_1$  et  $n_2$  les variables correspondant aux bruits gaussiens non corrélés de moyenne nulle et d'égale variance  $\sigma_n^2$ .

---

<sup>1</sup> Constantinides, Magn Reson Med, 1997

<sup>2</sup> Rice, Bell Systems Tech J, 1944

<sup>3</sup> Drumheller, IEEE Trans Aerosp Electron Syst, 1993; Gudbjartsson, et al., Magn Reson Med, 1995

<sup>4</sup> Gudbjartsson, et al., Magn Reson Med, 1995

<sup>5</sup> Aja-Fernandez, et al., IEEE T Med Imaging, 2008

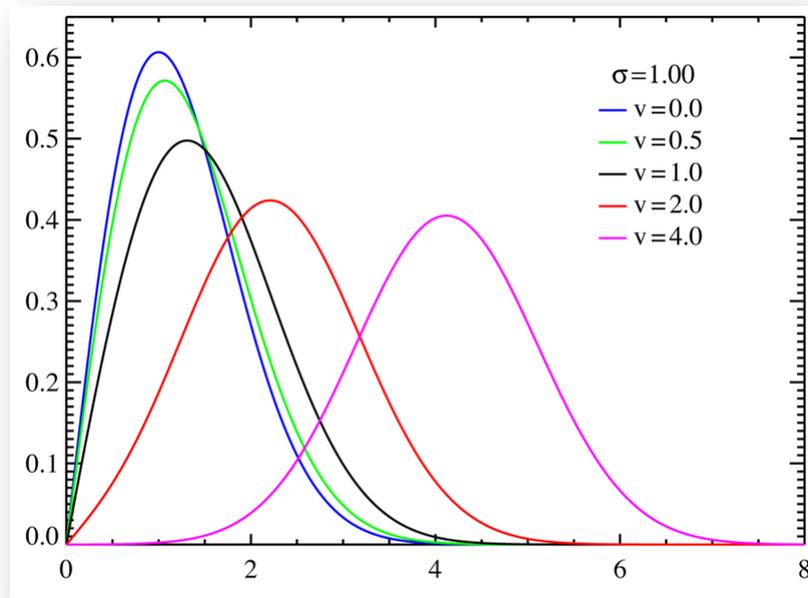
La densité de probabilité (Figure II.23) d'une telle fonction suit une distribution ricienne notée [DRU93] :

$$p(M|A) = \frac{M}{\sigma_n^2} \times \exp\left(\frac{-M^2 + A^2}{2\sigma_n^2}\right) \times \underbrace{I_0\left(\frac{AM}{\sigma_n^2}\right)}_{\substack{\text{Fonction} \\ \text{de Bessel} \\ \text{d'ordre 0}}} \times \underbrace{u(M)}_{\substack{\text{Fonction} \\ \text{de Heaviside}}} \quad (2.11)$$

$I_0$  est la fonction de Bessel d'ordre 0 et  $u(M)$  est la fonction de Heaviside qui est une fonction échelon où  $M$  est valide uniquement pour ses valeurs positives.

Au niveau du fond de l'image le RSB est égal à zéro, la densité de probabilité ricienne peut donc être réduite à une distribution de Rayleigh notée :

$$\begin{aligned} p(M|A) &= p(M|A = 0, \sigma_n) \\ &= \frac{M}{\sigma_n^2} \times \exp\left(\frac{-M^2}{2\sigma_n^2}\right) \times \underbrace{u(M)}_{\substack{\text{Fonction} \\ \text{de Heaviside}}} \end{aligned} \quad (2.12)$$



**Figure II.23 : Fonction de Densité de Probabilité (PDF)**

Sur le schéma, la variable  $v$  correspond à la moyenne du signal d'origine noté  $A$ . Si  $v = 0$ , alors la distribution est réduite à une distribution de Rayleigh. Quand  $v = 4$ , la distribution tend vers une distribution gaussienne.

Le moment d'ordre 2 dans le cas d'une distribution ricienne s'écrit :

$$\underbrace{\mu_2}_{\text{Variance}} = \underbrace{E\{M^2\}}_{\substack{\text{Moment} \\ \text{d'ordre 2}}} = A^2 + 2\sigma_n^2 \quad (2.13)$$

### II.13.3. Suppression du bruit en IRM

---

Plusieurs techniques pour estimer et supprimer le bruit ricien dans des séquences d'IRM ont été proposées. On peut citer la méthode *Conventional Approach* (CA) [GIB93]<sup>1</sup>, la méthode *Maximum-likelihood* (ML) [SIJ98]<sup>2</sup>, la méthode *Expectation Maximisation* (EM) [MAR95]<sup>3</sup>, l'approche par ondelettes [NOW99]<sup>4</sup>, les méthodes *Linear Minimum Mean Square Error* (LMMSE) et *Recursive LMMSE* (RLMMSE) [AJA08]<sup>5</sup>. Toutes ces méthodes opèrent sur les images d'amplitude de la séquence (et non dans le domaine fréquentiel).

#### II.13.3.i. Algorithme de Mc Gibney

---

Dans cette partie nous ne détaillerons que la technique de Mc Gibney [GIB93]<sup>2</sup>, dénommée *Conventional Approach* (CA), car son implémentation est simple et elle possède des propriétés de lissage proches d'un filtre gaussien quand le rapport signal sur bruit est élevé. Cela permet dans le cas d'une estimation de mouvement par des méthodes du flux optique d'assurer un meilleur respect de la contrainte du flux optique. Le flux optique est détaillé dans le chapitre suivant.

Mc Gibney se base sur l'équation (2.13) pour en déduire une estimation de l'image sans le bruit :

$$\hat{A} = \sqrt{\langle M^2 \rangle - 2\sigma_n^2} \quad (2.14)$$

L'estimation de l'image sans bruit  $\hat{A}$  dépend du moment d'ordre 2 de  $M^2$  calculé dans un voisinage noté  $\langle M^2 \rangle$  et de la variance du bruit notée  $\sigma_n^2$ . La taille du voisinage utilisée est  $5 \times 5$  pour une image seule et de  $5 \times 5 \times 3$  pour une séquence d'images.

L'estimation du moment d'ordre 2 dans un voisinage de  $N$  pixels est calculée comme la somme des moments d'ordre 2 dans ce voisinage :

---

<sup>1</sup> McGibney, et al., Med Phys, 1993

<sup>2</sup> Sijbers, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1998

<sup>3</sup> Marzetta, in the Proceedings of the ICASSP-95, 1995.

<sup>4</sup> Nowak, IEEE Trans Image Process, 1999

<sup>5</sup> Aja-Fernandez, et al., IEEE T Med Imaging, 2008

$$\underbrace{E[M^2]}_{\substack{\text{Estimation} \\ \text{du moment} \\ \text{d'ordre 2}}} = \langle M^2 \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N M_i^2 \quad (2.15)$$

Où  $M_i^2$  est le moment d'ordre 2 du pixel  $i$  du voisinage.

D'après l'équation (2.14), la variance du bruit  $\sigma_n^2$  doit être connue au préalable pour procéder à l'estimation de l'image d'origine  $\hat{A}$ . Dans ce but, la variance est estimée à partir d'une zone d'intérêt située dans le fond de l'image (Distribution de Rayleigh) :

$$\hat{\sigma}_n = \sqrt{\frac{2}{\pi} \text{mode}(\hat{\mu}_{1ij})} \quad (2.16)$$

Où  $\hat{\mu}_{1ij}$  est l'estimation du moment d'ordre 1 du pixel à la position  $(i,j)$ , i.e. la moyenne mesurée dans le voisinage d'un pixel de la zone d'intérêt. Ensuite, à partir de l'histogramme des valeurs  $\hat{\mu}_{1ij}$  de la zone d'intérêt on en déduit le *mode*, i.e. la valeur qui a la fréquence la plus élevée dans l'histogramme.

### II.13.3.ii. Algorithmme de Aja-Fernandez

---

Les techniques de Aja-Fernandez, *Linear Minimum Mean Square Error* (LMMSE) et sa version récursive RLMMSE [AJA08]<sup>1</sup> sont aussi en partie basées sur le moment d'ordre 2 noté  $M^2$  et sur la variance du bruit notée  $\sigma_n^2$ . L'estimation de l'image d'origine  $\hat{A}$  diffère cependant de la méthode de Mc Gibney en cherchant à préserver la netteté des contours de l'image. Pour des raisons de lisibilité, l'équation suivante présente l'estimation de  $\hat{A}^2$  au lieu de  $\hat{A}$ .

$$\hat{A}_{ij}^2 = \langle M_{ij}^2 \rangle - 2\sigma_n^2 + K_{ij} \times (M_{ij}^2 - \langle M_{ij}^2 \rangle) \quad (2.17)$$

$$\text{Avec} \quad K_{ij} = 1 - \frac{4\sigma_n^2 \times (\langle M_{ij}^2 \rangle - \sigma_n^2)}{\langle M_{ij}^4 \rangle - \langle M_{ij}^2 \rangle^2} \quad (2.18)$$

Où  $\sigma_n^2$  est calculé selon l'équation (2.16).

<sup>1</sup> Aja-Fernandez, et al., IEEE T Med Imaging, 2008

Même si les images ont été filtrées afin de supprimer le bruit ricien, rien ne nous assure qu'il ne reste pas encore du bruit ricien dans l'image puisque la technique est basée sur une estimation du bruit. En revanche à chaque itération on peut être sûr que le bruit diminue pour tendre vers zéro, d'où la mise en place d'une version récursive de cette méthode (RLMMSE). Entre chaque itération on estime le bruit restant. Tant que l'écart-type du bruit estimé est non nul, on continue l'exécution du programme.

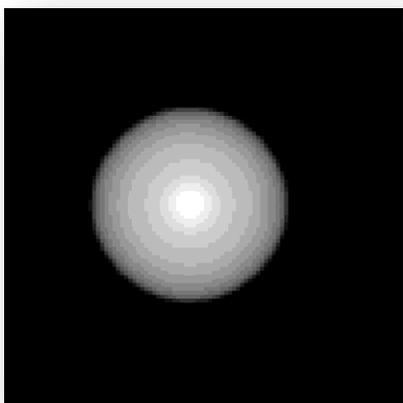
## II.13.4. Résultats de la suppression du bruit ricien

---

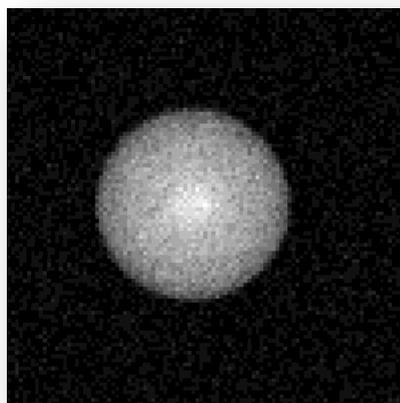
### II.13.4.i. Images synthétiques

---

Pour tester ces deux algorithmes, des tests ont été effectués à partir d'images synthétiques auxquelles on a appliqué un bruit suivant une distribution ricienne (Figure II.24). La séquence synthétique comprend 30 images et représente une sphère dont le diamètre évolue linéairement au cours du temps. Cette séquence comprend deux phases, une phase de contraction suivie d'une phase de dilatation. Pour les tests, l'écart-type du bruit ricien dans les images était de  $\sigma = 10$  ce qui produit un RSB de 12 au niveau de la sphère. Les résultats des deux techniques de suppression de bruit ricien ont aussi été comparées à un lissage classique de type gaussien.



a) Image d'origine

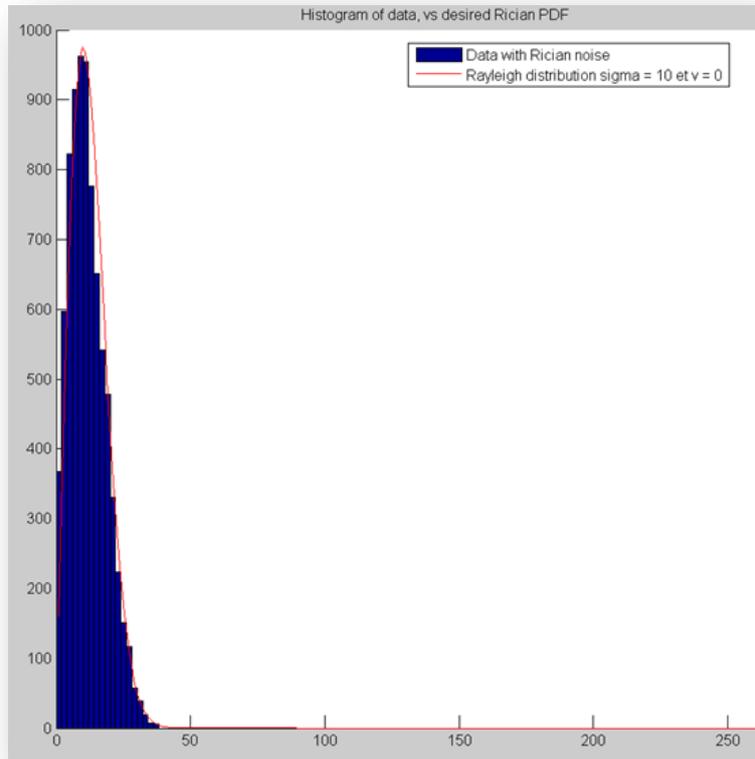


b) Image bruitée

**Figure II.24 : Bruit ricien d'écart-type  $\sigma_n = 10$  appliqué à une image synthétique**

Bruit ricien d'écart-type  $\sigma_n = 10$  appliqué à une image synthétique avec a) l'image d'origine et b) l'image bruitée.

Remarque, en examinant l'histogramme des données correspondant au fond de l'image synthétique bruitée, on peut constater sur la Figure II.25 que le bruit suit effectivement une distribution de Rayleigh (cf. PDF en rouge sur la Figure II.25).



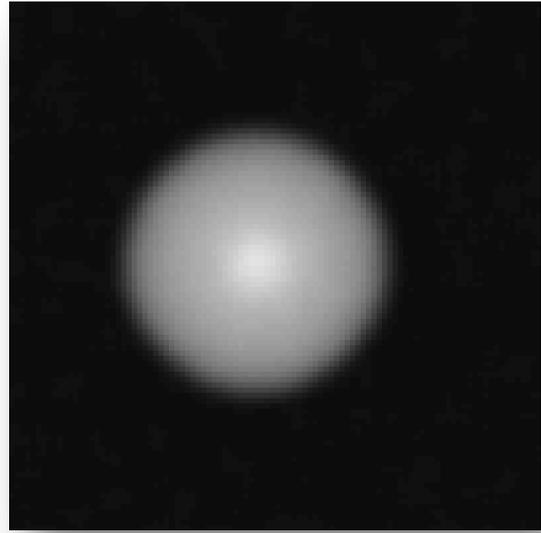
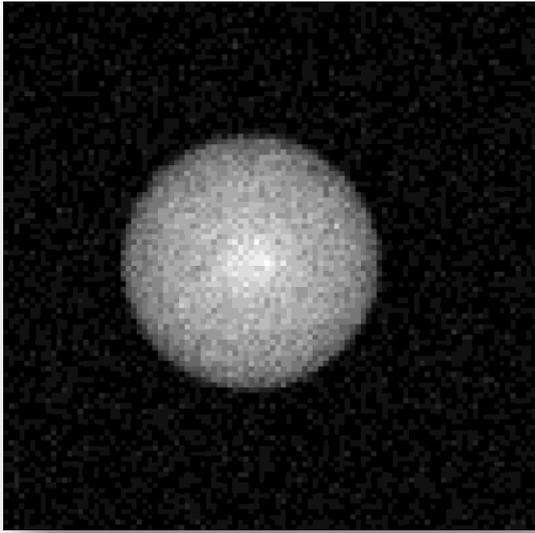
**Figure II.25 : Distribution du bruit sur le fond de l'image synthétique**

Distribution du bruit sur le fond d'une image synthétique de la sphère. En bleu, l'histogramme des données recueillies et en rouge, la fonction de densité de probabilité d'une distribution de Rayleigh d'écart-type 10 donc la moyenne du signal d'origine est nulle.

### II.13.5. Résultats graphiques

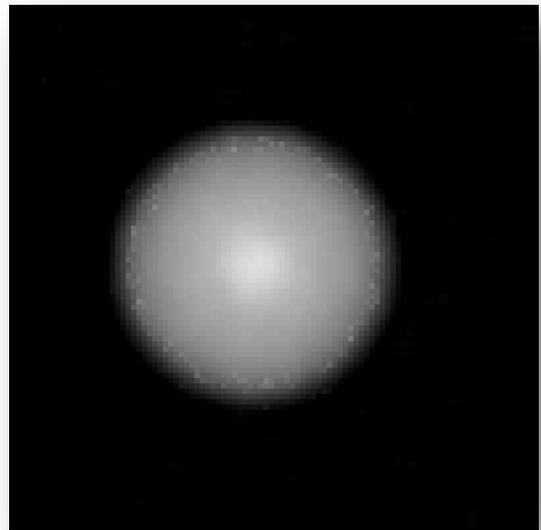
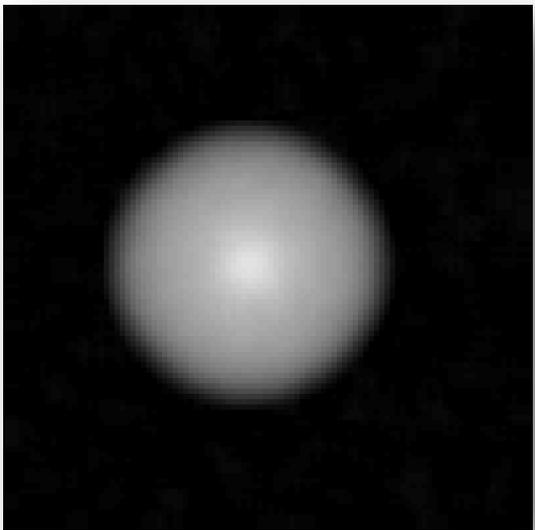
---

Les résultats, sur la séquence d'images synthétiques, des deux techniques de la suppression du bruit ricien ainsi que le résultat de l'application d'un filtre gaussien sont présentés à la Figure II.26. Les résultats concernant le filtrage gaussien ainsi que la méthode de Mc Gibney – CA semblent avoir des résultats identiques. Cependant, lorsqu'on examine le profil d'une ligne de l'image (*plot profile*) sur la Figure II.27, on s'aperçoit que le contraste entre une zone de signal dans l'image et une zone située sur le fond est mieux rétabli avec la méthode de Mc Gibney – CA.



a) Image avec bruit ricien d'écart-type  $\sigma_n = 10$

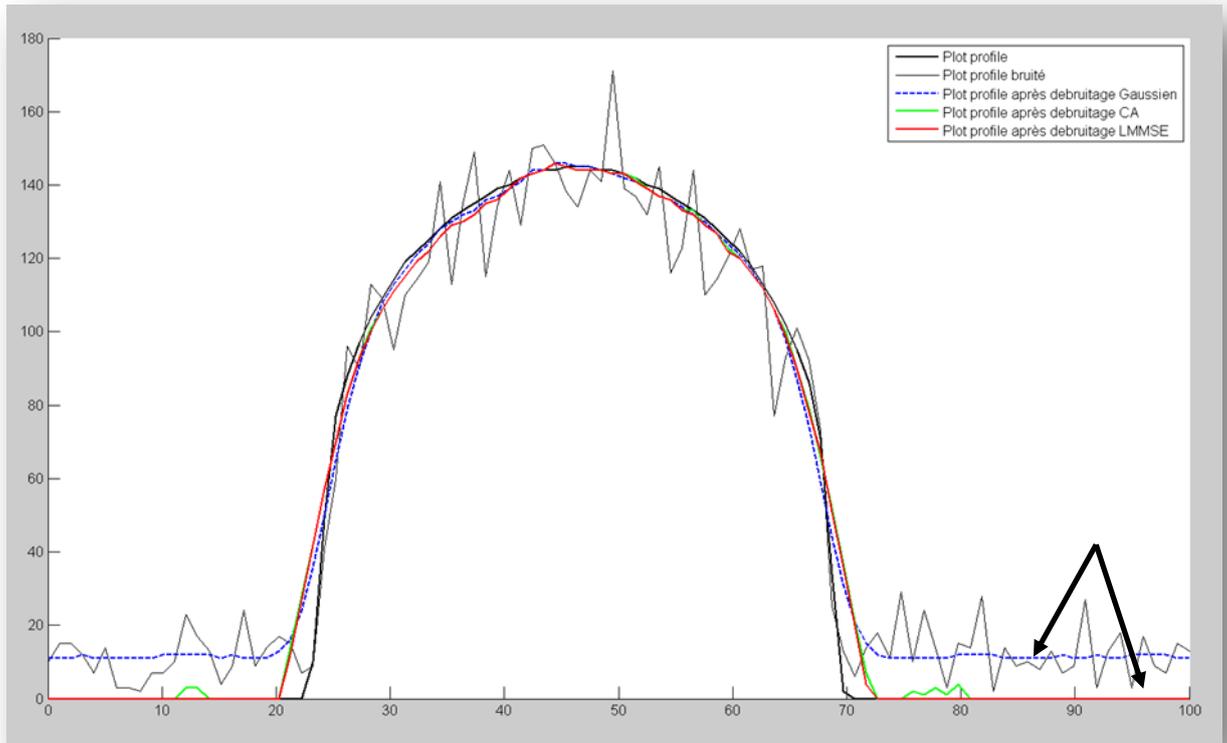
b) Filtre gaussien d'écart-type  $\sigma = 10$



c) Algorithme de Mc Gibney - CA

d) Algorithme de Aja-Fernandez - LMMSE

**Figure II.26 : Suppression du bruit ricien sur des images synthétiques**  
 Résultats sur a) la séquence synthétique bruitée de l'application : b) d'un gaussien d'écart-type  $\sigma = 10$ , c) de l'algorithme de Mc Gibney - CA et d) de l'algorithme de Aja-Fernandez - LMMSE.



**Figure II.27 : Profil de ligne de la séquence synthétique**

Profil de ligne de la séquence synthétique avant et après l'application de bruit ricien, ainsi qu'avec différents algorithmes de suppression de bruit ricien.

### a) La mesure de la performance de restauration des images

La mesure de la performance de restauration d'une image pour chacune des méthodes étudiées est effectuée entre l'image d'origine et l'image restaurée. Différents index de qualité de restauration des images existent. On peut citer le SSID (*structural similarity Index*) [WAN06]<sup>1</sup> et le QILV (*quality index local variance*) [AJA06]<sup>2</sup> qui donnent tous les deux une mesure de similarité structurelle entre les images d'origine et les images restaurées. Le SSID est plus sensible à la quantité de bruit dans l'image et le QILV est plus sensible au flou au niveau des contours de l'image. Dans ce paragraphe nous étudierons un paramètre très couramment employé, l'erreur quadratique moyenne notée EQM (ou *MSE* pour *Mean Square Error*). Ce paramètre permet de mesurer de manière globale le degré de similarité à l'image d'origine. Pour éviter le biais dû au fond de l'image, seuls les pixels situés dans la sphère ont été étudiés.

<sup>1</sup> Wang, et al., IEEE Trans Image Process, 2004

<sup>2</sup> Aja-Fernandez, et al., in the Proceedings of the 28th IEEE EMBS, 2006.

L'EQM est défini par :

$$EQM = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{origine} - I_{btuitée})^2 \quad (2.19)$$

Avec  $N$  le nombre de pixels de l'image.

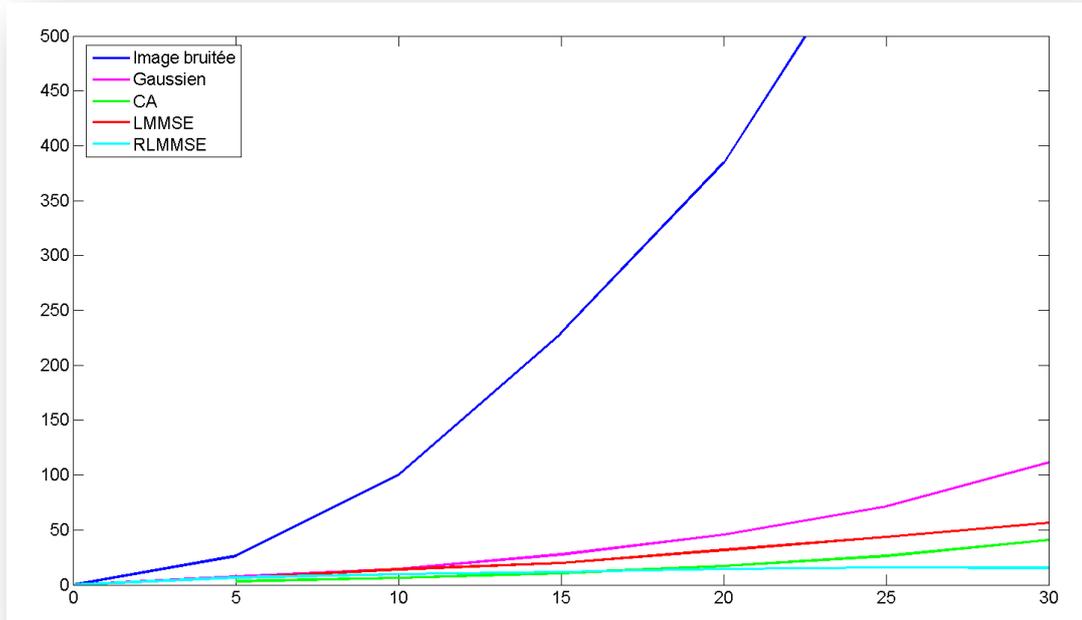
*b) Les résultats statistiques au niveau de la sphère*

L'étude statistique de l'EQM au niveau des pixels de la sphère montrent que lorsque  $\sigma_n \geq 10$ , ce qui correspond dans cet exemple à un rapport signal sur bruit inférieur ou égal à 3, les méthodes de suppressions de bruit ricien sont plus efficaces qu'un filtrage gaussien classique (Tableau II.1 et Figure II.28). Les meilleurs résultats, i.e. les EQM les plus faibles concernent les méthodes CA et RLMMSE.

	<b>EQM pour <math>\sigma_n = 10</math></b>	<b>EQM pour <math>\sigma_n = 20</math></b>
<b>Image bruitée</b>	99.8	384.0
<b>Gaussien</b>	14.2	45.6
<b>CA</b>	6.3	17.2
<b>LMMSE</b>	13.9	31.6
<b>RLMMSE</b>	9.6	14.5

**Tableau II.1: Erreur quadratique moyenne (EQM) mesurée dans la sphère pour  $\sigma_n = 10$  et  $\sigma_n = 20$ .**

Les deux meilleures méthodes sont grisées.



**Figure II.28 : EQM mesurée dans la sphère en fonction du bruit ricien appliqué pour différentes méthodes**

Comparaison dans la sphère de l'erreur quadratique moyenne (EQM) en fonction du bruit ricien  $\sigma_n \in [0,30]$  appliqué pour différentes méthodes (filtrage gaussien, méthode CA, méthode LMMSE et méthode RLMMSE).

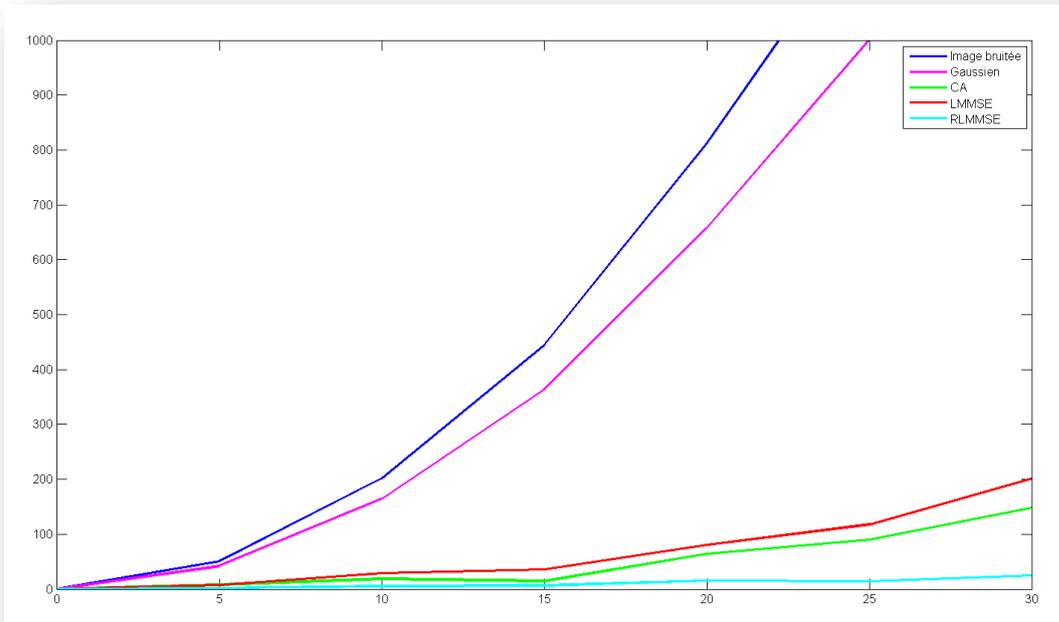
*c) Les résultats statistiques au niveau du fond de l'image*

L'étude statistique de l'EQM au niveau des pixels du fond de l'image montrent que les méthodes de suppressions de bruit ricien sont plus efficaces qu'un filtrage gaussien classique (Tableau II.2). Le filtrage gaussien ne permet pas de supprimer le bruit sur le fond (Figure II.28), il permet seulement de le lisser. Les meilleurs résultats, i.e. les EQM les plus faibles, concernent les méthodes CA et RLMMSE.

	EQM pour $\sigma_n = 10$	EQM pour $\sigma_n = 20$
Image bruitée	201.7	811.7
Gaussien	164.2	657.9
CA	18.9	64.4
LMMSE	28.6	80.4
RLMMSE	5.0	15.2

**Tableau II.2: Erreur quadratique moyenne (EQM) mesurée au niveau du fond de l'image pour  $\sigma_n = 10$  et  $\sigma_n = 20$**

Les deux meilleures méthodes sont grisées.

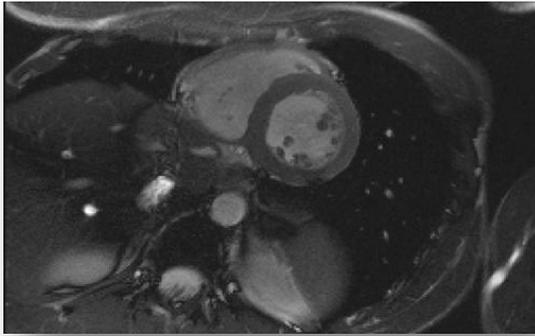


**Figure II.29 : EQM mesurée sur le fond de l'image en fonction du bruit ricien appliqué pour différentes méthodes**

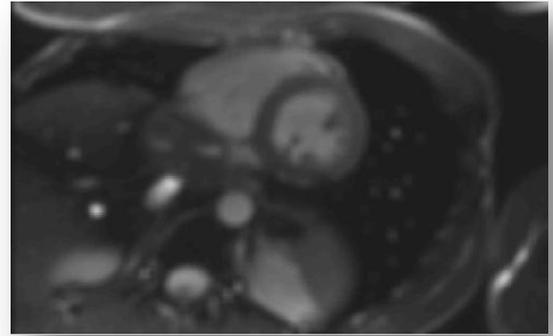
Comparaison dans la sphère de l'erreur quadratique moyenne (EQM) en fonction du bruit ricien  $\sigma_n \in [0,30]$  appliqué pour différentes méthodes (filtrage gaussien, méthode CA, méthode LMMSE et méthode RLMSE).

### II.13.5.ii. IRM cardiaque

Les résultats, sur une IRM cardiaque en coupe petit axe, des deux techniques de suppression du bruit ricien ainsi que le résultat de l'application d'un filtre gaussien sont présentés à la Figure II.30. Les résultats montrent que le contraste myocarde/poumon est mieux rétabli avec la méthode de Mc Gibney – CA par rapport à l'utilisation d'un filtre gaussien. L'examen du profil d'une ligne de l'image (*plot profile*) sur la Figure II.31 confirme ce phénomène. Les méthodes de Aja-Fernandez – LMMSE et RLMSE donnent quant à elles visuellement une bonne restauration de l'image notamment en préservant mieux les contours des structures. Néanmoins c'est au prix du non-respect de la contrainte de cohérence spatiale nécessaire à l'utilisation de techniques de flux optique. Cette contrainte sera décrite dans le chapitre suivant. Enfin, l'annexe 4 montre la représentation surfacique de cette même coupe d'IRM.



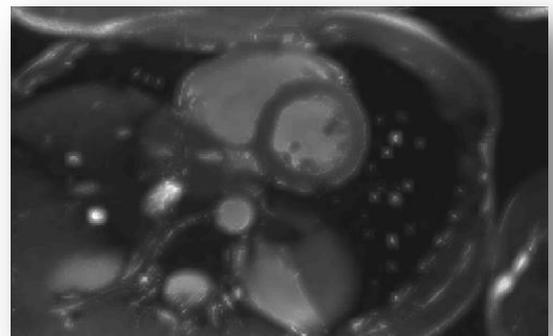
a) Image d'origine



b) Filtre gaussien  $\sigma = 30$



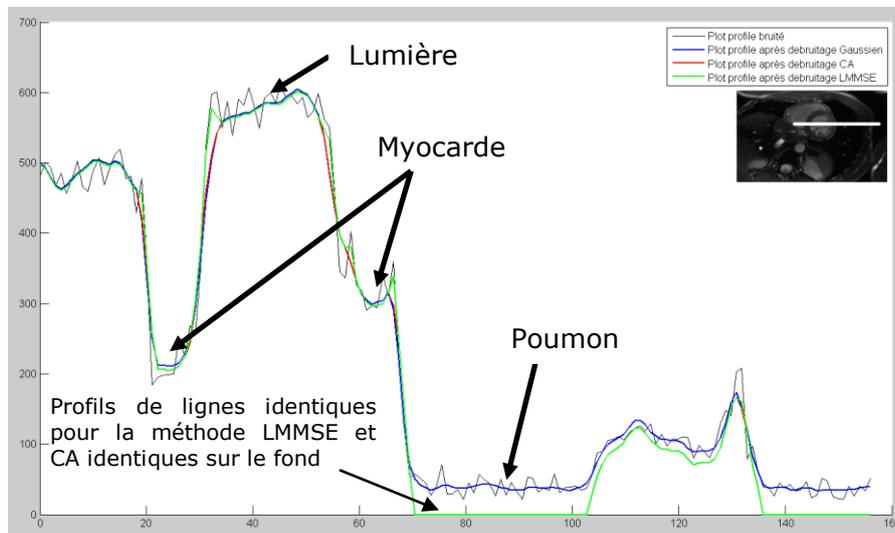
c) Algorithme CA



d) Algorithme LMMSE

**Figure II.30 : Résultats en IRM des méthodes CA et LMMSE**

Examen d'IRM en coupe petit axe avec un RSB = 10 pour le VG. Application sur a) l'image RM : b) d'un filtre gaussien avec un écart-type  $\sigma = 30$  , c) de l'algorithme CA et d) de l'algorithme LMMSE.



**Figure II.31 : Profil de ligne d'une IRM cardiaque**

### II.13.6. Conclusion

---

Dans le cadre d'une étude des mouvements du cœur, la méthode de Mc Gibney semble la plus appropriée car elle permet de respecter la contrainte de cohérence spatiale du flux optique (détaillée dans la chapitre 3, §Cohérence spatiale) tout en rétablissant mieux le contraste entre le signal et le fond. Cette deuxième remarque est importante car elle permet d'améliorer le contraste entre le myocarde et le poumon gauche (zone d'air = signal nul) sur les IRM (Figure II.31). En effet ce contraste est généralement faible dans cette zone.

# CHAPITRE 3 :

## ESTIMATION DU

### MOUVEMENT PAR DES

#### TECHNIQUES DE

##### FLUX OPTIQUE

---

**L**a perception et l'interprétation des changements dans notre environnement se font de manière automatique. Cette dernière capacité est en effet nécessaire : une interprétation rapide des changements dans notre environnement permet de réagir en fonction des événements.

*La perception humaine est un processus complexe et la transposition de tels mécanismes à des programmes informatiques requiert un certain nombre d'adaptations. Le but n'est pas de recréer ces mécanismes dans leur intégralité mais plutôt de s'en inspirer.*

*Dans notre cas nous nous attacherons à mettre en place des programmes capables de détecter les mouvements dans des séquences d'images médicales afin d'étudier plus particulièrement les déplacements du myocarde au cours du cycle cardiaque. Ces programmes devront gérer les examens quelle que soit l'orientation du plan de coupe à l'acquisition.*

---

### III.1. INTRODUCTION AU FLUX OPTIQUE

---

Afin de garantir la flexibilité des programmes de détection de mouvements face à diverses applications médicales, nous nous intéresserons dans ce chapitre à l'étude du mouvement dans des séquences d'images par des techniques de flux optique.

Le flux optique est la représentation du mouvement apparent des objets dans une scène. Le mouvement apparent est la projection en deux dimensions sur le plan image (plan du dispositif d'acquisition d'images tel qu'une caméra ou dans notre cas une IRM) du mouvement des objets dans une scène à trois dimensions.

Dans le cas particulier d'une sphère en rotation sur elle-même dont la surface ne présenterait aucune texture, aucun mouvement apparent ne serait alors détecté et par conséquent, aucun flux optique ne serait détecté. Généralement les éléments contenus dans les séquences d'images ont suffisamment de texture; le flux optique est alors une bonne approximation du mouvement réel.

L'intérêt du flux optique réside dans le fait qu'il ne nécessite pas d'information a priori sur le contenu des images. À savoir, il n'est pas nécessaire de connaître le type d'organe dont on acquiert les images pour étudier son mouvement. Plus généralement, ces techniques peuvent s'appliquer à n'importe quelle séquence d'images moyennant le respect de quelques règles afin de garantir une détection de mouvement fiable.

Des travaux antérieurs utilisant des méthodes de flux optique ont fourni des résultats prometteurs en ciné-IRM [AMA93, BAR04]<sup>1</sup>, en ciné-IRM par marquage tissulaire [DOU99, GUP97, PRI00]<sup>2</sup>, en tomodensitométrie [GOR97, SON91]<sup>3</sup> et en échocardiographie [BUS09, MAI89, SUH05]<sup>4</sup>.

Le flux optique est représenté par un champ de vecteurs vitesses qui décrit le mouvement apparent dans l'image obtenue par le système d'acquisition. Si on considère le schéma de la Figure III.1, la projection du vecteur mouvement en trois dimensions du point P sur le plan image correspond au vecteur en deux dimensions  $V(x, y) = [V_x(x, y), V_y(x, y)]$ . Ce mouvement est calculé en tout point  $(x, y)$  de l'image.

---

<sup>1</sup> Amatur, et al., Magn Reson Med, 1993; Barron, Computer and Robot Vision, Canadian Conference, 2004

<sup>2</sup> Dougherty, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1999; Gupta, et al., Image Processing, International Conference on, 1997; Prince, et al., Med Phys, 2000

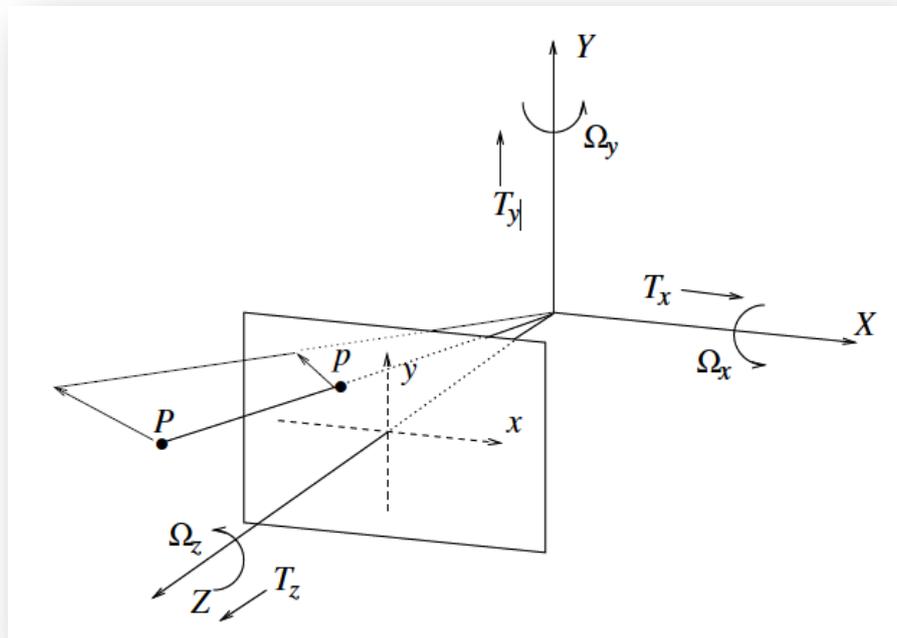
<sup>3</sup> Gorce, et al., Med Image Anal, 1997; Song, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1991

<sup>4</sup> Bussadori, et al., Cardiovasc Ultrasound, 2009; Mailloux, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1989; Suhling, et al., IEEE Trans Image Process, 2005

Estimer les mouvements dans une séquence d'images permet de quantifier les déplacements ou plus simplement de détecter les structures en mouvement. Les mouvements sont généralement estimés entre deux images successives. Le terme pour désigner le nombre d'images successives nécessaires à l'estimation du flux optique sur une image donnée est le support temporel (*temporal support* en anglais). Le terme délai temporel (*temporal delay* en anglais) est aussi parfois employé dans la littérature et désigne le nombre d'images successives en début et fin de séquence sur lesquelles on ne peut pas estimer le mouvement [BAR94, FLE95]<sup>1</sup>.

Pour plus de stabilité et donc de précisions dans ces estimations, certaines techniques de flux optique nécessitent davantage d'images pour mesurer les déplacements. L'utilisation de séquences cycliques, lorsque le mouvement de l'objet est périodique, permet de s'affranchir de cette limite.

Il existe diverses techniques de flux optique qui seront détaillées dans les parties suivantes mais toutes sont basées sur les mêmes hypothèses.



**Figure III.1 : Mouvement apparent dans une image**

Le projeté du point  $P$  sur le plan image est le point  $p$  dans le système de coordonnées  $[x, y]$ . Le système de coordonnées du plan d'acquisition est  $[X, Y, Z]$ . L'origine de la caméra est centrée sur la direction  $Z$ . Le mouvement du point  $P$  est décrit par sa translation  $[T_x, T_y, T_z]$  et sa rotation  $[\Omega_x, \Omega_y, \Omega_z]$ .

©1992, Black, Robust Incremental Optical Flow, Thèse [BLA92]<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994; Fleet, et al., IEEE T Pattern Anal, 1995

<sup>2</sup> Black, in book. Robust Incremental Optical Flow. 1992:ed. Ph.D.

## III.2. HYPOTHÈSES ET RÉALITÉ

---

L'estimation du flux optique consiste à mesurer pour chaque pixel de l'image le vecteur caractérisant le déplacement de ce pixel entre deux images successives. Le vecteur déplacement comprend une composante selon l'axe des  $x$  et une composante selon l'axe des  $y$  dans le référentiel image.

Le mouvement entre les images est déterminé grâce aux niveaux de gris des pixels. On parle alors d'approche basée sur l'intensité des pixels et par extension d'approche basée sur les gradients.

### III.2.1. Hypothèses

---

Les hypothèses pour l'estimation du flux optique sont les suivantes :

- **La conservation des données** qui suppose que l'intensité des pixels reste constante au cours du temps.

- **La cohérence spatiale** qui repose sur la cohérence du mouvement entre deux pixels d'un même voisinage.

- Certaines techniques plus évoluées introduisent aussi l'hypothèse de **la continuité temporelle**, aussi appelée persistance temporelle.

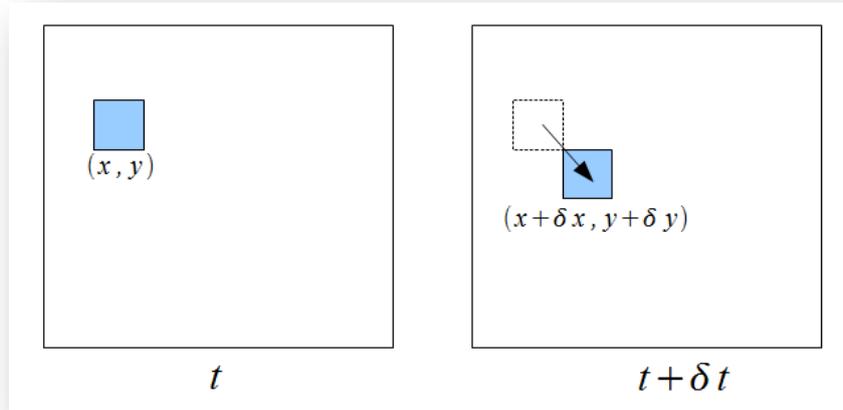
### III.2.2. Contrainte de conservation des données

---

La contrainte de conservation des données peut être exprimée de la façon suivante :

$$I(x, y, t) = I(x + \delta x, y + \delta y, t + \delta t) \quad (3.1)$$

Avec  $I(x, y, t)$  l'intensité du pixel à la position  $(x, y)$  dans l'image au temps  $t$ .  $[\delta x, \delta y]$  correspond aux déplacements horizontal et vertical dans l'image et  $\delta t$  un écart de temps faible. Soit  $V = [v_x(x, y), v_y(x, y)]^T$  le vecteur vitesse en un point de l'image au temps  $t + \delta t$ . Si  $v_x = \delta x / \delta t$  et  $v_y = \delta y / \delta t$ , on en déduit  $\delta x = v_x \delta t$  et  $\delta y = v_y \delta t$ . L'équation (3.1)(3.1) signifie simplement que l'intensité du pixel de position  $(x, y)$  dans l'image à un temps  $t$  est la même que celle du pixel ayant subi un léger décalage dans l'image au temps  $t + \delta t$  (Figure III.2).



**Figure III.2 : Contrainte de conservation des données**

La contrainte de conservation des données consiste pour un pixel donné appartenant à une structure de l'image à garder une intensité constante au cours du temps.

L'approche de Horn et Schunck [HOR81]<sup>1</sup>, basée sur les gradients, propose de résoudre le système par une décomposition en série de Taylor du premier ordre de l'équation (3.1) :

$$I(x, y, t) = I(x, y, t) + I_x v_x \delta t + I_y v_y \delta t + I_t \delta t + \epsilon \tag{3.2}$$

Avec  $I_x = \partial I / \partial x$ ,  $I_y = \partial I / \partial y$  et  $I_t = \partial I / \partial t$  les dérivées partielles d'ordre un du pixel à la position  $(x, y, t)$  et d'intensité  $I$  où  $\epsilon$  contient les termes d'ordre supérieur.

**L'équation générale du flux optique** en un pixel à la position  $(x, y, t)$  de la séquence d'images, également appelée contrainte du flux optique, est obtenue par simplification de l'équation (3.2) et divisions de chaque terme par  $\delta t$ , et est notée :

$$I_x v_x + I_y v_y + I_t = 0 \tag{3.3}$$

Aussi notée :

$$\nabla I(\vec{x}, t) \cdot V(\vec{x}, t) + I_t(\vec{x}, t) = 0 \tag{3.4}$$

où

$$\begin{bmatrix} I_x(\vec{x}, t) \\ I_y(\vec{x}, t) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_x(\vec{x}, t) \\ v_y(\vec{x}, t) \end{bmatrix} + I_t(\vec{x}, t) = 0$$

---

<sup>1</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981

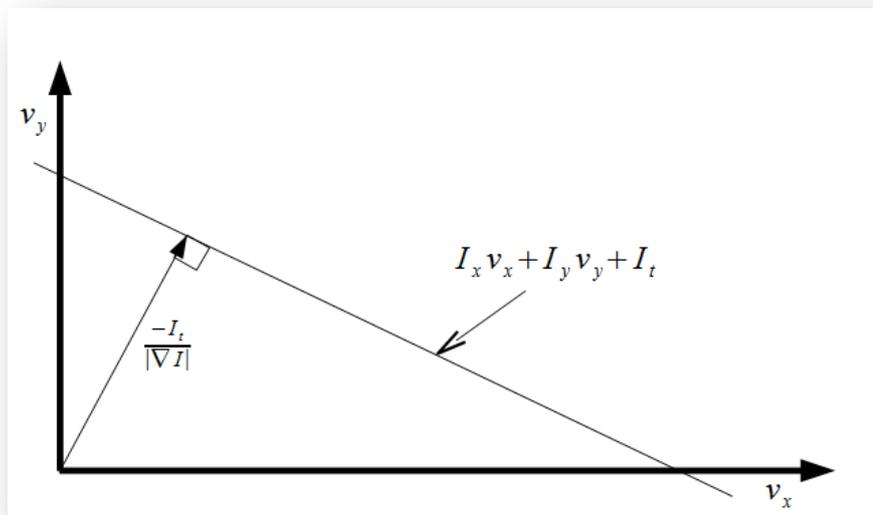
Avec  $\nabla I = [I_x, I_y]^T$  les gradients spatiaux,  $V = [v_x, v_y]^T$  le vecteur vitesse,  $I_t$  le gradient temporel et  $\vec{x}$  le pixel à la position  $(x, y)$  dans l'image.

$$V(\vec{x}, t) = -\frac{I_t(\vec{x}, t)\nabla I(\vec{x}, t)}{\|\nabla I(\vec{x}, t)\|_2^2} \quad (3.5)$$

Avec  $\|\nabla I\|_2 = \sqrt{I_x^2 + I_y^2}$ , la norme euclidienne du gradient spatial  $\vec{x}$  du pixel à la position  $(x, y)$ .

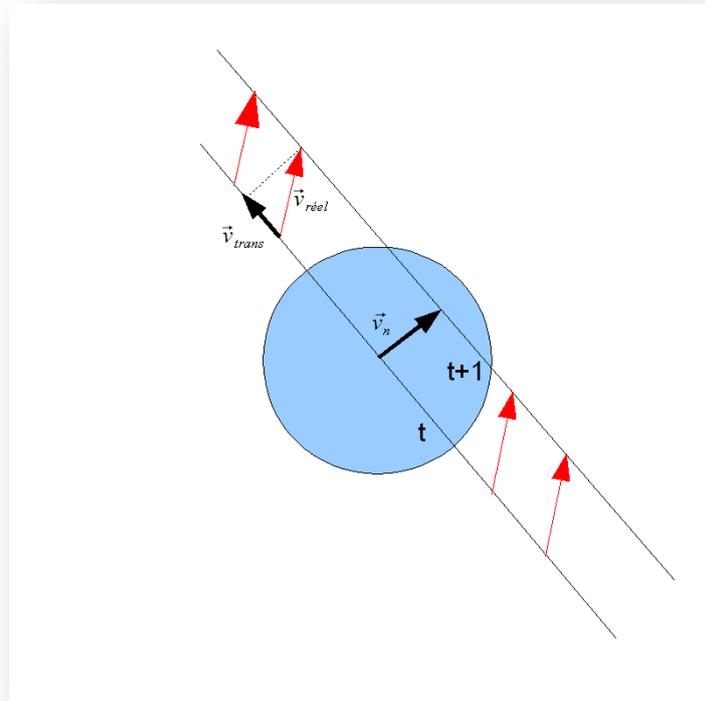
On ne dispose que d'une seule équation pour résoudre un système à deux inconnues  $(v_x, v_y)$ . La contrainte du flux optique est un *problème mal posé*. Le système ne peut pas être résolu avec la seule contrainte de conservation des données. La Figure III.3 montre que l'équation de conservation des données ne contraint le mouvement que le long d'une droite dans l'espace  $(v_x, v_y)$ . Il faut donc une contrainte supplémentaire pour résoudre ce système à 2 inconnues.

De plus, l'équation contraint seulement le vecteur mouvement à être dirigé dans la direction du gradient local de l'image (cf. équation (3.5)), ce qui correspond au vecteur *normal* au contour de l'image. Ce phénomène est connu sous le nom de *problème d'ouverture* [ULL79]<sup>1</sup> du flux optique (Figure III.4).



**Figure III.3 : Représentation de la contrainte de conservation des données**

<sup>1</sup> Ullman, in. 1979, MIT Press: Cambridge, MA.



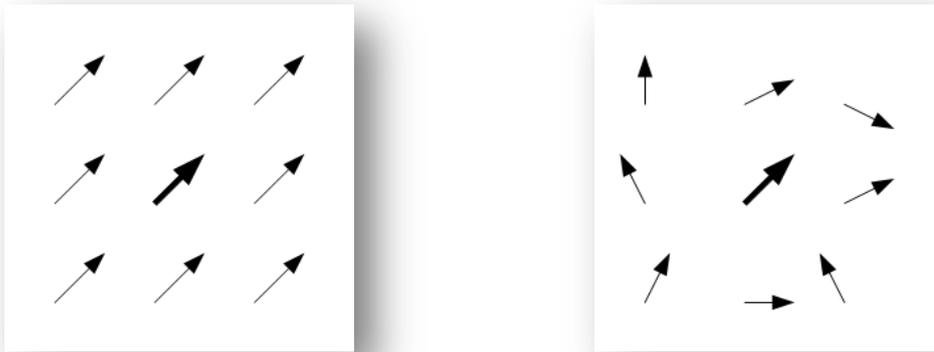
**Figure III.4 : Problème d'ouverture du flux optique**

Schéma du problème d'ouverture. Lorsque l'on regarde le déplacement d'une ligne à travers une ouverture (modélisée en bleue sur le schéma), le mouvement observé correspond au vecteur  $\vec{v}_n$ . Le mouvement réel de la ligne est en réalité représenté par le vecteur en rouge  $\vec{v}_{réel}$ . On mesure donc uniquement la composante normale au contour.

### *III.2.2.i. Cohérence spatiale*

Comme énoncé précédemment, le système nécessite l'ajout d'une contrainte afin de trouver la solution unique  $(v_x, v_y)$  qui définit au mieux le flux optique à la position  $(x, y)$  dans l'image  $t$ . La contrainte de cohérence spatiale (Figure III.5) suppose que le flux est constant dans un voisinage donné autour du pixel étudié, appartenant par exemple au même objet. On peut par conséquent résoudre le système sur-contraint par une méthode de minimisation par les moindres carrés comme décrit par Horn et Schunck [HOR81]<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981



a) Cohérence spatiale

b) Absence de cohérence spatiale

**Figure III.5 : Cohérence spatiale du mouvement**

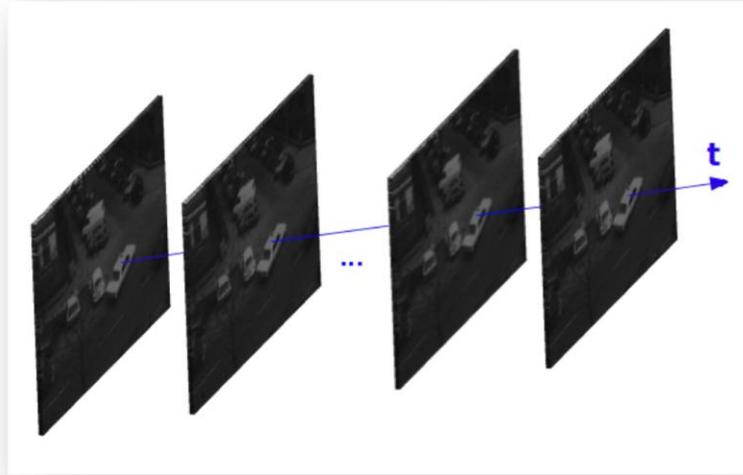
Schémas a) d'un champ de vecteurs présentant une cohérence spatiale et b) une absence de cohérence spatiale.

*III.2.2.ii. Continuité temporelle*

Initialement les techniques de flux optique étaient uniquement basées sur les deux hypothèses précédentes de conservation des données et de cohérence spatiale. Le flux optique était estimé entre les images successives. Il n'y avait par conséquent aucune contrainte sur la continuité du mouvement au cours du temps.

L'introduction de nouvelles techniques tenant compte de la continuité du mouvement (Figure III.6) au cours du temps suppose que les changements d'intensité soient temporellement graduels pour un pixel situé dans un voisinage donné. Autrement dit le support temporel pour l'étude du flux optique est donc supérieur à 2. On peut citer en particulier les méthodes basées sur l'énergie ou sur la phase du signal qui seront respectivement détaillées dans les paragraphes *Méthodes basées sur l'énergie* (page 112) et *Méthodes basées sur la phase* (page 122). Généralement, le support au niveau temporel de chacune des méthodes est de 7 et 15. Ces techniques permettent d'améliorer l'estimation du flux optique car elles sont temporellement plus stables et donc moins sensibles au bruit [FLE93, HEE87]<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Fleet, et al., IEEE T Pattern Anal, 1993; Heeger, ICCV87, 1987



### Figure III.6 : Continuité temporelle du flux optique

La contrainte de continuité temporelle du flux optique suppose que les changements entre les images successives de la séquence (aux temps  $t-1$ ,  $t$  et  $t+1$  par exemple) sont faibles. Par conséquent, les changements d'intensité au niveau temporel sont supposés graduels pour un pixel situé dans un voisinage donné.

### III.2.3. Réalité

---

L'estimation du flux optique suppose le respect des hypothèses précédemment décrites (cf. §Hypothèses page 102). En réalité, sur des images réelles, ces hypothèses ne sont jamais complètement vérifiées.

Tout d'abord, la contrainte de conservation des données se base sur une approximation de la série de Taylor au premier ordre qui se caractérise par une estimation des dérivées spatiotemporelles (gradients) à partir d'images discrètes. Ensuite, l'intensité des pixels n'est pas constante au cours du temps (changements d'illumination).

Pour plus de stabilité dans l'estimation des mouvements, les gradients, tant au niveau spatial que temporel, doivent être soigneusement estimés dans les images. La qualité de l'estimation du mouvement est en effet fortement dépendante de la qualité des gradients mesurés.

Ensuite, la cohérence spatiale dans un voisinage n'est pas toujours respectée. C'est le cas lorsque le mouvement n'est pas constant au niveau local. La cause peut être le bruit dans les images ou à la présence de discontinuités de mouvement dans un même voisinage. Le choix de la taille du voisinage est donc très important.

Enfin, la continuité temporelle n'est pas toujours assurée car elle dépend beaucoup de la cadence d'acquisition des images. Cette cadence doit être adaptée au

type de mouvement. Par exemple l'acquisition de la séquence d'images d'une fleur qui s'ouvre au cours de la journée n'est pas du tout la même que pour un véhicule en déplacement sur une route. La résolution temporelle doit donc être fixée de façon à obtenir de faibles changements dans les images successives.

Il est à noter que pour estimer le flux optique en chaque pixel de l'image, on cherche à minimiser la contrainte de conservation des données puisque la contrainte n'est jamais complètement respectée.

### III.3. QUALITÉ DES IMAGES

L'estimation du flux optique dans des images est intrinsèquement incertaine. En effet, la qualité des images joue sur la qualité de l'estimation de mouvement. Le bruit dans les images, des changements d'illumination, un contraste faible dans les structures des objets, le problème d'ouverture, les discontinuités locales de mouvements entraveront la bonne détection du mouvement. Par conséquent dans la majorité des cas il sera préférable d'appliquer des prétraitements à la séquence afin de lisser les images et de supprimer le bruit.

De plus, la cadence d'acquisition des images devra être adaptée au mouvement que l'on souhaite étudier de façon à avoir des changements de faible amplitude entre les images successives.

Enfin, la présence de changements d'illumination, de discontinuités de mouvement doit être préalablement étudiée de façon à déterminer la technique de flux optique la mieux adaptée.

### III.4. APPROCHES EXISTANTES

Barron et *al.* [BAR94]<sup>1</sup> classent les techniques de flux optique en fonction de la façon dont l'information de mouvement est extraite. Quatre groupes de méthodes sont ainsi constitués : les méthodes différentielles basées sur les gradients d'intensité dans l'image, les méthodes de corrélations de régions, les méthodes fréquentielles, comprenant deux groupes, les méthodes basées d'une part sur l'énergie et d'autre part sur la phase du signal.

---

<sup>1</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

### III.4.1. Méthodes différentielles

---

Les méthodes différentielles calculent la vitesse à partir des dérivées spatiotemporelles de l'intensité des pixels dans les images. On peut citer les méthodes de Horn et Schunck [HOR81]<sup>1</sup>, de Lucas et Kanade [LUC81]<sup>2</sup>, de Nagel [NAG83]<sup>3</sup>, de Uras et al. [URA88]<sup>4</sup>. Nous ne détaillerons dans cette partie que les deux algorithmes les plus connus et les plus utilisés, il s'agit de celui Horn et Schunck et celui de Lucas et Kanade. Le principe est le même quelle que soit la technique employée : on part toujours de l'équation générale du flux optique (3.4) pour estimer les mouvements dans les images.

Barron et al. [BAR94]<sup>5</sup> distingue les méthodes globales (telle que celle de Horn et Schunck) des méthodes locales (telle que celle de Lucas et Kanade) d'estimation du flux optique. Les méthodes globales comprennent un terme global de régularisation. Les méthodes locales n'ont par définition pas de terme global. Elles nécessitent d'autres techniques pour résoudre le problème d'ouverture.

#### III.4.1.i. Horn et Schunck

---

Pour la technique de Horn et Schunck [HOR81]<sup>6</sup> il faut apposer à l'équation générale du flux optique (3.4) un terme global de régularisation pour estimer le champ de vecteurs vitesses. On procède ensuite à une minimisation à la fois de la contrainte du flux optique et du terme de régularisation.

L'équation correspondante est notée :

$$\int_D (\nabla I(\vec{x}, t) \cdot V(\vec{x}, t) + I_t(\vec{x}, t))^2 + \lambda^2 (\|\nabla v_x(\vec{x}, t)\|_2^2 + \|\nabla v_y(\vec{x}, t)\|_2^2) dx \tag{3.6}$$

L'équation (3.6) est définie sur un domaine  $D$ . Le terme de régularisation correspond aux carrés des dérivées partielles de la vitesse notés  $\|\nabla v_x\|_2^2 = \left(\frac{\partial v_x}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial v_x}{\partial y}\right)^2$  et  $\|\nabla v_y\|_2^2 = \left(\frac{\partial v_y}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial v_y}{\partial y}\right)^2$ . L'amplitude de  $\lambda$  correspond à l'influence que l'on souhaite donner au terme de régularisation (de manière empirique, Barron et al.

---

<sup>1</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981  
<sup>2</sup> Lucas, et al., Proceedings of IJCAI, 1981  
<sup>3</sup> Nagel, CVGIP, 1983  
<sup>4</sup> Uras, et al., Biological Cybernetics, 1988  
<sup>5</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994  
<sup>6</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981

[BAR94]<sup>1</sup> préconise d'utiliser  $\lambda = 0.5$ ). Le terme de régularisation est une contrainte de lissage de l'information. Le lissage des vitesses estimées est effectué dans un voisinage donné.

Pour estimer la vitesse, une version itérative de la minimisation de l'équation (3.6) est utilisée et est notée :

$$v_x^{k+1} = \bar{v}_x^k - \frac{I_x[I_x\bar{v}_x^k + I_y\bar{v}_y^k + I_t]}{\alpha^2 + I_x^2 + I_y^2} \quad (3.7)$$

$$v_y^{k+1} = \bar{v}_y^k - \frac{I_y[I_x\bar{v}_x^k + I_y\bar{v}_y^k + I_t]}{\alpha^2 + I_x^2 + I_y^2}$$

Où  $k$  est le nombre d'itérations,  $v_x^0$  et  $v_y^0$  correspondent aux vitesses lors de l'initialisation de l'algorithme et sont initialisées à zéro,  $\bar{v}_x^k$  et  $\bar{v}_y^k$  sont les vitesses moyennes  $v_x^k$  et  $v_y^k$  dans le voisinage du pixel étudié à la position  $(x, y)$  dans l'image et  $I_x, I_y, I_t$  ses dérivées partielles.

Le flux optique est évalué entre 2 images successives de la séquence. Le nombre d'itérations maximum est fixé à 100 pour l'ensemble des tests. De plus, comme mentionné par Horn et Schunck [HOR81] et proposé par Baron et al. [BAR94], une contrainte sur l'amplitude du gradient local (équation (3.8)) permet de s'assurer qu'il y a suffisamment d'information locale pour une estimation fiable du mouvement :

$$\|\nabla I\| \geq 1.0 \quad (3.8)$$

### III.4.1.ii. Lucas et Kanade

---

Lucas et Kanade [LUC81]<sup>2</sup> proposent d'estimer le flux optique par une résolution par les moindres carrés du système pondéré. On cherche à minimiser :

$$\sum_{\vec{x}=(x,y) \in \Omega} W^2(\vec{x}, t) [\nabla I(\vec{x}, t) \cdot V(\vec{x}, t) + I_t(\vec{x}, t)]^2 \quad (3.9)$$

<sup>1</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

<sup>2</sup> Lucas, et al., Proceedings of IJCAI, 1981

Avec  $\Omega$  un voisinage spatial carré de taille  $(n \times n)$  et  $W(\vec{x}, t)$  contient les coefficients d'une fonction gaussienne 2D qui reflète la mesure de confiance que l'on peut avoir dans la vitesse  $V(\vec{x}, t)$  estimée.

Pour résoudre la minimisation de l'équation (3.9), Lucas et Kanade proposent la résolution matricielle suivante :

$$A^T W^2 A V = A^T W^2 b \tag{3.10}$$

Avec  $A = [\nabla I(\vec{x}_1, t), \dots, \nabla I(\vec{x}_n, t)]^T = \begin{bmatrix} I_{x1} & I_{y1} \\ \dots & \dots \\ I_{xn} & I_{yn} \end{bmatrix}$

et  $W = \text{diag}[W(\vec{x}_1, t), \dots, W(\vec{x}_n, t)]$

$$W = \begin{bmatrix} W(\vec{x}_1, t) & \dots & \dots \\ \dots & W(\vec{x}_i, t) & \dots \\ \dots & \dots & W(\vec{x}_n, t) \end{bmatrix}$$

et enfin  $b = -[I_t(\vec{x}_1, t), \dots, I_t(\vec{x}_n, t)]^T$

On déduit  $V$  de l'équation précédente (3.10) :

$$V = [A^T W^2 A]^{-1} A^T W^2 b \tag{3.11}$$

où  $A^T W^2 A = \begin{bmatrix} \sum W(\vec{x}, t)^2 I_x^2(\vec{x}, t) & \sum W(\vec{x}, t)^2 I_x(\vec{x}, t) I_y(\vec{x}, t) \\ \sum W(\vec{x}, t)^2 I_y(\vec{x}, t) I_x(\vec{x}, t) & \sum W(\vec{x}, t)^2 I_y^2(\vec{x}, t) \end{bmatrix}$

et  $A^T W^2 b = \begin{bmatrix} -\sum W(\vec{x}, t)^2 I_x(\vec{x}, t) I_t(\vec{x}, t) \\ -\sum W(\vec{x}, t)^2 I_y(\vec{x}, t) I_t(\vec{x}, t) \end{bmatrix}$

La vitesse  $V(\vec{x}, t)$  existe si et seulement si la matrice  $[A^T W^2 A]$  est inversible (non singulière).

**a) Remarques**

La qualité du flux optique mesuré dépend fortement de la qualité des gradients  $(I_x, I_y, I_t)$  estimés.

### III.4.2. Méthodes de corrélation

---

Les méthodes de corrélation [ANA87, BUR82, SIN92]<sup>1</sup>, tout comme les méthodes différentielles, reposent sur la contrainte de conservation de données au cours du temps. Cependant ces méthodes diffèrent en ce qui concerne la formulation de cette contrainte qui consiste en une mise en correspondance de régions.

À partir d'une région donnée de l'image, l'objectif est de trouver le déplacement  $V = [v_x, v_y]^T$  de cette région dans l'image suivante qui minimise l'erreur :

$$E(v_x, v_y) = \sum_{\mathbf{x}(x,y) \in \Omega} [I(x, y, t) - I(x + v_x \delta t, y + v_y \delta t, t + \delta t)]^2 \quad (3.12)$$

Cette expression est la somme des carrés des différences proposée par Anandan [ANA87]<sup>2</sup>.

### III.4.3. Méthodes basées sur l'énergie

---

La méthode de flux optique basée sur l'énergie proposée par Heeger [HEE87]<sup>3</sup> est une technique fréquentielle (contrairement aux techniques basées sur l'intensité des pixels dans le domaine spatial). Cette méthode utilise des filtres de Gabor spatiotemporels 3D. Nous présenterons tout d'abord les filtres dans la partie *Introduction aux filtres de Gabor* puis la technique sera décrite dans la partie *Algorithme de flux optique basé sur l'énergie*.

#### III.4.3.i. Introduction aux filtres de Gabor

---

Les filtres de Gabor ont initialement été introduits par le physicien anglais Dennis Gabor en 1946 [GAB46]<sup>4</sup>.

---

<sup>1</sup> Anandan, in *P.h.D Thesis*. 1987; Burt, et al., IEEE Proc. PRIP, 1982; Singh, JVCIR, 1992

<sup>2</sup> Anandan, in *P.h.D Thesis*. 1987.

<sup>3</sup> Heeger, ICCV87, 1987

<sup>4</sup> Gabor, J IEE, 1946

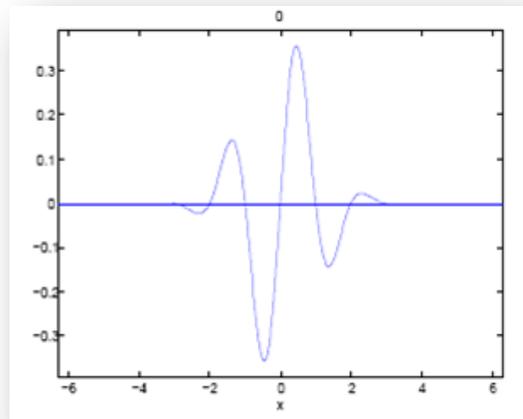
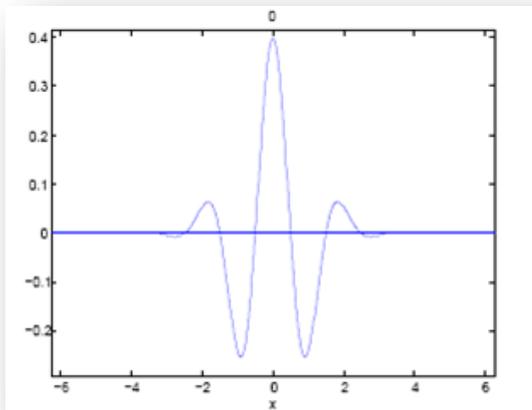
a) Filtres de Gabor 1D

Un filtre de Gabor  $\mathcal{G}(x)$  est un filtre linéaire dont la réponse impulsionnelle dans le domaine spatial est une sinusoïde modulée par une gaussienne (Figure III.7) notée :

$$\mathcal{G}_c(x) = \underbrace{\frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma_x^2}\right)}_{\text{Gaussienne}} \cdot \underbrace{\cos(2\pi f_0 x)}_{\text{Sinusoïde}} \tag{3.13}$$

ou

$$\mathcal{G}_s(x) = \underbrace{\frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma_x^2}\right)}_{\text{Gaussienne}} \cdot \underbrace{\sin(2\pi f_0 x)}_{\text{Sinusoïde}} \tag{3.14}$$



a) Filtre de Gabor cosinus

b) Filtre de Gabor sinus

**Figure III.7 : Filtre de Gabor 1D**

Un filtre de Gabor est une sinusoïde modulée par une gaussienne. La figure présente un filtre de Gabor 1D a) à base cosinus (filtre pair) et b) à base sinus (filtre impair).

### b) Filtres de Gabor 2D

L'équation du filtre de Gabor spatial 1D a été étendue à la deuxième dimension par Daugman [DAU80]<sup>1</sup> en 1980.

L'équation d'un filtre de Gabor 2D  $\mathcal{G}(x,y)$  est notée :

$$\mathcal{G}_c(x,y) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y 2\pi} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)\right) \cdot \cos(2\pi(f_{x_0}x + f_{y_0}y)) \quad (3.15)$$

ou

$$\mathcal{G}_s(x,y) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y 2\pi} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)\right) \cdot \sin(2\pi(f_{x_0}x + f_{y_0}y)) \quad (3.16)$$

La Figure III.8 est une représentation surfacique d'un filtre de Gabor 2D à phase cosinus dans le domaine spatial. L'orientation  $\theta = \tan(f_{x_0}/f_{y_0})$  du filtre est de  $0^\circ$ . L'écart type de la fenêtre gaussienne  $\sigma$  est 3.

La réponse impulsionnelle d'un filtre de Gabor 2D dans le domaine fréquentiel (Figure III.9) est une paire de gaussiennes 2D :

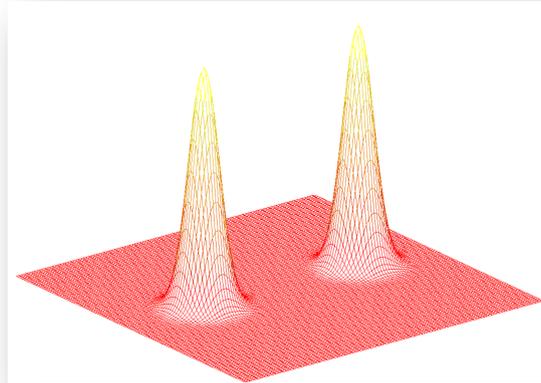
$$G(f_x, f_y) = \frac{1}{4} \exp\left[-4\pi^2\left(\sigma_x^2(f_x - f_{x_0})^2 + \sigma_y^2(f_y - f_{y_0})^2\right)\right] \quad (3.17)$$

$$+ \frac{1}{4} \exp\left[-4\pi^2\left(\sigma_x^2(f_x + f_{x_0})^2 + \sigma_y^2(f_y + f_{y_0})^2\right)\right]$$



**Figure III.8 : Filtre de Gabor en 2D à phase cosinus dans le domaine spatial**

<sup>1</sup> Daugman, Vision Research, 1980



**Figure III.9 : Filtre de Gabor en 2D à phase cosinus dans le domaine fréquentiel**

Filtre de Gabor en 2D à phase cosinus dans le domaine fréquentiel correspondant à la paire de gaussienne 2D sur le schéma.

*c) Filtres de Gabor 3D*

L'équation d'un filtre de Gabor 3D  $g(x, y, t)$  est notée :

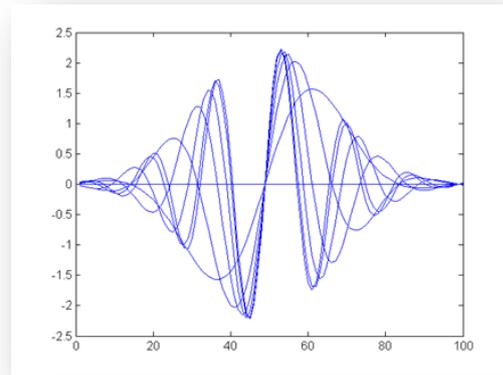
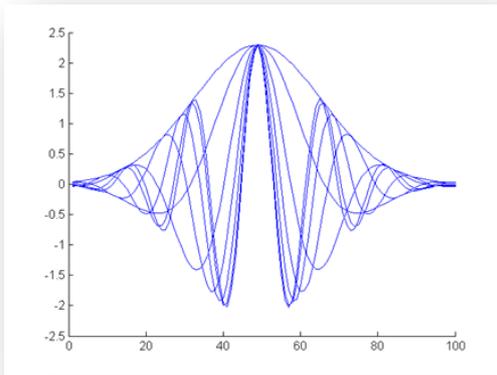
$$G_c(x, y, t) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y \sigma_t \sqrt{2\pi}^3} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} + \frac{t^2}{\sigma_t^2}\right)\right) \times \cos\left(2\pi(f_{x_0}x + f_{y_0}y + f_{t_0}t)\right) \tag{3.18}$$

ou

$$G_s(x, y, t) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y \sigma_t \sqrt{2\pi}^3} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2} + \frac{y^2}{\sigma_y^2} + \frac{t^2}{\sigma_t^2}\right)\right) \times \sin\left(2\pi(f_{x_0}x + f_{y_0}y + f_{t_0}t)\right) \tag{3.19}$$

*d) Banc de filtres de Gabor*

Un banc de filtres de Gabor est un ensemble de  $N$  filtres orientés selon un angle  $\theta_i = i \pi/N$ . Le Figure III.10 montre un exemple d'un banc de filtres de Gabor 1D dans le domaine spatial. La Figure III.11 est un autre exemple de banc de filtres de Gabor 2D dans le domaine fréquentiel. Chaque filtre du banc correspond à une paire de gaussiennes 2D diamétralement opposées orientées selon un angle  $\theta_i$ .

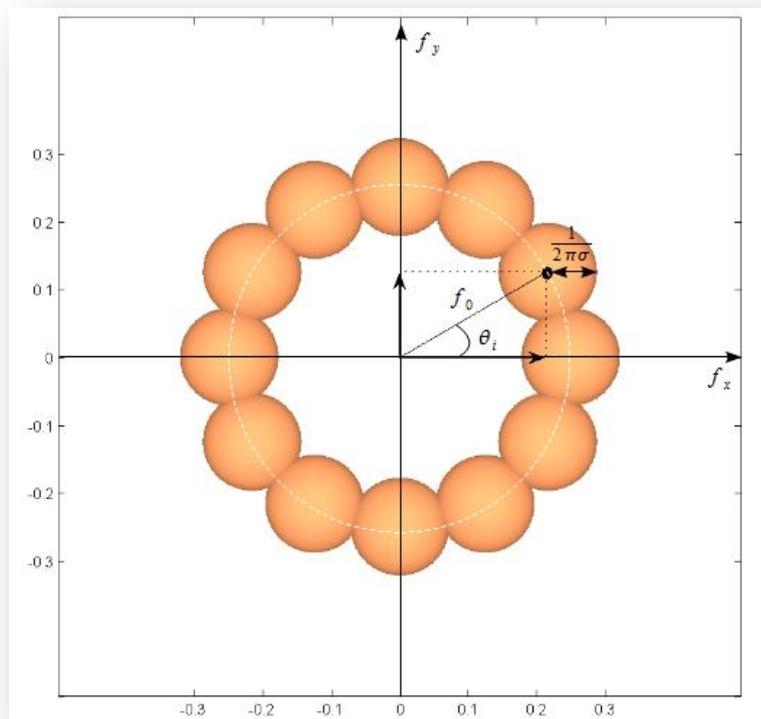


a) Banc de filtres de Gabor cosinus

b) Banc de filtres de Gabor sinus

**Figure III.10 : Banc de 6 filtres de Gabor 1D**

Banc de 6 filtres de Gabor 1D a) à base cosinus et b) à base sinus dans le domaine spatial avec  $N = 6$ ,  $\theta_i = i \times \frac{\pi}{N}$  et  $i \in [1..N]$  et les fréquences correspondantes  $f_{0i} = \cos(\theta_i)$  et  $f_{0i} = \sin(\theta_i)$ .



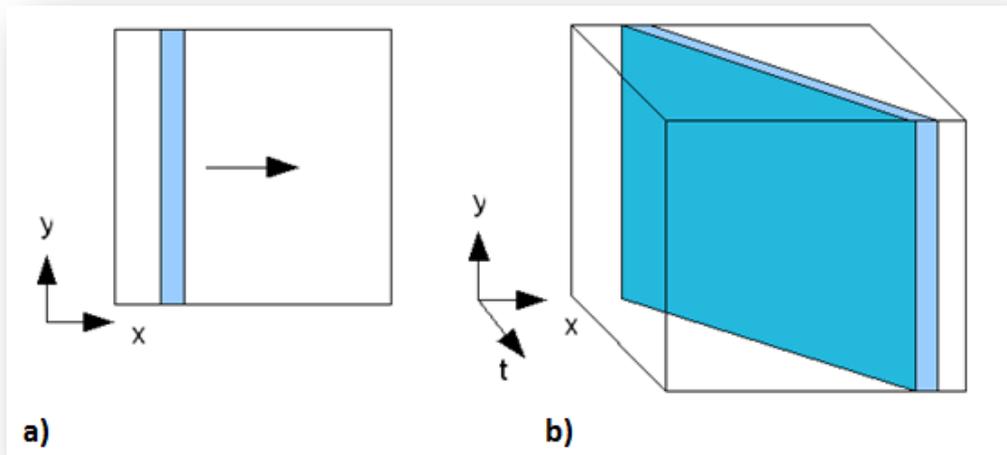
**Figure III.11 : Réponses impulsionnelle d'un banc de 6 filtres de Gabor 2D**

Réponses impulsionnelle d'un banc de 6 filtres de Gabor 2D dans le domaine fréquentiel avec  $N = 6$ ,  $f_0 = 0.25$ ,  $\theta_i = i \times \frac{\pi}{6}$  avec  $i \in [1..N]$  et  $\sigma = 3.0$

*III.4.3.ii.      Algorithme de flux optique basé sur l'énergie*

Adelson et Bergen [ADE85]<sup>1</sup> ont montré que le mouvement dans une séquence d'images peut être caractérisé par son orientation dans le référentiel espace-temps. Si on prend l'exemple d'une barre verticale en mouvement vers la droite au cours du temps (Figure III.12), la séquence d'images peut-être représentée par un volume 3D  $(x, y, t)$  dont les dimensions sont l'espace et le temps. Si on se place dans l'espace  $(x, t)$ , l'orientation du contour de la barre permet de mesurer la composante vitesse selon l'axe  $x$ . L'étude du mouvement consiste alors à se placer selon une orientation spatiotemporelle donnée. Cela équivaut à utiliser des filtres orientés dans l'espace-temps.

Le système proposé par Heeger [HEE87]<sup>2</sup> consiste en l'utilisation d'un banc de filtres de Gabor 3D. Chaque filtre permet de rechercher une fréquence spatiotemporelle particulière. La détection de la vitesse n'est pas directe. C'est en combinant la réponse de ces filtres orientés que l'on peut faire une estimation du flux optique.



**Figure III.12 : Orientation spatiotemporelle**

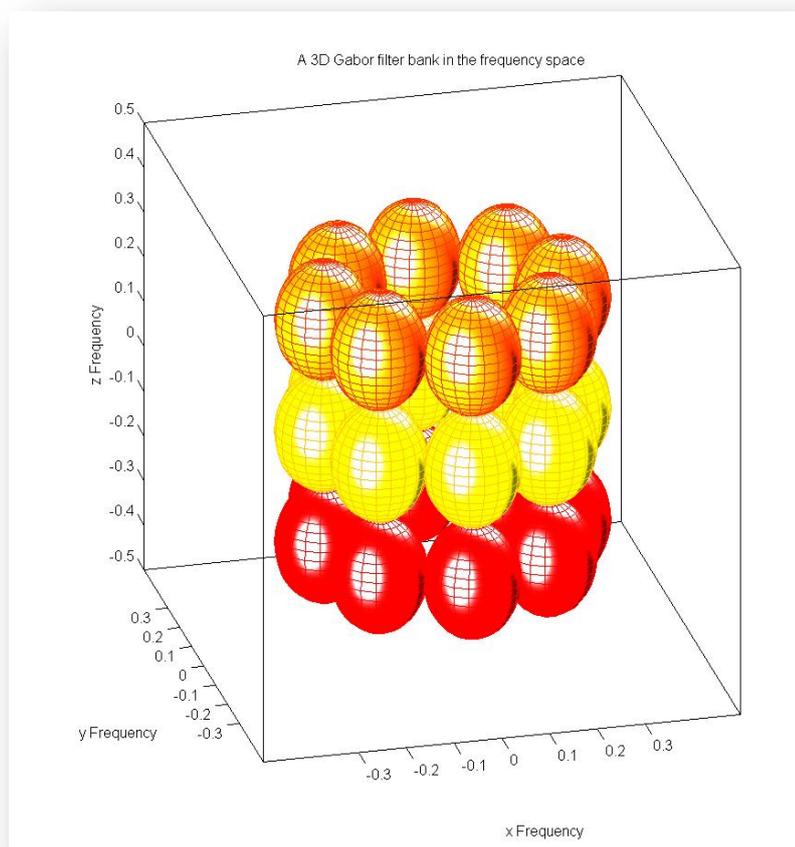
Schéma a) d'une barre verticale en translation vers la droite dans le plan image; b) la représentation de cette même barre dans le volume spatiotemporel.

<sup>1</sup> Adelson, et al., J Opt Soc AM, 1985

<sup>2</sup> Heeger, ICCV87, 1987

### a) Création des filtres de Gabor 3D

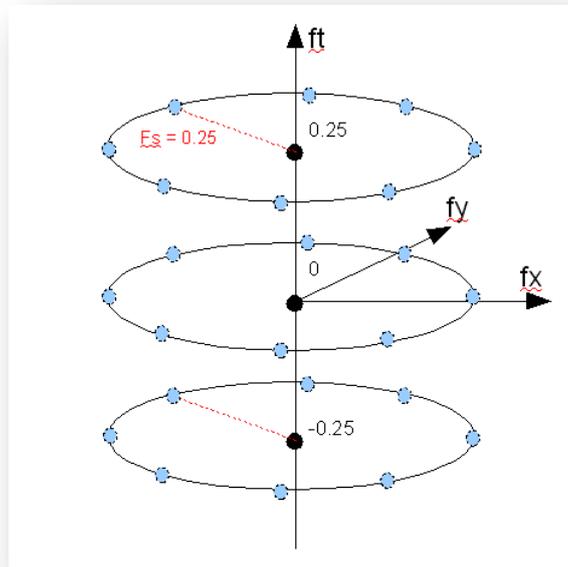
La méthode proposée par Heeger pour estimer le flux optique consiste à utiliser 24 filtres de Gabor 3D répartis en 2 groupes, l'un composé de filtres à base cosinus et l'autre de filtres à base sinus. Chaque groupe correspond dans le plan de Fourier à 12 paires de gaussiennes 3D (Figure III.13) (une paire de gaussiennes correspond à un filtre) réparties à la surface d'un cylindre dans le domaine spatiotemporel en 3 fréquences temporelles  $f_t \in (-0,25; 0; 0,25)$ . Pour chaque fréquence temporelle, on a donc 4 filtres. L'ensemble des filtres a une fréquence spatiale  $f_s$  de 0,25. La fréquence spatiale  $f_s$  est le module des fréquences dans les directions  $x$  et  $y$  tel que  $f_s = \sqrt{f_x^2 + f_y^2}$  (Figure III.14).



**Figure III.13 : Banc de 12 filtres de Gabor 3D**

Représentation dans le plan de Fourier des réponses impulsionnelle du banc de 12 filtres de Gabor 3D utilisés par Heeger pour son algorithme de flux optique basé sur l'énergie. Les filtres sont répartis en trois groupes de fréquences temporelles  $f_t$ : en jaune  $f_t = +0,25$ , en orange  $f_t = 0$  et en rouge  $f_t = -0,25$ . Un filtre correspond à une paire de gaussienne 3D ce qui donne 24 gaussiennes 3D sur la figure.

L'écart-type spatial est  $\sigma_x = \sigma_y = 4$  pour chaque filtre et la taille du noyau de convolution spatiale est fixée à 23 pixels. Il a été démontré que cette taille était un bon compromis entre le temps d'exécution et l'erreur provoquée par la troncature d'un signal périodique [HEE87]<sup>1</sup>. L'écart-type temporel est  $\sigma_t = 1$  et la taille du noyau de convolution temporel est de 7 images (3 images avant l'image à étudier et 3 images après).



**Figure III.14 : Banc de filtres de Gabor 3D**

Le banc comprend 12 filtres de Gabor 3D répartis sur 3 fréquences temporelles (-0,25; 0; +0,25). La fréquence spatiale est de 0,25. Les points bleus représentent les centres des fréquences des filtres.

*b) Filtrage des images*

La première étape consiste en la convolution d'une séquence d'images avec des filtres de Gabor 3D afin de calculer l'énergie de mouvement associée à chacun de ces filtres.

Soient  $k$  la taille du noyau de convolution du filtre de Gabor 3D,  $m$  le nombre d'images dans la séquence et  $n^2$  le nombre de pixels dans l'image, la complexité<sup>2</sup> d'un tel algorithme est alors en  $O(k^3 n^2 m)$ . L'utilisation de filtres séparables 1D, proposé par Heeger et détaillé dans l'annexe A de son article [HEE87], permet de réduire la complexité en  $O(k n^2 m)$ .

<sup>1</sup> Heeger, ICCV87, 1987

<sup>2</sup> La complexité d'un algorithme exprimée en  $O(\cdot)$  est le nombre d'opérations (généralement additions et multiplications) nécessaires au calcul.

Voici un exemple de filtre sinus 3D séparable :

$$\begin{aligned}
 \sin(f_{t_0}t + f_{x_0}x + f_{y_0}y) & \quad (3.20) \\
 &= \sin(f_{t_0}t)\cos(f_{x_0}x)\cos(f_{y_0}y) \\
 &\quad - \sin(f_{t_0}t)\sin(f_{x_0}x)\sin(f_{y_0}y) \\
 &\quad + \cos(f_{t_0}t)\sin(f_{x_0}x)\cos(f_{y_0}y) \\
 &\quad + \cos(f_{t_0}t)\cos(f_{x_0}x)\sin(f_{y_0}y)
 \end{aligned}$$

Et un exemple de filtre cosinus 3D séparable :

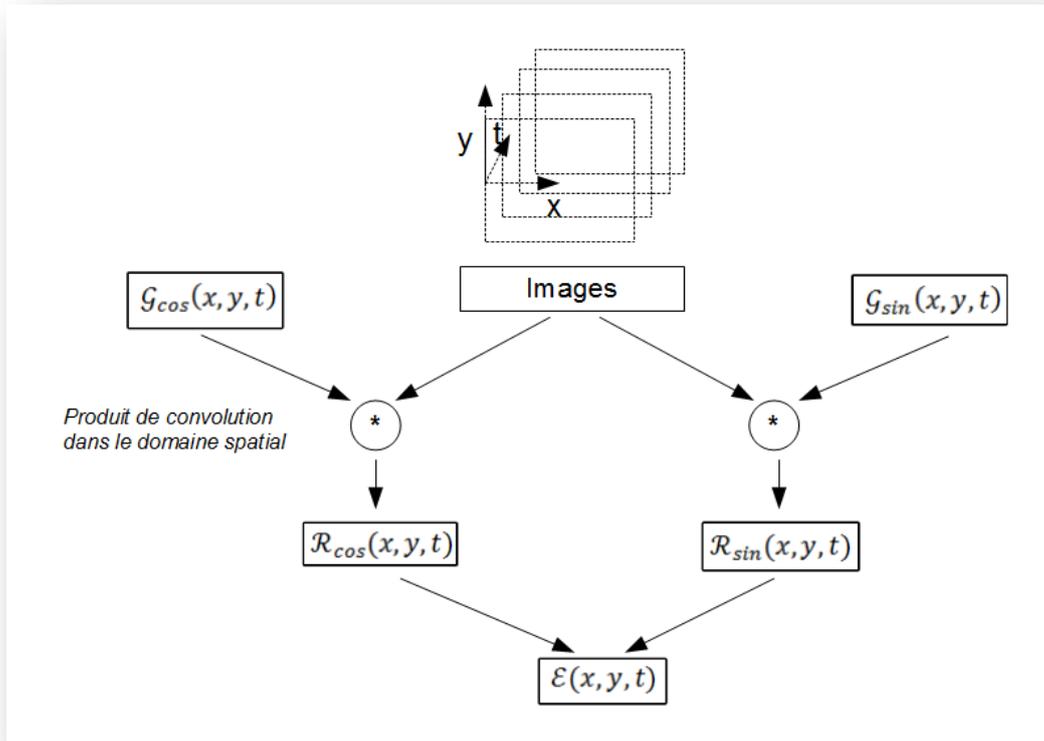
$$\begin{aligned}
 \cos(f_{t_0}t + f_{x_0}x + f_{y_0}y) & \quad (3.21) \\
 &= \cos(f_{t_0}t)\cos(f_{x_0}x)\cos(f_{y_0}y) \\
 &\quad - \cos(f_{t_0}t)\sin(f_{x_0}x)\sin(f_{y_0}y) \\
 &\quad - \sin(f_{t_0}t)\sin(f_{x_0}x)\cos(f_{y_0}y) \\
 &\quad - \sin(f_{t_0}t)\cos(f_{x_0}x)\sin(f_{y_0}y)
 \end{aligned}$$

Pour un filtre de Gabor 3D à base sinus, on déduit, à partir de l'équation (3.20), qu'il faut effectuer quatre étapes comprenant chacune 3 convolutions successives de filtre de Gabor 1D à base cosinus et/ou sinus dans les directions  $(x, y, t)$ . Enfin on additionne ou on soustrait les résultats de chaque étape pour aboutir au résultat escompté.

### c) Calcul de l'énergie

La mesure de l'énergie de mouvement sur chaque image de la séquence est obtenue à partir des images filtrées. L'énergie est donnée par la somme des carrés des sorties des filtres de Gabor 3D à base cosinus et sinus. La Figure III.15 présente de manière schématique les étapes pour calculer l'énergie pour un filtre de Gabor 3D sinus et cosinus selon une orientation. On obtient par conséquent 12 estimations de l'énergie de mouvement pour chaque pixel de chaque image.

L'étape suivante va consister à résoudre le système par une méthode des moindres carrés afin d'obtenir une estimation du flux optique pour chaque pixel à partir des énergies mesurées.



**Figure III.15 : Calcul de l'énergie de mouvement**

Filtrage par un produit de convolution de la séquence d'images avec un filtre de Gabor 3D cosinus ( $\mathcal{G}_{cos}$ ) et sinus ( $\mathcal{G}_{sin}$ ). L'énergie  $\mathcal{E}$  est calculée comme la somme des carrés des sorties des filtres  $\mathcal{R}_{cos}$  et  $\mathcal{R}_{sin}$ .

*d) Estimation de la vitesse*

L'estimation du flux optique est une minimisation quadratique de l'erreur entre l'énergie de mouvement des filtres pour chacune des images et l'énergie de mouvement prévue sur une image d'un bruit blanc en translation.

La vitesse estimée en pixel par image est donnée par le minimum de la fonction  $f(v_x, v_y)$  :

$$f(v_x, v_y) = \sum_{i=1}^{12} \left[ m_i - \bar{m}_i \times \frac{\mathcal{R}_i(v_x, v_y)}{\overline{\mathcal{R}_i(v_x, v_y)}} \right]^2 \tag{3.22}$$

Où :

$m_i$  est l'énergie de mouvement observée pour le  $i^{\text{ème}}$  filtre.

- $\bar{m}_i = \sum_{j \in M_i} m_j$  est la somme des énergies de mouvement des filtres qui ont la même orientation spatiale que le  $i^{\text{ème}}$  filtre.

- $\mathcal{R}_i(v_x, v_y)$  est la réponse fréquentielle d'un filtre d'énergie de Gabor donné en un pixel de l'image et calculée de la façon suivante :

$$\mathcal{R}_i(v_x, v_y) = \exp \left[ \frac{-4 \pi^2 \sigma_x^2 \sigma_y^2 \sigma_t^2 (v_x f_{x_0} + v_y f_{y_0} + f_{t_0})^2}{(v_x \sigma_x \sigma_t)^2 + (v_y \sigma_y \sigma_t)^2 + (\sigma_x \sigma_y)^2} \right] \quad (3.23)$$

- Enfin,  $\overline{\mathcal{R}}_i = \sum_{j \in M_i} \mathcal{R}_j$  est la somme des réponses aux filtres.

### e) Remarques

La fonction  $\mathcal{R}_i(v_x, v_y)$  permet de prédire la sortie d'un filtre de Gabor en réponse à une texture aléatoire en mouvement.

## III.4.4. Méthodes basées sur la phase

---

Les méthodes de flux optique basées sur la phase du signal utilisent des filtres sensibles au mouvement dans le plan de Fourier. Sur ce principe, Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> proposent d'utiliser des filtres de Gabor complexes 3D pour estimer le flux optique dans les images.

### III.4.4.i. Filtres de Gabor complexes

---

#### a) Filtres de Gabor 1D complexes

Un filtre de Gabor complexe  $\mathcal{G}(x)$  est le produit d'une gaussienne par une exponentielle complexe et est notée :

$$\mathcal{G}(x) = \underbrace{\frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma_x^2}\right)}_{\text{Gaussienne}} \cdot (\cos(2\pi f_0 x) + j \sin(2\pi f_0 x)) \quad (3.24)$$

C'est-à-dire :

$$\mathcal{G}(x) = \underbrace{\frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma_x^2}\right)}_{\text{Gaussienne}} \cdot \underbrace{\exp(j2\pi f_0 x)}_{\text{Exponentielle complexe}} \quad (3.25)$$

Où  $f_0$  est la fréquence centrale du filtre, i.e. la fréquence pour laquelle le filtre donne la meilleure réponse et  $\sigma_x$  est l'écart type de la fenêtre gaussienne.

---

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

La réponse d'un filtre de Gabor complexe, cf. équation (3.24), comporte une partie réelle de base cosinus  $\Re(\mathcal{G}(x))$  et une partie imaginaire de base sinus  $\Im(\mathcal{G}(x))$ , les deux parties étant modulées par une gaussienne.

$$\Re(\mathcal{G}(x)) = \frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma_x^2}\right) \cdot \cos(j2\pi f_0 x) \quad (3.26)$$

$$\Im(\mathcal{G}(x)) = \frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma_x^2}\right) \cdot \sin(j2\pi f_0 x) \quad (3.27)$$

La réponse impulsionnelle d'un filtre de Gabor dans le domaine fréquentiel est une gaussienne centrée sur  $f_{x0}$  :

$$G(f_x) = \exp(-2\pi^2 \sigma_x^2 (f_x - f_{x0})^2) \quad (3.28)$$

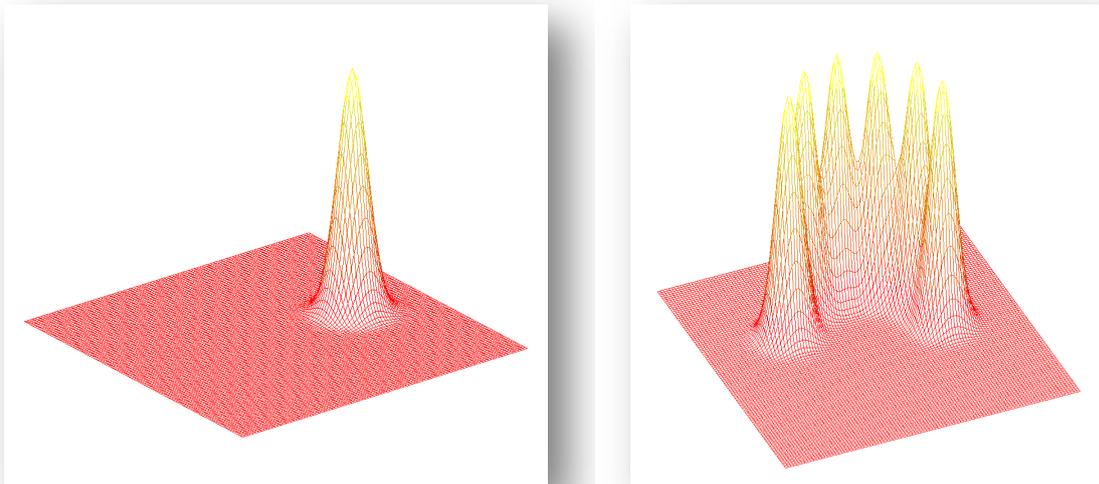
### b) Filtre de Gabor 2D complexe

En étendant l'équation du filtre de Gabor 1D à la deuxième dimension, on obtient l'équation suivante :

$$\mathcal{G}(x, y) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y 2\pi} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma_x^2} - \frac{y^2}{2\sigma_y^2}\right) \cdot \exp(j2\pi(f_{x0}x + f_{y0}y)) \quad (3.29)$$

La réponse impulsionnelle de ce filtre 2D complexe (Figure III.16) est une gaussienne 2D centrée sur  $(f_{x0}, f_{y0})$  et est notée :

$$G(f_x, f_y) = \exp\left(-2\pi^2 \left((f_x - f_{x0})^2 \sigma_x^2 + (f_y - f_{y0})^2 \sigma_y^2\right)\right) \quad (3.30)$$



a) TF d'un filtre de Gabor 2D complexe    b) TF d'un banc de filtres de filtre de Gabor 2D complexes

**Figure III.16 : Filtres de Gabor complexes dans le domaine fréquentiel**

a) Transformée de Fourier (TF) d'un filtre de Gabor 2D complexe et b) Transformées de Fourier d'un banc de 6 filtres de Gabor 2D complexes.

c) Filtre de Gabor 3D complexe

Les filtres utilisés par Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> pour estimer le flux optique sont des filtres de Gabor 3D et sont notés :

$$g(x, y, t) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y \sigma_t (\sqrt{2\pi})^3} \exp\left(-\left\{\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2} + \frac{t^2}{2\sigma_t^2}\right\}\right) \cdot \exp\left(j2\pi(f_{x0}x + f_{y0}y + f_{t0}t)\right) \quad (3.31)$$

*III.4.4.ii. Réponse d'un filtre de Gabor*

La réponse  $R(\vec{x}, t)$  d'un filtre de Gabor 1D complexe peut-être décomposée en amplitude  $\rho(\vec{x}, t)$  et phase  $\phi(\vec{x}, t)$  :

$$R(\vec{x}, t) = \rho(\vec{x}, t) \cdot \exp(i\phi(\vec{x}, t)) \quad (3.32)$$

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

avec l'équation de l'amplitude et de la réponse du filtre donnée par :

$$\begin{aligned} \rho(\vec{x}, t) &= |R(\vec{x}, t)| \\ &\equiv \sqrt{\Re(R(\vec{x}, t))^2 + \Im(R(\vec{x}, t))^2} \end{aligned} \quad (3.33)$$

et l'équation de la phase de la réponse du filtre donnée par :

$$\begin{aligned} \phi(\vec{x}, t) &= \arg(R(\vec{x}, t)) \\ &\equiv \Im(\log_e R(\vec{x}, t)) \in [-\pi, \pi] \end{aligned} \quad (3.34)$$

### III.4.4.iii. Algorithme de flux optique basé sur la phase

L'algorithme de Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> est basé sur l'équation générale du flux optique mais au lieu de considérer l'intensité des pixels, on s'intéressera à la phase du signal. La phase et l'amplitude du signal sont estimées à partir de la réponse de filtres de Gabor 3D orientés. À partir de la phase, on peut déduire le gradient de phase dans chacune des directions  $(x, y, t)$ .

L'équation du flux optique correspondante sera notée :

$$\nabla\phi(\vec{x}, t) \cdot V(\vec{x}, t) + \phi_t(\vec{x}, t) = 0 \quad (3.35)$$

$$\begin{bmatrix} \phi_x(\vec{x}, t) \\ \phi_y(\vec{x}, t) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} v_x(\vec{x}, t) \\ v_y(\vec{x}, t) \end{bmatrix} + \phi_t(\vec{x}, t) = 0$$

Avec  $\nabla\phi = \begin{bmatrix} \phi_x \\ \phi_y \end{bmatrix}$  le gradient de phase spatial,  $V(\vec{x}, t) = \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \end{bmatrix}$  le vecteur vitesse à déterminer,  $\phi_t$  le gradient de phase temporel et  $\vec{x}$  un pixel à la position  $(x, y)$  dans l'image.

#### a) Estimation de la vitesse

D'après l'équation 0, on peut déterminer une première estimation de la vitesse notée :

$$V(\vec{x}, t) = \frac{-\phi_t(\vec{x}, t) \cdot \nabla\phi(\vec{x}, t)}{\|\nabla\phi(\vec{x}, t)\|^2} \quad (3.36)$$

avec  $\|\nabla\phi(\vec{x})\|^2$  la norme du gradient spatial.

### b) Gradients de phase

Pour pouvoir estimer la vitesse  $V(\vec{x}, t)$ , il est nécessaire d'estimer les gradients spatiaux et le gradient temporel de la phase du signal. Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> proposent d'utiliser la formule suivante pour estimer les gradients :

$$\nabla\phi(\vec{x}, t) = \frac{\Im[R(\vec{x}, t)^* \cdot \nabla R(\vec{x}, t)]}{\rho^2(\vec{x}, t)} \quad (3.37)$$

où  $R(\vec{x}, t)^* = \Re(R(\vec{x}, t)) - \Im(R(\vec{x}, t))$  est le conjugué complexe de  $R(\vec{x}, t)$ ,

$\rho(\vec{x}, t)$  est l'amplitude de  $R(\vec{x}, t)$ ,

et  $\nabla R(\vec{x}, t)$  est le gradient de  $R(\vec{x}, t)$

On déduit de la définition du conjugué complexe :

$$\nabla\phi(\vec{x}, t) = \frac{\Im(\nabla R(\vec{x}, t)) \times \Re(R(\vec{x}, t)) - \Re(\nabla R(\vec{x}, t)) \times \Im(R(\vec{x}, t))}{\Re(R(\vec{x}, t))^2 + \Im(R(\vec{x}, t))^2} \quad (3.38)$$

Cette représentation du gradient permet de s'affranchir des problèmes de discontinuité de phase (repliement de phase et singularité de phase) lorsque la phase est calculée directement et de manière locale [FLE91]<sup>2</sup>.

On s'aperçoit dans l'équation de l'estimation de la vitesse (3.36), que lorsque que l'amplitude du signal est nulle (dénominateur de l'équation), il est impossible d'estimer le mouvement. Cette amplitude nulle correspond à un niveau de gris égal à zéro dans l'image.

### c) Estimation de la vitesse par les moindres carrés

L'équation (3.36) permet d'estimer la vitesse  $(v_{x_i}, v_{y_i})$  pour chacun des filtres  $i \in [1 \dots N]$  de Gabor 3D complexes utilisés. Or, l'objectif est de déterminer le couple unique  $(v_x, v_y)$  respectant au mieux la contrainte du flux optique. La technique proposée par Fleet et Langley [FLE95]<sup>3</sup> consiste à estimer le flux optique par une résolution par les moindres carrés du système pondéré.

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

<sup>2</sup> Fleet, et al., CVGIP : Image Understanding, 1991

<sup>3</sup> Fleet, et al., IEEE T Pattern Anal, 1995

On cherche à minimiser :

$$\sum_{\vec{x}=(x,y) \in \Omega} W(\vec{x}, t) [\nabla \phi(\vec{x}, t) \cdot V(\vec{x}, t) + \phi_t(\vec{x}, t)]^2 \quad (3.39)$$

Avec  $\Omega$  un voisinage spatial carré de taille  $(n \times n)$  et  $W(\vec{x}, t)$  contenant les coefficients d'une fonction gaussienne 2D qui reflète la mesure de confiance que l'on peut avoir dans la vitesse estimée  $V(\vec{x}, t)$ .

Pour résoudre la minimisation de l'équation (3.39), il faut trouver la solution matricielle de :

$$W A V = W b \quad (3.40)$$

Avec  $A = [\nabla \phi(\vec{x}_1, t), \dots, \nabla \phi(\vec{x}_n, t)]^T = \begin{bmatrix} \phi_{x1} & \phi_{y1} \\ \dots & \dots \\ \phi_{xn} & \phi_{yn} \end{bmatrix}$

$$W = \text{diag}[W(\vec{x}_1, t), \dots, W(\vec{x}_n, t)] \\ = \begin{bmatrix} W(\vec{x}_1, t) & \dots & \dots \\ \dots & W(\vec{x}_i, t) & \dots \\ \dots & \dots & W(\vec{x}_n, t) \end{bmatrix}$$

$$b = -[\phi_t(\vec{x}_1, t), \dots, \phi_t(\vec{x}_n, t)]^T$$

On déduit  $V$  de l'équation précédente :

$$A^T W A V = A^T W b \quad (3.41)$$

$$V = [A^T W A]^{-1} A^T W b \quad (3.42)$$

Remarque : La vitesse  $V(\vec{x}, t)$  existe si et seulement si la matrice  $[A^T W A]$  est inversible (non singulière).

$$\text{Où } A^T W A = \begin{bmatrix} \sum W(\vec{x}, t) \phi_x^2(\vec{x}, t) & \sum W(\vec{x}, t) \phi_x(\vec{x}, t) \phi_y(\vec{x}, t) \\ \sum W(\vec{x}, t) \phi_y(\vec{x}, t) \phi_x(\vec{x}, t) & \sum W(\vec{x}, t) \phi_y^2(\vec{x}, t) \end{bmatrix}$$

$$\text{Et } A^T W b = \begin{bmatrix} -\sum W(\vec{x}, t) \phi_x(\vec{x}, t) \phi_t(\vec{x}, t) \\ -\sum W(\vec{x}, t) \phi_y(\vec{x}, t) \phi_t(\vec{x}, t) \end{bmatrix}$$

$W(\vec{x}, t)$  est un filtre séparable isotropique. Ses coefficients en 1D sont (0,0625; 0,25; 0,375; 0,25; 0,0625) comme proposé par Simoncelli et al. [SIM91]<sup>1</sup>.

#### *III.4.4.iv. Contraintes sur le flux optique estimé*

---

Fleet et Jepson [FLE90]<sup>2</sup> proposent pour estimer le flux optique de manière fiable de rajouter des contraintes supplémentaires. La première est une contrainte sur l'amplitude du signal des images filtrées avec un filtre de Gabor 3D complexe. La seconde est une contrainte fréquentielle qui assure que la mesure de vitesse se trouve dans une gamme de fréquences correctes. Enfin une mesure de confiance sur le mouvement estimé dans un voisinage vient compléter le modèle.

##### *a) Contrainte d'amplitude*

La contrainte d'amplitude est un élément clé de l'estimation de vitesse dans les images. Le mouvement ne sera mesuré que dans le cas où l'image présente suffisamment de réponse locale au filtre pour que l'information de mouvement ne soit pas en réalité due au bruit dans l'image. Sachant que l'estimation de mouvement repose sur l'estimation de gradients locaux, cette contrainte permet de détecter les cas où il n'y a pas de quantité significative de signal à des fréquences proches de la fréquence étudiée  $f_0$ .

---

<sup>1</sup> Simoncelli, et al., in the Proceedings of the *CVPR91*, 1991.

<sup>2</sup> Fleet, et al., *Int J Comput Vision*, 1990

La contrainte d'amplitude est notée :

$$\begin{cases} \rho(\vec{x}, t) > 0.05 \times \max_{i \in [1, N]} \rho_i \\ \rho(\vec{x}, t) > \sum_{i=0}^N \frac{\rho_i}{N} \end{cases} \quad (3.43)$$

Avec  $\vec{x} = (x, y)$  les coordonnées du pixel étudié dans l'image,  $N$  le nombre de filtres utilisés,  $\rho(\vec{x}, t)$  l'amplitude du signal de la réponse d'un filtre.

L'avantage de cette contrainte est de réduire les temps de calcul puisque la vitesse n'est pas estimée pour les pixels qui ne respectent pas cette contrainte d'amplitude.

### b) Contrainte fréquentielle

Les fréquences locales  $\nabla\phi = (\phi_x, \phi_y, \phi_t)$  doivent respecter la contrainte suivante :

$$\|f_0 - \nabla\phi\| < 1,2 \sigma \quad (3.44)$$

$$\sqrt{(f_{x0} - \phi_x)^2 + (f_{y0} - \phi_y)^2 + (f_{t0} - \phi_t)^2} < 1,2 \sigma$$

$f_0$  est la fréquence centrale du filtre c'est-à-dire la fréquence qui donne le maximum de réponse.  $\sigma$  est l'écart-type de l'amplitude du filtre.

Cette contrainte permet de s'affranchir des fréquences locales qui excèderaient 20% de la fréquence nominale du filtre. Cette contrainte fait suite à l'étude sur le comportement de la phase publiée par Fleet [FLE92]<sup>1</sup>.

### c) Contrainte de structure dans l'image

Une contrainte supplémentaire permet de mesurer la quantité de structure locale (texture) dans les images. En effet comme le flux optique est basé sur la mesure des gradients, il faut s'assurer que l'image soit suffisamment texturée pour que le mouvement détecté soit fiable. Cette contrainte se base en effet sur l'impossibilité de mesurer localement le mouvement d'un objet non texturé.

Pour cela il suffit de calculer le conditionnement (en anglais *condition number*) du signal d'amplitude de la réponse d'un filtre  $R(\vec{x}, t)$ . Ce conditionnement est calculé

---

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

pour l'amplitude de chaque pixel situés dans un voisinage  $5 \times 5$ . Le conditionnement d'une matrice carrée noté  $k$  correspond au rapport entre la plus grande et la plus petite valeur singulière mesurées sur cette matrice. On parle alors de décomposition en valeurs singulières.

Fleet et Jepson [FLE92]<sup>1</sup> donnent  $k \geq 10$  pour refléter le manque de structure locale. Dans ce cas, les vitesses sont considérées comme nulles. Cette contrainte permet de réduire la sensibilité de la résolution par les moindres carrés.  $k \geq 10$  permet d'obtenir un ensemble dense de mouvement estimé.

#### *III.4.4.v. Mesure de confiance*

---

L'estimation de la vitesse correspond à la solution de l'équation matricielle (3.42). Étudier la confiance que l'on peut avoir en la vitesse calculée est nécessaire.

##### *a) Conditionnement de la matrice*

L'équation matricielle de la vitesse ne peut être résolue que si la matrice  $[A^T W A]$  est inversible. Il faut donc s'intéresser au conditionnement, noté  $k$ , de cette matrice. Le conditionnement de la matrice permet d'estimer de manière globale la quantité d'erreurs dans les coefficients de la matrice. Le conditionnement de la matrice dépend des gradients de phase estimés.

La matrice  $[A^T W A]^{-1}$  est une matrice carrée  $2 \times 2$ . Étudier le conditionnement permet de détecter les singularités de mouvement et les erreurs d'arrondi. On peut donc écarter les estimations de mouvement peu fiables si la valeur  $k$  de la matrice  $[A^T W A]^{-1}$  est faible et inversement garder les estimations pour lesquelles  $k$  est grand.

##### *b) Valeurs propres*

Les valeurs et vecteurs propres sont entre autres utilisés pour résoudre des systèmes d'équations différentielles linéaires.

La matrice  $[A^T W A]^{-1}$  est considérée comme une matrice de covariance de  $V(\mathbf{x})$ . On considère alors que les estimations de vitesses d'un filtre sont plus ou moins fiables en fonction des valeurs propres de  $[A^T W A]^{-1}$  calculées.

Plusieurs cas de figure sont possibles :

- La région de l'image étudiée est homogène: les gradients sont dans ce cas faibles et la matrice  $[A^T W A]^{-1} \approx 0$ .  $[A^T W A]^{-1}$  devient singulière (non inversible) et par conséquent il n'y a pas de valeur propre.

- La région est peu texturée: les gradients sont faibles et les valeurs propres sont petites.

Dans ces deux cas, l'estimation du mouvement n'est pas possible.

- Dans le cas d'une région très texturée, les gradients sont de grande amplitude et différents. Par conséquent les valeurs propres sont grandes. L'estimation de la vitesse est alors possible si les gradients ne sont pas trop différents les uns des autres (si les gradients sont très différents, le conditionnement de la matrice sera faible).

- Dans le dernier cas de figure, on se trouve sur un contour, les gradients sont donc de grande amplitude, parallèles et identiques (le conditionnement de la matrice est grand). Dans ce cas une des valeurs propres est grande, l'autre petite. L'estimation de la vitesse est aussi possible.

Il faut donc fixer un seuil en dessous duquel on considérera que le mouvement estimé ne sera pas fiable. On s'intéressera particulièrement à rejeter les estimations de mouvement pour lesquelles la plus petite valeur propre sera faible. C'est le cas lorsque les gradients sont faibles et peuvent être assimilés à du bruit dans l'image. Soient  $(\lambda_\eta, \lambda_\xi)$  les valeurs propres de la matrice  $2 \times 2 [A^T W A]^{-1}$  et  $\lambda_1 = \min(\lambda_\eta, \lambda_\xi)$ . La contrainte sera notée :

$$\lambda_1 \geq 1 \tag{3.45}$$

#### III.4.4.vi. Remarques

---

Dans le cas de changements d'illumination, travailler sur la phase du signal est plus robuste que de travailler sur les dérivées de l'intensité du signal ou encore d'utiliser des filtres d'énergie. Si on part de l'exemple trivial donné par Beauchemin [BEA95]<sup>1</sup> d'un signal dont on fait varier l'amplitude, cela va de fait changer la valeur des dérivées ou changer la réponse d'un filtre d'énergie (puisque pour calculer l'énergie, on calcule le carré des amplitudes). En revanche, le changement d'amplitude du signal aura peu d'effet sur la phase et sur ses dérivées. Par conséquent l'estimation de mouvement dans ce cas donne de meilleurs résultats.

---

<sup>1</sup> Beauchemin, et al., Surveys, 1995

Un inconvénient de cette technique est la faible densité de mouvement qu'elle génère. La densité de mouvement dans une image s'exprime comme le pourcentage de pixels où l'estimation du mouvement a été possible par rapport au nombre de pixels dans l'image. En effet les vitesses estimées le sont en général de manière très précise mais la faible densité des mouvements estimés est un frein à une utilisation plus courante. Une autre limite de cet algorithme est sa complexité.

### III.5. MÉTHODE PROPOSÉE

---

L'algorithme initial de Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> utilisait des filtres de Gabor 3D impliquant des coûts de calculs élevés dus au filtrage spatiotemporel [HEE87]<sup>2</sup> ainsi qu'une faible densité de mouvement estimé, ceci, en dépit de l'utilisation de filtres de Gabor séparables et d'une implémentation relativement efficace. Pour résoudre ce problème, dans cette thèse nous nous intéresserons plutôt à l'idée proposée par Bruno et Pellerin [BRU02]<sup>3</sup> qui, dans leur algorithme, effectuaient un filtrage spatial des images suivi d'un calcul différentiel de premier ordre au niveau temporel entre deux images successives.

Pour améliorer l'efficacité du programme et améliorer la densité du mouvement estimé (comparé à l'algorithme initial de Fleet et Jepson), une version modifiée de l'algorithme de Fleet et Jepson est proposée. Cette version modifiée est inspirée par le filtrage spatial de Bruno et Pellerin.

En résumé, le principe de la méthode proposée consiste en un filtrage à l'aide de filtres de Gabor 2D complexes [BRU02, GAU02]<sup>4</sup> suivi d'une différenciation de second ordre pour déterminer les gradients de phase temporel. Les détails de la méthode proposée sont donnés ci-après.

#### III.5.1. Calcul du gradient de phase temporel

---

Le gradient pourrait être calculé de manière très intuitive par une différence de pixels (dérivée d'ordre 1) :  $\frac{\partial I}{\partial x} = I_x \approx \frac{I(x,y,t) - I(x-1,y,t)}{2}$ , appelée en anglais *2-point central difference*. Cependant cette méthode n'est pas satisfaisante si l'image contient du bruit. Baron et al. [BAR94]<sup>5</sup> ont montré que les différences de second

---

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

<sup>2</sup> Heeger, ICCV87, 1987

<sup>3</sup> Bruno, et al., Signal Process, 2002

<sup>4</sup> Bruno, et al., Signal Process, 2002; Gautama, et al., IEEE T Neural Networ, 2002

<sup>5</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

ordre pour calculer les dérivées étaient plus précises que les différences de premier ordre.

Une meilleure solution proposée par Fleet et Langley [FLE95]<sup>1</sup> consiste à utiliser le masque unidimensionnel  $\frac{1}{12}(-1, 8, 0, -8, 1)$  appelé *4-point central differences en anglais*. En effet, si on effectue un développement en séries de Taylor du deuxième ordre pour un support de taille 5 (2 pixels de chaque côté du pixel étudié) soit  $f(x - 2), f(x - 1), f(x + 1)$  et  $f(x + 2)$ , on obtient :

$$\begin{cases} f(x - 2) = f(x) - 2f(x)' + 4f(x)'' \\ f(x - 1) = f(x) - f(x)' + \frac{1}{2} f(x)'' \\ f(x + 1) = f(x) + f(x)' + \frac{1}{2} f(x)'' \\ f(x + 2) = f(x) + 2f(x)' + 4f(x)'' \end{cases} \quad (3.46)$$

On déduit de l'équation (3.46):

$$\begin{aligned} -f(x - 2) + 8f(x - 1) - 8f(x + 1) + f(x + 2) &= & (3.47) \\ &+1 [f(x) - 2f(x)' + 4f(x)'] \\ &-8 [f(x) - f(x)' + 2f(x)'] \\ &+8 [f(x) + f(x)' + 2f(x)'] \\ &-1 [f(x) + 2f(x)' + 4f(x)'] \\ &= (1 - 8 + 8 - 1) \times f(x) + (-2 + 8 + 8 - 2) \times f(x)' + (2 - 4 + 4 \\ &\quad - 2) \times f(x)'' \\ &= 0 \times f(x) + 12 \times f(x)' + 0 \times f(x)'' \\ &= 12 \times f(x)' \end{aligned}$$

On en déduit  $f(x)'$  :

$$f(x)' = \frac{1}{12} \times (f(x - 2) - 8f(x + 1) + 8f(x - 1) - f(x + 2)) \quad (3.48)$$

Le masque de convolution est bien  $\frac{1}{12}(-1, 8, 0, -8, 1)$ .

Quel que soit le masque de convolution utilisé pour le calcul du gradient de phase temporel, il paraît préférable de lisser l'image au préalable.

<sup>1</sup> Fleet, et al., IEEE T Pattern Anal, 1995

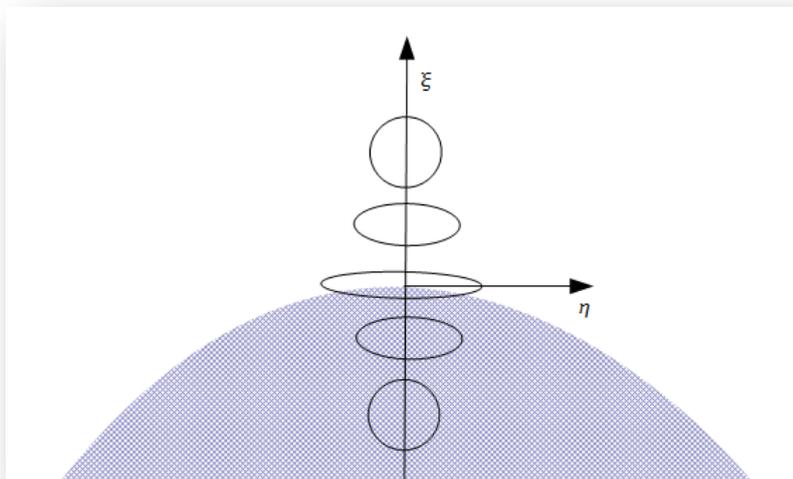
### III.5.2. Contrainte supplémentaire sur les valeurs propres

La contrainte sur les valeurs propres proposée par Fleet et Jepson (cf. équation (3.45)) ne permet pas de détecter les singularités de mouvement, ce qui est le cas lorsque les gradients sont très différents. Pour cela, Bruno et Pellerin [BRU02]<sup>1</sup> proposent les contraintes suivantes :

$$\begin{cases} \lambda_1 \geq 1 \\ \frac{\lambda_1}{\lambda_2} \geq \varepsilon \end{cases} \quad (3.49)$$

Avec les valeurs propres  $\lambda_1 = \min(\lambda_\eta, \lambda_\xi)$ ,  $\lambda_2 = \max(\lambda_\eta, \lambda_\xi)$  et le seuil  $\varepsilon = 0,01$

La contrainte  $\frac{\lambda_1}{\lambda_2} \geq \varepsilon$  permet de s'assurer que la plus petite valeur propre est bien nettement différente de la plus grande valeur propre.



**Figure III.17 : Vecteurs et valeurs propres**

Schéma représentant deux régions distinctes, la première représentée en gris et l'autre en blanc. La paire de vecteurs propres notée  $\eta$  et  $\xi$  (dont les valeurs propres correspondantes sont  $\lambda_\eta$  et  $\lambda_\xi$ ) est donnée en fonction de l'homogénéité de la région. Le schéma permet de visualiser le conditionnement des vecteurs et valeurs propres.

<sup>1</sup> Bruno, et al., Signal Process, 2002

### III.5.3. Densité du mouvement détecté

---

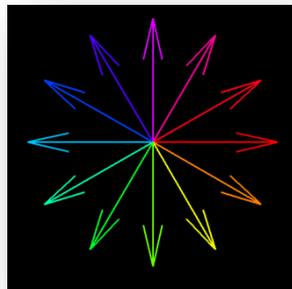
Il a été prouvé que les méthodes basées sur la phase sont plus stables que les méthodes basées sur l'intensité des pixels [FLE93]<sup>1</sup>. La méthode proposée par Fleet et Jepson permet donc d'estimer le mouvement de manière plus fiable et plus précise mais au détriment d'une densité de flux optique relativement faible [BAR94]<sup>2</sup>.

Cependant pour une application en IRM, une densité plus élevée est nécessaire afin de pouvoir estimer, dans la majorité des cas, le mouvement au niveau du myocarde. Il s'agit donc d'un compromis entre fiabilité des résultats et densité de mouvement. Pour cela, l'influence de la contrainte sur les valeurs propres a été volontairement relâchée à  $\varepsilon = 0,5$ . On autorise de cette façon à avoir des gradients localement un peu différents tout en gardant la détection des singularités de mouvements.

## III.6. REPRÉSENTATION DU FLUX OPTIQUE

---

Le flux optique estimé est représenté par un champ vectoriel à deux dimensions. Pour améliorer la visualisation de ce champ de mouvements, un codage couleur en fonction de l'orientation du vecteur a été utilisé (Figure III.18). Cela permet une présentation des données adaptée et compréhensive des mouvements dans le plan image. De plus le codage couleur donne visuellement de l'information sur la direction du mouvement même dans le cas de déplacements de très faible amplitude.



**Figure III.18 : Codage couleur du flux optique**

Codage de la couleur en fonction de l'orientation du vecteur mouvement

---

<sup>1</sup> Fleet, et al., IEEE T Pattern Anal, 1993

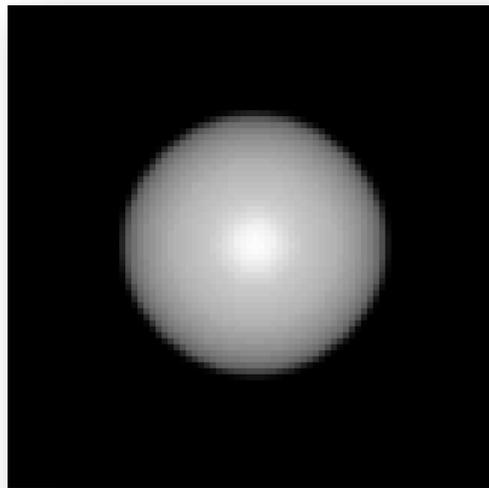
<sup>2</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

### III.7. IMAGES SYNTHÉTIQUES

---

Dans le but d'une application ultérieure en IRM cardiaque, l'objectif était de créer une séquence d'images synthétiques (Figure III.19) permettant d'étudier les contraintes spécifiques de l'IRM cardiaque telles que le bruit ricien et les variations d'intensité dans les images.

La cinétique du ventricule gauche du cœur a été décrite par Arts et al. [ART92]<sup>1</sup>. De plus, de nombreuses études ont été menées sur la mise en place de modèles de cœur en 3D intégrant des informations sur la physiologie cardiaque, constituant ainsi des modèles électromécaniques du cœur [PAR96, SER03, USY02]<sup>2</sup>. Cependant, l'état de l'art concernant des simulateurs d'images de résonance magnétique reste pour l'instant limité [BEL06]<sup>3</sup>. Comme il n'y a pas de séquence synthétique de cœur en mouvement qui soit facilement disponible, nous avons créé une séquence d'images synthétiques constituée de 30 images comprenant deux phases de mouvement, reflétant un mouvement cardiaque basique, à savoir une phase de contraction suivie d'une phase d'expansion (Figure III.20). L'objet, qui présente un mouvement non-rigide, est une sphère : son rayon évolue linéairement (mouvement uniforme) au cours du temps (un pixel par frame). L'avantage de travailler avec des images synthétiques réside dans le fait que le mouvement est connu et peut ainsi être comparé avec le mouvement estimé.



**Figure III.19 : Image synthétique**

Image synthétique de la séquence d'une sphère se dilatant et se contractant au cours du temps

---

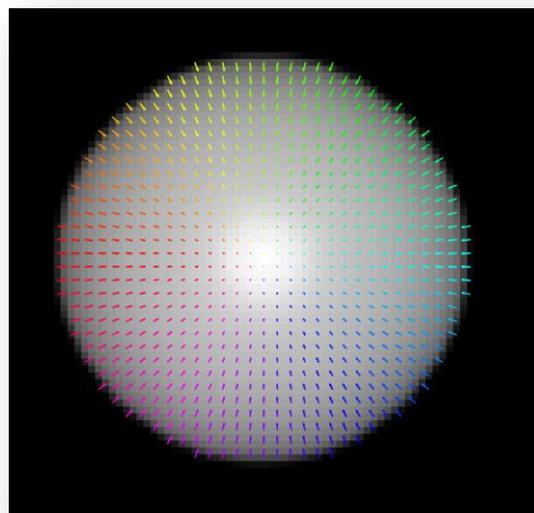
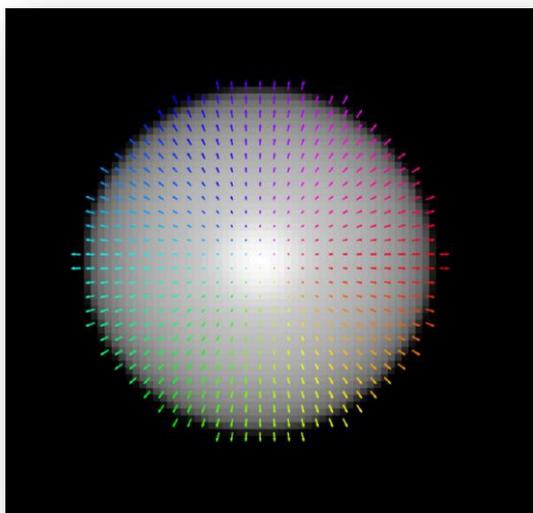
<sup>1</sup> Arts, et al., J Biomech, 1992

<sup>2</sup> Park, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1996; Sermesant. 2003, Thèse, Université de Nice Sophia Antipolis; Usyk, et al., Computing and Visualization in Science, 2002

<sup>3</sup> Bellet, et al., Stud Health Technol Inform, 2006

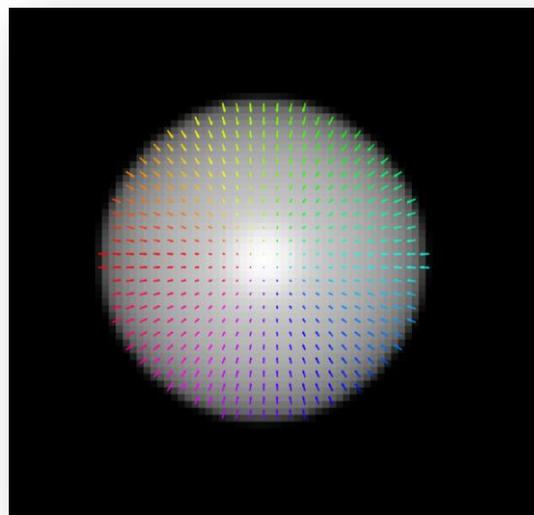
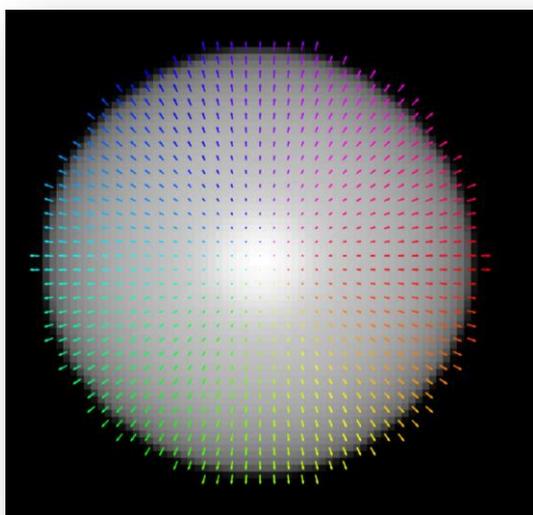
Expansion

Contraction



a) Début de l'expansion

b) Début de la contraction



c) Fin de l'expansion

d) Fin de la contraction

**Figure III.20 : Champ de vecteurs mouvement pour la sphère**

Champ de vecteurs mouvement pour la séquence synthétique de la sphère en expansion a) et c) puis en contraction b) et d).

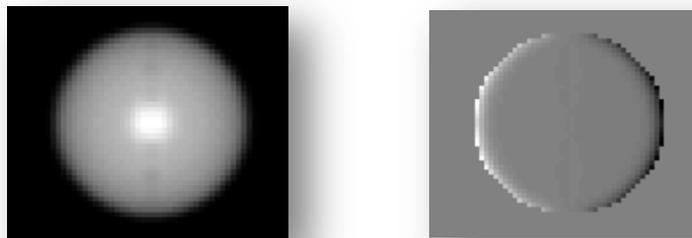
## III.8. TEST DE LA MÉTHODE PROPOSÉE SUR DES IMAGES SYNTHÉTIQUES

---

### III.8.1. Remarque sur la phase et l'amplitude du signal

---

La séquence d'images est filtrée à l'aide de filtres de Gabor 2D complexes orientés. La Figure III.21 montre l'amplitude et la phase calculées à partir des images filtrées à l'aide d'un filtre orienté à zéro degré. La phase varie de  $-\pi$  à  $+\pi$ . Si le filtre n'est pas correctement réglé avec par exemple un sigma trop grand, on obtient un repliement de phase (Figure III.22). La détection de mouvement sera alors erronée.

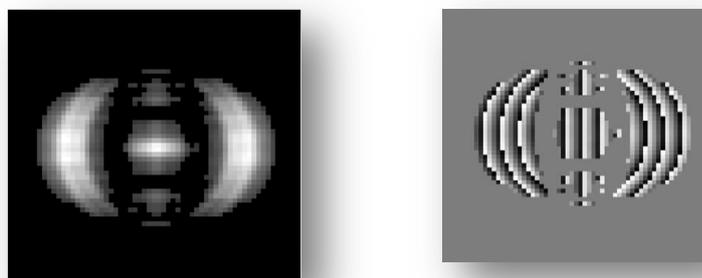


a) Amplitude

b) Phase

#### Figure III.21 : Amplitude et phase du signal

a) Amplitude  $\rho(x)$  et b) Phase  $\phi(x) \in [-\pi, \pi]$  de la réponse d'un filtre de Gabor 2D complexe orienté à  $0^\circ$



a) Amplitude

b) Phase

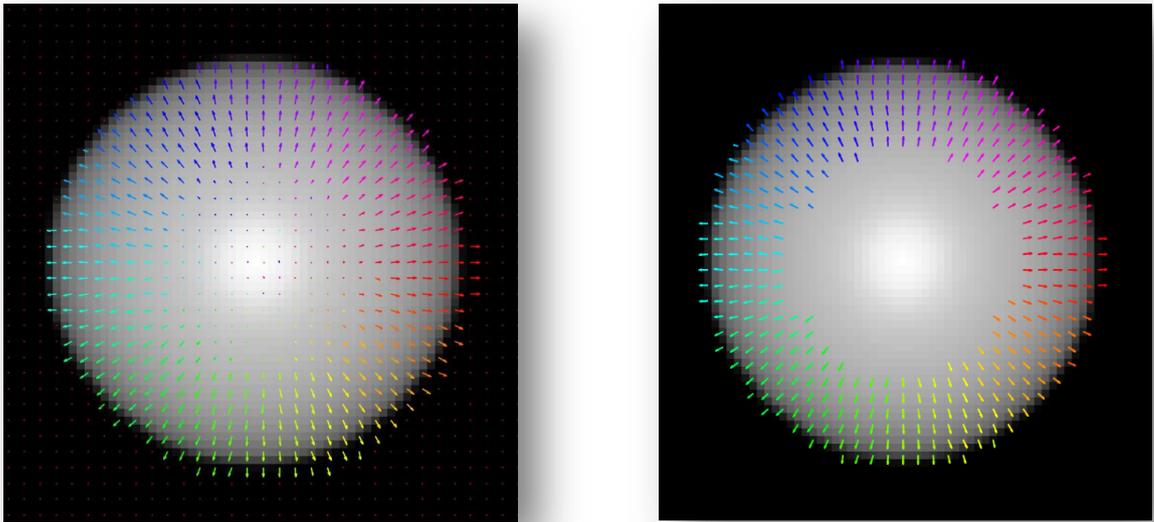
#### Figure III.22 : Amplitude et phase du signal avec un réglage différent

a) Amplitude  $\rho(x)$  et b) phase  $\phi(x) \in [-\pi, \pi]$  de la réponse d'un filtre de Gabor 2D complexe orienté à  $0^\circ$  avec un sigma grand.

### III.8.2. Mouvement

---

Concernant la séquence synthétique de la sphère, le champ de mouvement estimé par la méthode proposée (avec et sans la contrainte sur les valeurs propres) est présenté sur la Figure III.23. Les vecteurs sont orientés dans la direction du mouvement réel de la sphère, i.e. dirigés vers l'extérieur comme il s'agit d'un mouvement de dilatation.



a) FO sans contrainte  $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0,01$

b) FO avec contrainte  $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0,01$

**Figure III.23 : Résultat du flux optique pour la sphère**

Résultat du flux optique (FO) pour la sphère a) sans contrainte et b) avec la contrainte sur les valeurs propres  $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0,01$ .

### III.9. ÉVALUATION DE LA TECHNIQUE

---

L'évaluation de la qualité de l'estimation du mouvement est une étape nécessaire avant son application en IRM cardiaque. L'objectif est de sélectionner la méthode de flux optique la mieux adaptée pour déterminer les mouvements du cœur. Pour cela, les méthodes seront préalablement comparées sur les images synthétiques en faisant varier certains paramètres liés aux images de RM.

### III.9.1. Évaluation de la qualité du flux optique estimé

---

L'étude de la performance des techniques de flux optique permet en premier lieu d'estimer la capacité de la technique à détecter et quantifier les mouvements, et ce, même dans le cas où les images sont altérées par du bruit. L'étude permet aussi de comparer de manière qualitative les techniques entre elles.

L'évaluation consiste à calculer des paramètres donnant une mesure de la qualité du mouvement estimé. Les paragraphes suivants détaillent de manière non-exhaustive deux paramètres.

#### III.9.1.i. Erreur angulaire

---

Le paramètre le plus couramment utilisé pour mesurer la performance du flux optique est la mesure de l'erreur angulaire (EA) popularisée par Baron et al. [BAR94]<sup>1</sup> mais initialement introduite par Fleet et Jepson [FLE90]<sup>2</sup>. L'EA est calculée entre la vitesse correcte (réelle)  $\vec{v}_c$  et la vitesse estimée  $\vec{v}_e$  dans un espace à trois dimensions. Il s'agit de normaliser les vecteurs, de calculer leur produit scalaire et de prendre le cosinus inverse :

$$\psi_E = \arccos(\vec{v}_c \cdot \vec{v}_e) \quad (3.50)$$

$$\psi_E = \arccos\left(\frac{v_{x_e} v_{x_c} + v_{y_e} v_{y_c} + 1}{\sqrt{v_{x_e}^2 + v_{y_e}^2 + 1} \times \sqrt{v_{x_c}^2 + v_{y_c}^2 + 1}}\right)$$

La vitesse  $\vec{v} = \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \end{pmatrix}$  est représentée comme un vecteur à 3 dimensions tel que

$$\vec{v} = \frac{1}{\sqrt{v_x^2 + v_y^2 + 1}} \times \begin{pmatrix} v_x \\ v_y \\ 1 \end{pmatrix}.$$

Des erreurs dans l'estimation du flux optique pour un mouvement estimé de relativement grande amplitude pénalisent davantage en termes d'erreur angulaire que des erreurs pour un mouvement estimé de faible amplitude.

---

<sup>1</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

<sup>2</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

Un désavantage de ce paramètre, avancé par Otte et Nagel [OTT94]<sup>1</sup>, concerne la déviation symétrique par rapport au mouvement réel. Otte et Nagel prennent comme exemple la vitesse correcte  $\vec{V}_c = \begin{pmatrix} 1,5 \\ 0 \end{pmatrix}$  et les vitesses estimées  $\vec{V}_{e1} = \begin{pmatrix} 2 \\ 0 \end{pmatrix}$  et  $\vec{V}_{e2} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix}$ . Les deux erreurs angulaires correspondantes sont  $\psi_{e1} = 7,12^\circ$  et  $\psi_{e2} = 11,3^\circ$ . Or, on aurait pu penser que l'erreur mesurée aurait été la même puisque les deux vitesses estimées sont éloignées de manière égale par rapport à la vitesse correcte.

Il n'en reste pas moins que ce paramètre reste un outil adapté pour comparer les méthodes entre elles en tenant compte à la fois de l'erreur d'amplitude et de l'erreur d'angle.

### *III.9.1.ii. Erreur d'amplitude absolue*

---

L'erreur d'amplitude absolue ne tient compte que de la différence d'amplitude entre la vitesse correcte et la vitesse estimée :

$$EP = \|\vec{V}_c - \vec{V}_e\| = \sqrt{(v_{x_c} - v_{x_e})^2 + (v_{y_c} - v_{y_e})^2} \quad (3.51)$$

Ce paramètre a été introduit par Otte et Nagel [OTT94]. Moins connu que l'erreur angulaire, il est utile dans le cas où on ne s'intéresse pas à l'erreur d'orientation du mouvement mais seulement à son module.

### *III.9.1.iii. Paramètre retenu pour le calcul d'erreur*

---

Dans cette thèse nous utiliserons l'erreur angulaire comme référence puisque l'objectif est une étude des mouvements du cœur : l'évaluation de l'erreur en termes d'amplitude et d'orientation du mouvement est importante. Par exemple, l'amplitude du mouvement donne des informations sur la cinétique du myocarde. L'orientation du mouvement, en particulier au niveau de la paroi du VG, donne des informations sur la capacité du myocarde à éjecter du sang en contraction. De plus l'erreur angulaire permet une comparaison simple de différentes techniques de flux optique.

---

<sup>1</sup> Otte, et al., in Book *Computer Vision — ECCV '94*. 1994. p. 49-60.

### III.9.1.iv. Densité du flux optique

---

Dans un premier temps, la densité du flux optique est évaluée sur chaque image comme un pourcentage des vecteurs vitesses non nuls au sein de l'image. La densité du flux estimé peut être comparée à la densité du flux réellement présent dans l'image.

Dans un second temps, pour étudier les performances des différents algorithmes de flux optique avec un même référentiel, il est préférable d'estimer l'erreur angulaire moyenne sur l'ensemble de l'image (sur chaque pixel de l'image, même pour les vitesses estimées nulles). Ceci permet, sur la totalité de l'image, de souligner deux types d'erreur : l'absence de mouvement détecté dans des zones où le mouvement est présent et la détection de mouvement dans des zones stationnaires. Dans ces deux cas, la densité sera notée 100%. La densité de 100% correspond à une erreur angulaire estimée sur tous les pixels de l'image.

Pour résumer, pour une technique de flux optique donnée, l'erreur angulaire moyenne est tout d'abord évaluée en fonction de la densité du mouvement estimé et ensuite évalué sur toute l'image pour permettre la comparaison des techniques entre elles.

## III.9.2. Résultats statistiques

---

Les résultats du flux sont présentés dans le Tableau III.1 pour différentes techniques de flux optique appliquées sur une séquence d'images synthétiques (sphère). La densité réelle du flux optique dans l'image est de 48,1%. La moyenne de l'erreur angulaire et son écart-type ont été évalués pour les méthodes suivantes :

- Horn et Schunck [HOR81]<sup>1</sup>
- IOF (*Intensity-based Optical Flow*) qui est la méthode initiale de Horn et Schunck à laquelle on a ajouté une contrainte sur le gradient spatial  $\|\nabla I\| \geq 1,0$  (cf. équation (3.8)).
- POF (*Phase-based Optical Flow*) qui est la méthode initiale de Fleet et Jepson [FLE90]<sup>2</sup>.
- Fleet and Jepson avec un filtrage 2D qui est la méthode développée
- MPOF (*Modified POF*) qui est la méthode précédente à laquelle on a ajouté une contrainte supplémentaire sur les valeurs propres :  $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0,01$  (cf. équation (3.49)).

---

<sup>1</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981

<sup>2</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

Concernant la méthode POF, l'implémentation utilisée est celle donnée par Barron et al. [BAR94]<sup>1</sup>. Le code est en C et fait appel à certaines fonctions développées en langage Fortran. Les tests ont été réalisés sur un système d'exploitation Linux d'un micro-ordinateur conventionnel. Les images acceptées par le programme pour l'estimation de mouvement sont au format Raster de Sun. Il s'agit d'un format d'image bitmap développé par Sun Microsystems qui était utilisé sur les stations de travail Sun. Un programme de conversion des images synthétiques au format Raster a par conséquent été développé. La méthode POF sert de référence par rapport à la méthode MPOF développée.

Technique	Densité du FO	Erreur angulaire moyenne	Écart-type de l'erreur angulaire
Horn et Schunck	<b>100,00%</b>	<b>12,6°</b>	<b>11,4°</b>
Horn et Schunck avec $\ \nabla I\  \geq 1.0$ (IOF)	54,8%	4,9°	6,7°
	<b>100,00%</b>	<b>3,6°</b>	<b>5,9°</b>
Fleet et Jepson (avec filtrage 3D) (POF)	13,1%	4,5°	8,5°
	<b>100,00%</b>	<b>12,7°</b>	<b>12,0°</b>
Fleet et Jepson (avec filtrage 2D)	51,5%	5,7°	2,8°
	<b>100,00%</b>	<b>3,2°</b>	<b>4,5°</b>
MPOF ( $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0.01$ )	36,1%	5,3°	3,0° (1)
	<b>100,00%</b>	<b>3,2°</b>	<b>6,2° (1)</b>

**Tableau III.1 : Résultats de différentes techniques de flux optique appliquées à la séquence d'images synthétiques**

Le mouvement est estimé pour chaque pixel pour lequel la vitesse satisfait la contrainte sur les valeurs propres  $\lambda_2/\lambda_1 \leq 0.01$ . Ceci a pour effet de réduire la densité du mouvement estimé.

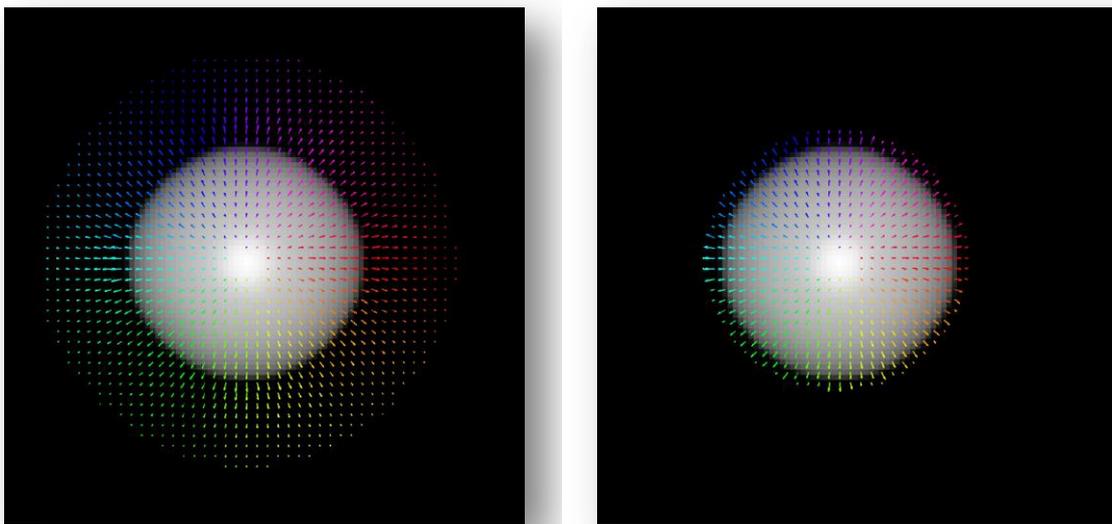
### III.9.2.i. Méthode de Horn et Schunck - IOF

La méthode initiale de Horn et Schunck, en raison de la contrainte de régularisation appliquée sur un fond uniforme [HOR81]<sup>2</sup> donne de médiocres résultats parce que du mouvement est détecté au-delà des contours de la sphère (i.e. sur le fond noir), même en l'absence de mouvement dans cette zone (cf. Figure III.24a).

<sup>1</sup> Barron, et al., Int J Comput Vision, 1994

<sup>2</sup> Horn, et al., Artif Intell 1981

Pour pallier ce problème, la méthode IOF comporte une contrainte sur l'amplitude du gradient local permettant ainsi de s'assurer qu'il y ait suffisamment d'information locale pour une estimation fiable du mouvement. En l'occurrence, les gradients sont supposés nuls sur le fond noir de la séquence synthétique de la sphère. Comme le mouvement est rarement détecté sur le fond, la densité du mouvement estimé diminue (54,8%), se rapprochant ainsi de la densité réelle du mouvement (48,1%). En ramenant l'étude statistique à une densité de 100%, la moyenne et l'écart-type de l'erreur angulaire est améliorée ( $3,6 \pm 5,9^\circ$ ) comparée à la méthode de Horn et Schunck initiale ( $12,6 \pm 11,4^\circ$ ).



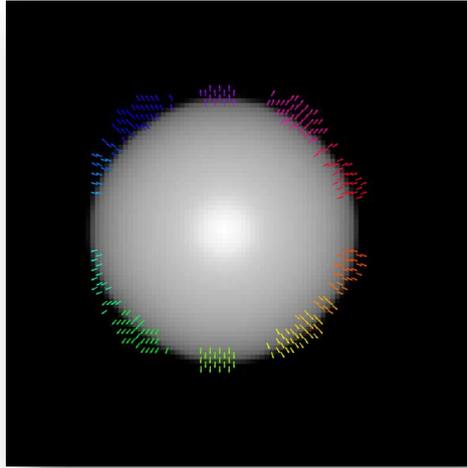
a) FO sans la contrainte  $\|\nabla I\| \geq 1.0$       b) FO avec la contrainte  $\|\nabla I\| \geq 1.0$

**Figure III.24 : Flux optique - Algorithme Horn et Schunck**

Flux optique estimé avec l'algorithme de Horn et Schunck a) sans la contrainte de gradient et b) avec la contrainte de gradient  $\|\nabla I\| \geq 1.0$ .

*III.9.2.ii. Méthode de Fleet et Jepson (Filtrage 3D) - POF*

La méthode initiale de Fleet et Jepson (POF), appliquée à la séquence d'images synthétique (Figure III.25), présente une erreur angulaire moyenne de  $4,5 \pm 8,5$  pour une densité de mouvement très faible de 13,1%. L'écart-type de  $8,5^\circ$  paraît grand mais il est dû au mouvement détecté en dehors de la sphère. Cette densité de  $13,1^\circ$  ramenée à 100% correspond à une erreur angulaire moyenne de  $12,7 \pm 12,0$  ce qui constitue un résultat plutôt médiocre.



**Figure III.25 : Flux optique - Fleet et Jepson (POF)**

Algorithme de Fleet et Jepson (Filtrage 3D), implémentation de Barron et al.

### *III.9.2.iii. Méthode de Fleet et Jepson avec filtrage 2D – MPOF*

---

Les résultats de la méthode de Fleet et Jepson utilisant un filtrage spatial 2D donne des résultats proches de la méthode de référence (IOF) si on considère la densité ramenée à 100% ( $3,2 \pm 4,5^\circ$ ).

Finalement, la méthode que nous avons développée (MPOF) avec la contrainte additionnelle pour supprimer les mesures peu fiables ( $\lambda_1/\lambda_2 \leq \varepsilon$ ) a une erreur angulaire de  $3,2 \pm 6,2^\circ$ . Dans ce cas précis, la contrainte additionnelle diminue la densité du mouvement détecté et augmente l'écart-type de l'erreur angulaire (de  $4,5^\circ$  à  $6,2^\circ$ ) : La vitesse peut être mise à zéro dans des zones où le mouvement est présent. Cette contrainte est néanmoins nécessaire dans le cas où l'on traite des images réelles afin que la mesure de confiance du mouvement estimé soit suffisante.

### **III.9.3. Robustesse de l'estimation de mouvement**

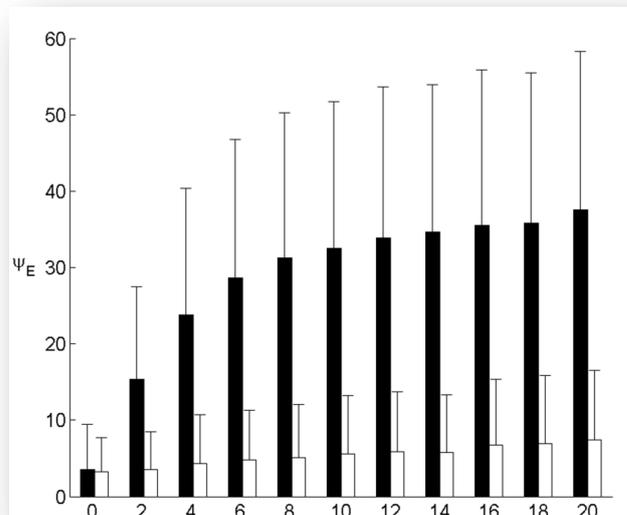
---

La méthode d'estimation du flux optique proposée (MPOF), basée sur les gradients de phase sera comparée à la méthode que nous considérerons comme la méthode de référence à savoir la méthode de Horn et Schunck (IOF), basée sur l'intensité des pixels utilisant la contrainte sur l'amplitude des gradients. L'étude, effectuée sur les images synthétiques, portera sur la robustesse de la méthode en présence de bruit ricien et de variations d'intensité entre les images successives

pendant la contraction de la sphère. En effet, ces phénomènes interviennent fréquemment en IRM.

### III.9.3.i. Bruit ricien

Les résultats de l'étude du bruit ricien sont présentés sur la Figure III.26. L'erreur angulaire (EA) notée  $\psi_E$  est évaluée en fonction de l'écart-type du bruit ricien appliqué à l'image. La moyenne et l'écart-type de l'EA sont donnés pour chacune des deux techniques. Lorsque l'on altère une image synthétique avec un bruit ricien, l'EA moyenne évolue différemment selon la technique de flux optique. Pour la technique IOF, le mouvement détecté est d'autant plus perturbé que le bruit est important. Cela engendre une augmentation de l'EA moyenne de  $3,6^\circ$  (image d'origine) à  $37,1^\circ$  (image avec un bruit ricien d'écart-type égal à 20) ainsi qu'une augmentation de l'écart-type de l'EA. En ce qui concerne la méthode MPOF, l'EA passe seulement de  $3,2^\circ$  à  $7,5^\circ$ .



**Figure III.26 : Impact du bruit Ricien**

En noir la méthode IOF et en blanc la méthode MPOF. En abscisse, l'écart-type du bruit ricien appliqué aux images et en ordonnée, l'erreur angulaire moyenne notée  $\psi_E$  et l'écart-type correspondant.

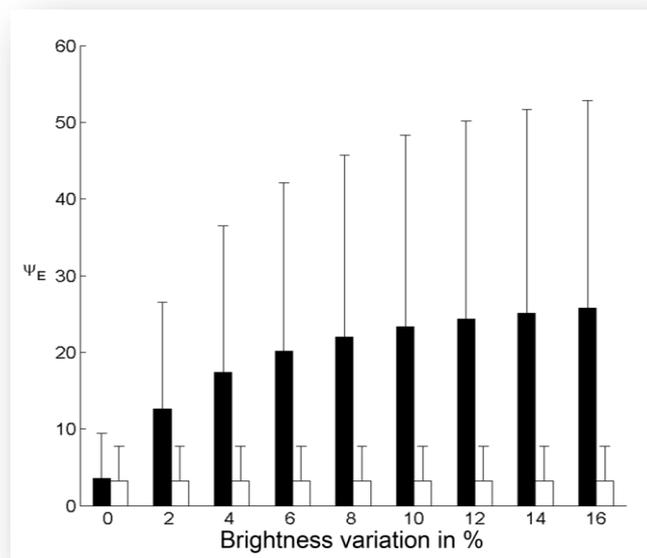
*III.9.3.ii. Variations d'intensité*

Les résultats de l'étude des variations d'intensité dans les images synthétiques sont présentés sur la Figure III.27. L'erreur angulaire (EA) notée  $\Psi_E$  est évaluée en fonction du pourcentage de variation d'intensité dans les images successives. La moyenne et l'écart-type de l'EA sont données pour chaque technique.

Lorsque des variations d'intensité entre les images successives d'une séquence d'images interviennent, la qualité du flux optique de la méthode IOF se détériore (avec une EA moyenne passant de 3,6° à 25,1°) alors que la méthode MPOF ne paraît pas altérée (l'EA moyenne est stable avec des valeurs très proches de 3,2°).

Il convient de noter que l'EA moyenne de la méthode IOF augmente considérablement en raison d'une surestimation de l'amplitude du mouvement bien que l'orientation du mouvement paraisse rester correcte.

De manière plus générale, si l'on considère les deux études (bruit ricien et variations d'intensité), la moyenne et l'écart-type de l'EA peuvent apparaître anormalement élevées pour la méthode IOF mais il faut noter que ces résultats sont obtenus sur des images volontairement très dégradées.



**Figure III.27 : Impact des variations d'intensité**

Impact des variations d'intensité dans les images pour l'estimation du flux optique. En noir la méthode IOF et en blanc la méthode MPOF. En abscisse, le pourcentage de la variation d'intensité entre images successives et en ordonnée, l'erreur angulaire moyenne notée  $\Psi_E$  et l'écart-type correspondant.

## III.10. APPLICATION EN IRM CARDIAQUE

Pour illustrer les deux méthodes précédemment étudiées (IOF et MPOF), nous présenterons dans cette partie les résultats obtenus sur deux examens représentatifs d'IRM cardiaque. Ces deux examens concernent deux cœurs normaux. Les orientations des coupes sont grand axe (GA) (Figure III.28) et petit axe (PA) (Figure III.29). Le détail des images acquises est donné dans les annexes 5 et 6.

Les images ont été prétraitées par un filtrage du bruit ricien à l'aide de la méthode de Mc Gibney [GIB93]<sup>1</sup>.

### III.10.1. Interprétation visuelle du flux optique

L'évaluation visuelle du flux optique estimé par les méthodes IOF et MPOF sur les séquences d'IRM montre que lorsque l'équation de contrainte du flux optique est respectée, tel que sur les régions du myocarde sur les images en GA du premier examen (Figure III.28), le mouvement estimé est spatialement plutôt homogène. Les résultats sont plutôt similaires que l'on utilise la méthode IOF ou MPOF.

Le mouvement global estimé sur ces images pour les deux techniques est conforme au comportement d'un cœur normal et le flux optique estimé est cohérent avec la direction du mouvement (contraction et relaxation du myocarde).

### III.10.2. Vitesses mesurées

L'analyse quantitative de l'examen du premier sujet sain sur un modèle à 4 segments (quatre petites régions d'intérêt du myocarde positionnées près de l'endocarde dans les régions antérieure, septal, postérieure et latérale) est présentée dans le Tableau III.2. Ces résultats correspondent aux images de la Figure III.29. La vitesse mesurée est la projection du vecteur vitesse perpendiculairement à l'endocarde. Le tableau donne les vitesses au moment du pic en systole appelé PSV (Peak Systolic Velocity) et du pic en diastole appelé PDV (Peak Diastolic Velocity). Le PDV et le PSD ont été évalués sur l'ensemble du myocarde et interviennent respectivement à 27% et 66% de l'intervalle R-R. Les vitesses sont mesurées en pixels par image (pixel/frame) mais sont converties en centimètres par seconde (cm/s) en fonction des résolutions spatiale et temporelle.

---

<sup>1</sup> McGibney, et al., Med Phys, 1993

### III.10.2.i. Mesure des vitesses de déplacement du myocarde

Les mesures des vitesses de déplacement de la paroi myocardique ont été évaluées avec les méthodes IOF et MPOF en petit axe et grand axe pour différents segments du VG. Le Tableau III.2 présente ces résultats.

			PSV		PDV	
			IOF	MPOF	IOF	MPOF
<b>Petit axe</b>	Basal	Antérieur	4,9 cm/s	4,7 cm/s	2,5 cm/s	2,6 cm/s
		Latéral	4,7 cm/s	4,6 cm/s	8,3 cm/s	4,9 cm/s
		Postérieur	6,1 cm/s	5,4 cm/s	15,2 cm/s	9,7 cm/s
		Septal	2,2 cm/s	2,8 cm/s	2,0 cm/s	1,6 cm/s
<b>Grand axe</b>	Basal	Latéral	5,5 cm/s	4,5 cm/s	6,3 cm/s	5,0 cm/s
		Septal	3,5 cm/s	2,9 cm/s	3,1 cm/s	1,3 cm/s
	Médian	Latéral	5,7 cm/s	5,0 cm/s	7,2 cm/s	7,1 cm/s
		Septal	4,2 cm/s	4,2 cm/s	3,7 cm/s	4,5 cm/s

#### Tableau III.2 : Résultats du flux optique sur des images de RM

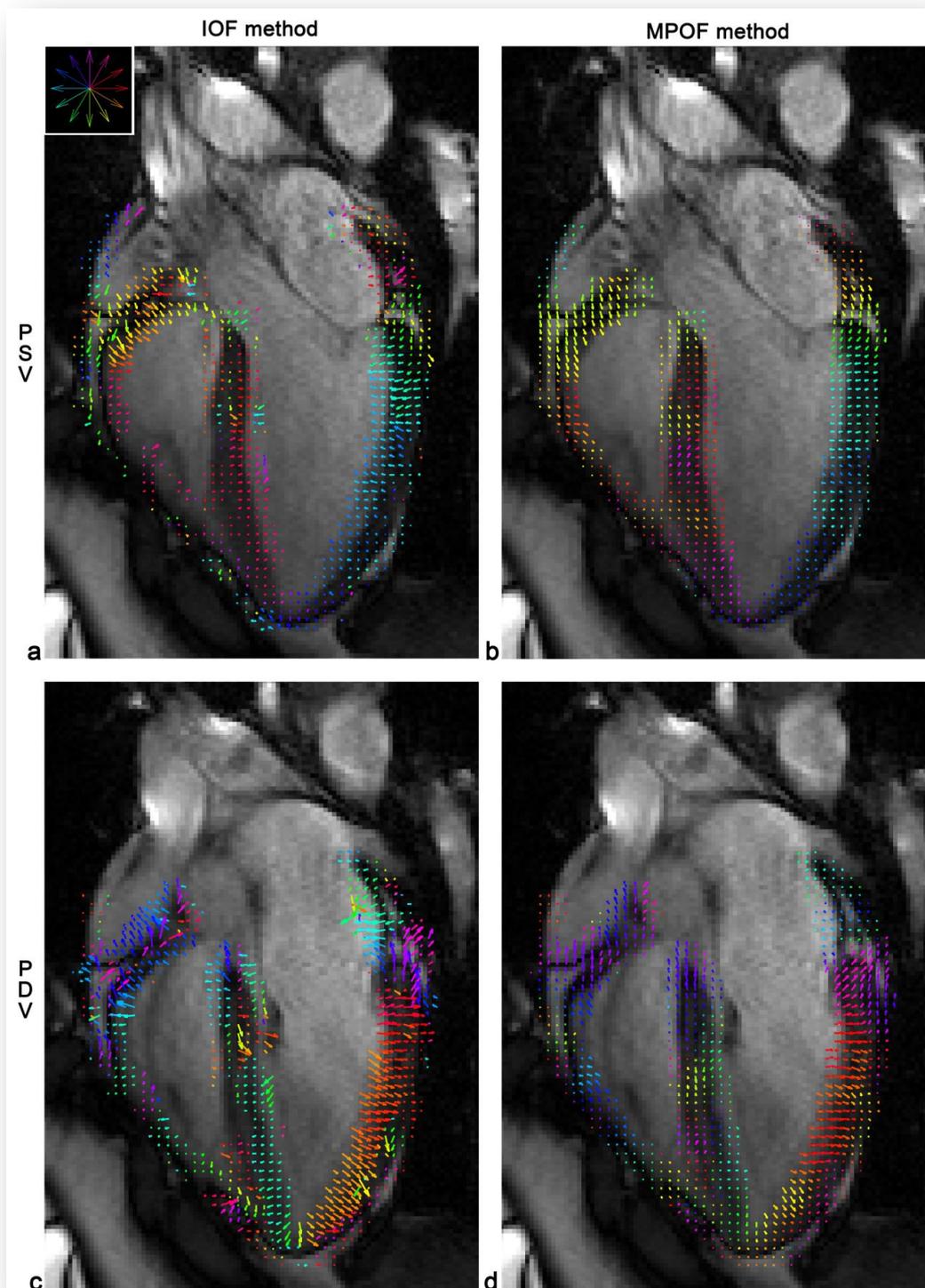
Ce tableau présente l'amplitude des vitesses estimées en cm/s pour le premier sujet sain en PSV (Peak Systolic Velocity) et PDV (Peak Diastolic Velocity) :

- en orientation petit axe en coupe basal pour quatre segments myocardiques (antérieur, latéral, postérieur, septal).
- en orientation grand axe au niveau basal et médian pour deux segments (latéral, septal).

Deux méthodes de flux optique ont été étudiées: la méthode IOF (Intensity-based Optical Flow) et la méthode MPOF (Modified Phase-based Optical Flow).

### III.10.2.ii. Orientation en grand axe horizontal

Les résultats du flux optique en IRM d'un cœur normal en orientation grand axe sont présentés à la Figure III.28. Concernant cette séquence, la contrainte du flux optique est suffisamment respectée et de cette façon les résultats du flux optique pour les deux méthodes sont relativement proches.



**Figure III.28 : Application du flux optique en IRM sur une coupe GAH**  
 Flux optique estimé en IRM à l'aide des méthodes IOF et MPOF, en pics de vitesse systolique (PSV) et diastolique (PDV) d'un cœur normal. L'orientation de la coupe est grand axe horizontal (GAH).

### *III.10.2.iii. Orientation en petit axe*

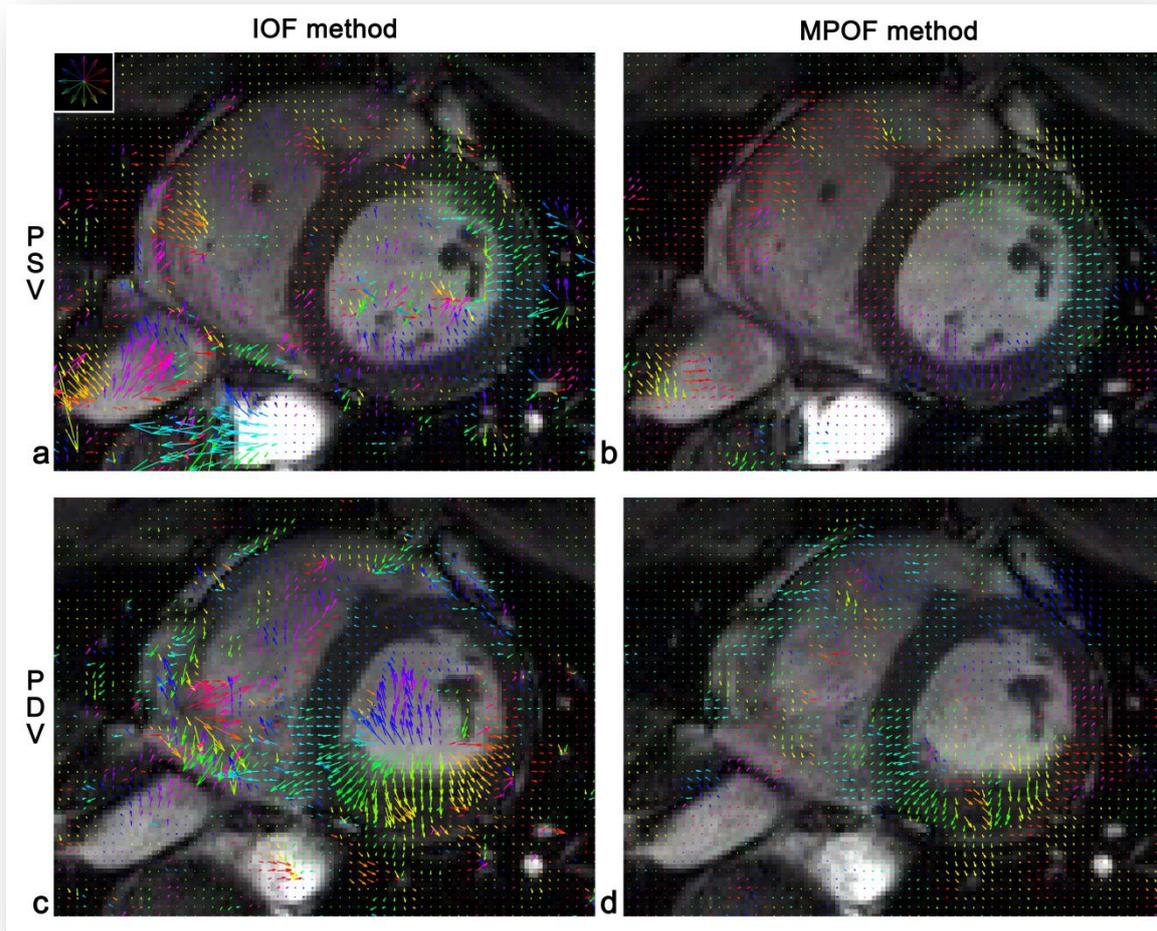
---

Les résultats du flux optique en IRM d'un cœur normal en coupe petit axe sont présentés à la Figure III.29. Les vitesses estimées en petit axe du segment postérieur du VG en PSV est de 6,1 cm/s avec la méthode référence (IOF) et de 5,4 cm/s avec la méthode MPOF (Tableau III.2). Les vitesses correspondantes pour la même position en PDV est respectivement de 15,2 cm/s avec la méthode IOF et de 9,7 cm/s avec la méthode MPOF.

Sur cette coupe, le mouvement à travers le plan du cœur au niveau strictement basal peut provoquer des variations d'intensité dans l'image et des effets de volume partiels. Ceci dégrade les résultats de la méthode IOF en surestimant le champ de mouvement. Les parois latérales et postérieures en PDV donnent respectivement des vitesses de 8,3 cm/s et 15,2 cm/s. Ce phénomène a déjà été observé pendant la phase de test de la méthode IOF sur les images synthétiques confrontées à des variations d'intensité. Ceci est dû au non respect de la contrainte du flux optique qui implique une cohérence d'intensité des pixels.

Les cavités gauche et droite sont sujettes à des perturbations du flux sanguin. Ces perturbations provoquent une détection de mouvements inconsistants lorsque l'on utilise la méthode IOF. Ce phénomène est particulièrement visible en orientation petit axe (Figure III.29c-d). Cependant, cela n'affecte pas l'analyse de mouvement au niveau de la paroi du cœur : le champ de mouvement estimé au niveau de l'endocarde est homogène et concorde avec le mouvement de relaxation du myocarde.

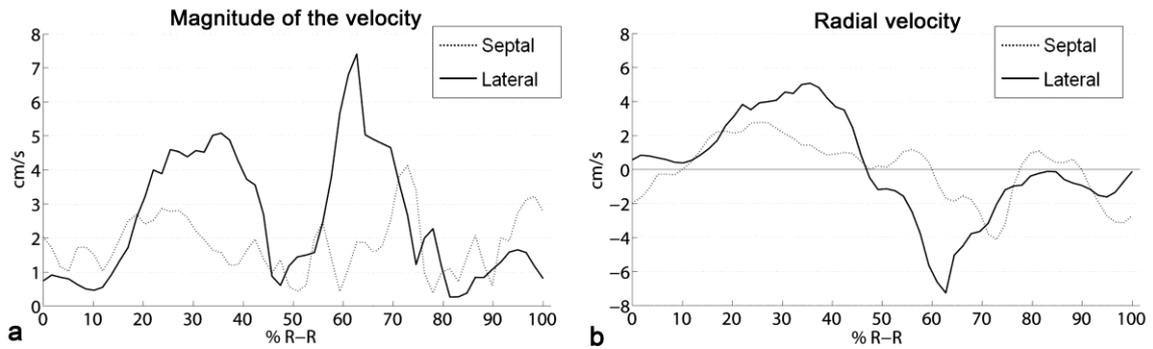
De plus, les petits vaisseaux proches du segment inferolateral du cœur (Figure III.29) présentent des singularités de mouvement. Elles sont provoquées par l'afflux de sang à travers ces vaisseaux qui altèrent la qualité du champ de mouvement estimé lorsque la méthode IOF est employée (Figure III.29a). Avec la méthode MPOF, les singularités sont supprimées par la contrainte de mesure de confiance.



**Figure III.29 : Application du flux optique en IRM sur une coupe PA**  
Flux optique estimé en IRM à l'aide des méthodes IOF et MPOF, en pics de vitesse systolique (PSV) et diastolique (PDV) d'un cœur normal. L'orientation de la coupe est petit axe (PA).

#### *III.10.2.iv. Courbes d'évolution des vitesses au cours du temps*

Les vitesses de déplacement de la paroi du cœur au cours du temps ont été évaluées pour différents segments et représentées sous forme de courbes. Ces courbes modélisent la vitesse exprimée en centimètres par seconde de l'amplitude de la vitesse (Figure III.30a) et de la vitesse radiale (Figure III.30b). L'allure des courbes est cohérente avec le mouvement du cœur, à savoir deux phases sont visibles, la phase de contraction (systole) et de relaxation (diastole). Chacune de ces phases présente un pic de vitesse.



**Figure III.30 : Courbes d'évolution de la vitesse du myocarde en IRM**  
 Courbes d'évolution de la vitesse du myocarde en IRM exprimée en centimètres par secondes a) pour l'amplitude de la vitesse et b) pour la composante radiale de la vitesse.

### III.11. DISCUSSION

Dans ce chapitre nous avons présenté une nouvelle approche pour extraire les mouvements locaux du myocarde directement à partir de séquences en ciné-IRM par flux optique. Bien que l'étude de la fonction globale du myocarde soit généralement obtenue en ciné-IRM cardiaque [EPS07]<sup>1</sup>, l'étude de la fonction contractile pour détecter les mouvements anormaux en IRM nécessite des post-traitements et par conséquent, n'est pas utilisée en pratique clinique. Les techniques disponibles pour évaluer les mouvements locaux incluent l'IRM par marquage tissulaire (*tagging*) [AXE89, OSM99, ZER88]<sup>2</sup>, les séquences par codage du mouvement (DENSE : *displacement encoding sequence*) [ALE99]<sup>3</sup> et les séquences d'IRM par contraste de phase pour coder la vitesse (PC MRI : *phase contrast MRI*) [MAR02]<sup>4</sup>. Parmi toutes ces techniques, l'IRM par marquage tissulaire est généralement la plus utilisée [EPS07]<sup>1</sup>. Cette technique donne des informations sur les mouvements du cœur en suivant la distorsion des lignes de tag au cours du cycle cardiaque. La détection et le suivi des lignes de tag à travers les images n'est pas aisée [FIN06]<sup>5</sup> et nécessite l'utilisation de programme dédiés [AXE92, GUT94]<sup>6</sup>. Ce type d'analyse permet d'étudier la déformation des lignes de tag en mesurant les tensions et les torsions [GOT06]<sup>7</sup>. Une des applications possibles des séquences d'IRM par marquage tissulaire est l'évaluation de la désynchronisation mécanique au niveau circonférentiel

<sup>1</sup> Epstein, J Nucl Cardiol, 2007

<sup>2</sup> Axel, et al., Radiology, 1989; Osman, et al., Magn Reson Med, 1999; Zerhouni, et al., Radiology, 1988

<sup>3</sup> Aletras, et al., J Magn Reson, 1999

<sup>4</sup> Markl, et al., J Magn Reson Imaging, 2002

<sup>5</sup> Finn, et al., Radiology, 2006

<sup>6</sup> Axel, et al., Radiology, 1992; Guttman, et al., IEEE Trans Med Imaging, 1994

<sup>7</sup> Gotte, et al., J Am Coll Cardiol, 2006

pour prédire l'amélioration de l'état clinique du patient après la pose d'un stimulateur cardiaque [BIL08]<sup>1</sup>. Cependant, même si les mouvements locaux sont bien évalués en IRM avec marquage tissulaire du myocarde, il faut remarquer que la qualité des résultats dépend de la persistance des lignes de tag, de leur espacement et de leur épaisseur. De plus, l'IRM par marquage tissulaire ne peut pas entièrement remplacer les séquences de ciné-IRM pour l'estimation de la fraction d'éjection et de l'épaississement myocardique et constitue ainsi une acquisition supplémentaire.

L'étude des mouvements de la paroi cardiaque en terme de désynchronisation mécanique du VG est aussi possible en échocardiographie [KAP08]<sup>2</sup> par différentes modalités d'imagerie : le TM, le doppler tissulaire (TDI : *tissue Doppler imaging*), le *speckle tracking*, et l'échographie en 2D et 3D. Par exemple l'échocardiographie 2D permet de quantifier l'asynchronisme en évaluant le SPWMD, défini comme le délai de contraction entre le pic de vitesse en systole de la paroi septale et latérale au niveau basal.

Les avantages du flux optique sont de deux types. Le premier est qu'aucune acquisition supplémentaire n'est nécessaire. Le fait de limiter la durée de l'examen améliore le confort du patient ainsi que la qualité des images en réduisant le nombre d'apnées. Le deuxième avantage est que l'information de mouvement naturellement présente dans une séquence de ciné-IRM classique est exploitée, permettant ainsi de profiter de l'excellente résolution spatio-temporelle des séquences SSFP. En ce qui concerne la qualité de la méthode MPOF proposée, les vitesses estimées en pic de systole sur la paroi postérieure d'un cœur normal (5,4 cm/s) concorde avec les valeurs obtenues en échocardiographie [BUS09, ISA89, MIY95]<sup>3</sup>. Plus particulièrement, en Doppler tissulaire couleur, Miyatake et al. [MIY95] ont obtenu des vitesses de  $5,1 \pm 1,0$  cm/s sur la paroi postérieure du VG, étude menée sur 7 sujets qui ne présentaient pas de maladie cardiaque. De plus, sur une étude précédente en IRM par codage de la vitesse (*velocity mapping*) menée sur 31 sujets sains [KAR94]<sup>4</sup>, au niveau de la paroi postérieure du VG en début de systole, la vitesse était de  $9,0 \pm 3,0$  cm/s. La vitesse correspondante avec la méthode MPOF pour un cœur normal était de 9,7 cm/s. Enfin, la séquence d'images synthétiques montre que la méthode MPOF est relativement plus robuste en cas de variations d'illumination et de bruit que l'approche IOF.

---

<sup>1</sup> Bilchick, et al., J Am Coll Cardiol, 2008

<sup>2</sup> Kapetanakis, et al., Echocardiography, 2008

<sup>3</sup> Bussadori, et al., Cardiovasc Ultrasound, 2009; Isaaz, et al., Am J Cardiol, 1989; Miyatake, et al., J Am Coll Cardiol, 1995

<sup>4</sup> Karwatowski, et al., J Magn Reson Imaging, 1994

Les techniques de flux optique nécessitent de prendre en compte à la fois les propriétés des images de résonance magnétique et les critères nécessaires aux approches par flux optique. L'estimation du flux optique implique un échantillonnage temporel suffisant afin d'assurer des mouvements faibles des structures entre deux images successives. Ceci est partiellement obtenu en réglant les paramètres d'acquisition de l'IRM tels que la résolution temporelle et la taille des pixels mais n'est pas toujours suffisant. L'algorithme MPOF est paramétré de façon à détecter précisément les mouvements de 0 à 1,25 pixels par image (la vitesse doit être inférieure à la demi-période de la plus grande fréquence spatiale [WU90]<sup>1</sup>). Cependant les déplacements de la paroi du cœur peuvent dépasser ce seuil. En fonction des réglages à l'acquisition (résolution temporelle et taille des pixels) et du comportement du cœur, l'utilisation d'une décomposition pyramidale des images par filtrage gaussien passe-bas [CHE92]<sup>2</sup> peut être nécessaire pour étendre le domaine des vitesses autorisées. Dans notre cas, une pyramide à 3 niveaux a été utilisée : les niveaux 0, 1, 2 couvrent respectivement les gammes de vitesses [0 1,25], [1,25 2,5] et [2,5 5] pixels par images. Ceci permet d'assurer l'évaluation aussi bien des vitesses de faibles et de grandes amplitudes du myocarde. De plus, le délai temporel de 7 images induit par la méthode MPOF est résolu en utilisant une synchronisation rétrospective à l'ECG permettant de couvrir la totalité du cycle cardiaque. Le choix de l'orientation du plan d'acquisition est supposé libre puisque les techniques de flux optique ne nécessitent pas d'information a priori sur le contenu des images. Enfin, les séquences SSFP à 3 teslas sont sujettes aux artefacts (*off-resonance* et *banding artefacts*) qui ne peuvent pas être complètement supprimés mais peuvent être déplacés en dehors de la région d'intérêt en IRM cardiaque [SCH04]<sup>3</sup>. Cela évite la détection de mouvements incorrects sur le myocarde. Bien que la méthode MPOF semble donner des résultats intéressants lorsqu'elle est appliquée en ciné-IRM cardiaque, des limitations apparaissent. Comme travailler sur l'information de phase du signal est plus stable (comparé au signal d'intensité), la méthode MPOF donne de meilleurs résultats en estimation de mouvement.

Cependant, les temps de calculs (environ une heure sur un micro-ordinateur classique), la difficulté à respecter la contrainte du flux optique dans le cas d'images de faible qualité et la difficulté pour valider cette technique en l'absence de méthode de référence pour l'IRM sont des limitations.

---

<sup>1</sup> Wu, et al., Signal Processing: Image Communication, 1990

<sup>2</sup> Chéhikian, Traitement du Signal, 1992

<sup>3</sup> Schar, et al., Magn Reson Med, 2004

### III.12. CONCLUSION

---

Le flux optique comme nouvelle approche pour extraire les mouvements locaux du myocarde à partir de séquences de ciné-IRM cardiaque de type SSFP donne des résultats prometteurs. La méthode développée, basée l'estimation des gradients de phase de l'image, semble particulièrement adaptée aux images de résonance magnétique. Cette méthode a montré sa robustesse en présence de bruit ricien (bruit naturellement présent dans les images d'IRM) et en présence de variations d'intensités des pixels au cours du temps, généralement provoquées par les mouvements du cœur à travers le plan en coupe petit axe (entrée dans le plan de coupe de protons non saturés).

L'exploitation de l'information de mouvement présente dans ces séquences utilisées en pratique clinique permettrait de s'abstenir d'effectuer des séquences additionnelles dédiées à l'étude du mouvement telles que des séquences par marquage tissulaire [AXE89, OSM99, ZER88]<sup>1</sup>, les séquences DENSE [ALE99]<sup>2</sup> et les séquences d'IRM par contraste de phase [MAR02]<sup>3</sup>. Le fait de limiter la durée de l'examen améliore le confort du patient ainsi que la qualité des images en réduisant le nombre d'apnées.

De plus, L'estimation de mouvement par des méthodes de flux optique paraît être une alternative à l'échocardiographie [KAP08]<sup>4</sup> lorsque l'échogénicité du patient n'est pas satisfaisante. Les séquences de ciné-IRM de type SSFP permettent d'étudier des coupes en petit axe, en grand axe horizontal et en grand axe vertical donnant ainsi un accès aux 17 segments myocardiques. La liberté d'orientation du plan de coupe en IRM est un avantage comparé à l'échocardiographie qui est généralement pratiquée en coupe parasternale petit axe au niveau des muscles papillaires.

Conjointement avec la ciné-IRM cardiaque, les techniques de flux optique peuvent aider dans la détection des anomalies de mouvements de la paroi et dans la mesure de leur vitesse de déplacement pour chaque pixel étudié. À partir l'information de mouvement local, des paramètres de mouvement par région peuvent être établis, donnant des vitesses par segment myocardique au cours du cycle cardiaque.

Une application de cette approche pour la quantification de la désynchronisation mécanique du VG sera développée dans le chapitre suivant.

---

<sup>1</sup> Axel, et al., Radiology, 1989; Osman, et al., Magn Reson Med, 1999; Zerhouni, et al., Radiology, 1988

<sup>2</sup> Aletras, et al., J Magn Reson, 1999

<sup>3</sup> Markl, et al., J Magn Reson Imaging, 2002

<sup>4</sup> Kapetanakis, et al., Echocardiography, 2008

# CHAPITRE 4 :

## QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION CARDIAQUE EN IRM

---

**L**a quantification de la désynchronisation mécanique du cœur est une thématique très étudiée en échocardiographie pour améliorer la sélection des patients qui recevront un stimulateur cardiaque. Bon nombre de questions restent encore en suspens quant aux paramètres les plus pertinents pour prédire la qualité de la resynchronisation cardiaque. Actuellement les critères pour sélectionner ces patients reposent essentiellement sur l'étude de l'ECG, sur l'état général du patient et sur le volume de sang éjecté au cours du cycle cardiaque.

Dans ce chapitre nous nous intéresserons à une nouvelle approche pour quantifier cette désynchronisation mécanique directement à partir de séquences de ciné-IRM classiques.

---

## IV.1. TECHNIQUES EXISTANTES : ÉCHOCARDIOGRAPHIE

### IV.1.1. L'échocardiographie pour mesurer l'asynchronisme intraventriculaire gauche

Comme décrit dans le chapitre 1 dans la partie *Place de l'échocardiographie*, l'asynchronisme mécanique intraventriculaire gauche est généralement diagnostiqué lors d'un examen d'échocardiographie, généralement une échocardiographie transthoracique (ETT). Cet examen permet de mesurer le délai de contraction entre les différents segments myocardiques. Plusieurs paramètres peuvent être mesurés en fonction de l'examen échocardiographique pratiqué, par exemple l'échocardiographie en mode temps mouvement (TM), en trois dimensions (3D) et en *speckle tracking* (cf. les paramètres détaillés à l'Annexe 2). L'asynchronisme électrique est quant à lui étudié à partir de l'ECG du patient. La durée du QRS en est un bon indicateur (QRS large ou fin).

### IV.1.2. Les limites de l'échocardiographie

L'échographie présente cependant certaines limites, à savoir :

- l'échogénicité imparfaite du patient (qualité de l'imagerie obtenue très variable d'un patient à l'autre)
- la résolution spatiale de l'image qui dépend de la fréquence ultrasonore d'exploration [LEG08]<sup>1</sup>. Si la fréquence est augmentée, le signal obtenu est plus précis (et donc une image plus fine, moins pixellisée) mais en contrepartie l'ultrason est alors rapidement amorti dans les tissus examinés et ne permet plus d'examiner les structures profondes. La résolution spatiale dépend aussi de l'axe de la sonde ultrasonore par rapport à la structure à étudier (la résolution est meilleure si la structure est perpendiculaire à la sonde).
- la variabilité inter-opérateurs : la qualité des images et de leur interprétation dépend de l'expérience de l'opérateur.

---

<sup>1</sup> Legmann, et al., in book. *Échographie (4ème édition)*. 2008.

## IV.2. VERS UNE QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION À PARTIR D'IRM

---

Cette étude consiste à estimer les mouvements du myocarde directement à partir d'une séquence de ciné-IRM conventionnelle de type SSFP (steady-state free precession). De cette façon, l'information de mouvement naturellement présente dans la séquence d'images est utilisée. Les séquences ciné-IRM de type SSFP fournissent des informations morphologiques précises couplées avec une résolution temporelle adéquate et un excellent contraste entre les différentes structures. Généralement, l'évaluation des mouvements du myocarde à partir de séquences ciné-IRM nécessite une évaluation visuelle. Cette évaluation est effectuée par région et dépend de l'expérience du lecteur. Nous proposons donc de détecter automatiquement et précisément les anomalies de déplacement de la paroi myocardique grâce à des programmes de détection de mouvement.

## IV.3. MÉTHODE

---

L'étude des mouvements en ciné-IRM consiste à utiliser un algorithme de flux optique basé sur la phase du signal comme décrit au chapitre 3 dans la partie *Méthodes basées sur la phase*. Le champ de mouvement ainsi estimé dans les images est ensuite analysé.

Cette étude s'inscrit dans un protocole de quantification de la désynchronisation cardiaque à partir d'IRM réalisé avec le service de Cardiologie du CHU de Dijon. Les résultats obtenus en IRM sont comparés avec ceux obtenus en échocardiographie.

### IV.3.1. Population étudiée

---

Le protocole prévoit l'étude d'une population de 30 patients répartis en 3 groupes :

- un groupe de sujets dont le cœur est considéré comme normal suite à l'examen IRM. Ils serviront de référentiel en IRM pour vérifier que l'étude de la désynchronisation en IRM ne donne pas de faux positifs (sujets considérés à tort comme désynchronisés).
- un groupe de patients non-ischémiques présentant un QRS fin
- un groupe de patients non-ischémiques présentant un QRS large

### IV.3.2. Protocole d'acquisition en IRM

Les détails concernant ce protocole d'acquisition des images pour la partie IRM se trouvent à l'annexe 7. Dans cette partie, les paramètres d'acquisition de la séquence de ciné-IRM de type SSFP sont détaillés. C'est à partir de cette séquence que l'étude des mouvements du VG sera effectuée.

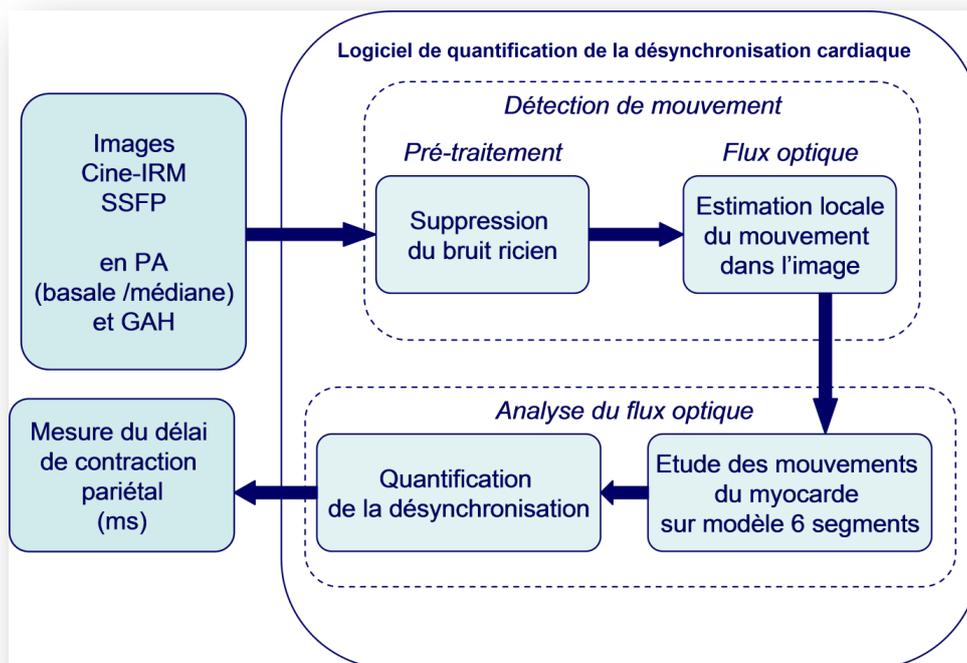
### IV.3.3. Protocole d'acquisition en échographie

Le protocole d'acquisition en échographie, pour l'étude de l'asynchronisme intraventriculaire gauche, consiste tout d'abord à étudier le délai de contraction entre les parois septale et postérieure en coupe parasternale petit-axe au niveau des muscles papillaires. La modalité d'imagerie utilisée est le mode temps mouvement (TM) comme détaillé dans le chapitre 1 dans la partie *Place de l'échocardiographie*. Le paramètre mesuré s'appelle le SPWMD.

De plus, l'échographie en *speckle tracking* ainsi qu'en 3D permettent d'obtenir des informations supplémentaires sur les délais de contraction. Ces informations sont respectivement mesurées entre les parois septale et latérale du VG pour l'échographie en *speckle tracking* et sur un modèle à 17 segments du VG pour l'échographie en 3D.

### IV.3.4. Traitements des données IRM

Les images de la séquence ciné-IRM de type SSFP sont traitées par une application développée sous Matlab (Figure IV.1). Cette application comprend plusieurs modules dont le premier permet de supprimer le bruit ricien (cf. chapitre 2 dans la partie Le bruit en IRM). Le second module estime localement les mouvements dans les images par une méthode de flux optique. Le champ de vecteurs mouvements ainsi obtenu est ensuite utilisé pour le suivi de points d'intérêt au cours du temps (troisième module). L'analyse de ces données permet d'extraire des paramètres de mesure de la désynchronisation pariétale (quatrième module).



**Figure IV.1 : Schéma de l'application développée**

Schéma de l'application développée sous Matlab comprenant des modules de détection et d'analyse des mouvements dans la séquence d'IRM pour la mesure de la désynchronisation pariétale.

#### *IV.3.4.i. Prétraitement des données IRM*

La première étape consiste à traiter le bruit ricien présent dans les examens d'IRM (cf. chapitre 2 dans la partie Le bruit en IRM). Cette étape permet d'améliorer la qualité des images tout en préservant le contraste.

#### *IV.3.4.ii. Estimation du flux optique*

L'étape suivante consiste à estimer le mouvement pour chaque point de la séquence d'images à l'aide d'une méthode de flux optique basée sur la phase, méthode basée sur celle de Fleet and Jepson appelée MPOF (chapitre 3 dans la partie *Méthodes basées sur la phase*). On obtient ainsi une estimation locale du mouvement.

#### *IV.3.4.iii. Quantification de la désynchronisation cardiaque*

---

Plusieurs étapes sont nécessaires afin d'obtenir des mesures précises de la désynchronisation mécanique du VG. Toutes ces étapes sont gérées de manière semi-automatique par le logiciel de quantification de la désynchronisation cardiaque.

L'application développée quantifie automatiquement la désynchronisation du VG à partir d'un flux optique précédemment calculé sur les images. Le programme permet de suivre plusieurs points de l'image au cours du temps, afficher des courbes représentant leur évolution (vitesse, déplacement,..) et déterminer la désynchronisation entre deux points placés sur le myocarde à partir de ces courbes d'évolution. Les résultats ont été soumis à une validation par des experts.

##### *a) Suivi de points d'intérêt sur un modèle à 6 segments*

L'étape suivante consiste à suivre six points d'intérêt répartis sur le myocarde près de l'endocarde afin d'obtenir un tracé du déplacement de la paroi au cours du temps. Les points à suivre sont déterminés par l'utilisateur sur la première images de la séquence via l'interface graphique de l'application développée : les six points correspondent aux six segments du myocarde décrits au chapitre 1. Le suivi de points est calculé à partir du flux optique. Le flux optique obtenu à partir de la séquence d'images est d'une précision inférieure au pixel. Pendant toute la durée du suivi, les coordonnées des pixels de l'image seront entières et celles des points à suivre seront à valeurs décimales. La position exacte des 6 points de départ choisis par l'opérateur est considérée comme étant le centre du pixel choisi.

Cinq techniques ont été développées : les méthodes de suivi simple, semi-pondéré, pondéré, bilinéaire et bicubique. Celles-ci seront détaillées dans le paragraphe suivant intitulé *Méthodes de suivi de point d'intérêts*.

##### *b) Courbes d'évolution du mouvement*

L'étape d'analyse des données sur chaque image consiste pour chaque région myocardique à calculer par exemple la vitesse instantanée ou le déplacement effectué entre deux images successives. L'analyse de ces résultats sur l'ensemble du cycle cardiaque donne des courbes d'évolution de la vitesse et du déplacement de chaque zone en fonction du temps.

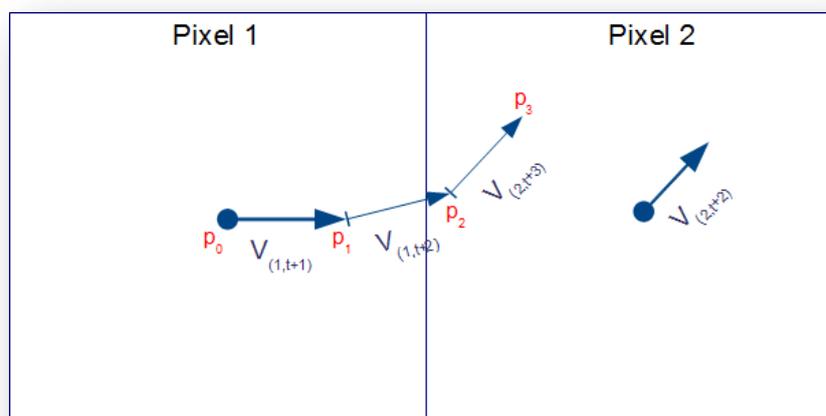
### c) Étude de désynchronisation

Enfin la désynchronisation cardiaque est estimée en étudiant les courbes obtenues de deux segments myocardiques diamétralement opposés. Les segments plus particulièrement étudiés se situent au niveau du segment basal septal et du segment basal latéral. Les paramètres de désynchronisation mesurés sont adaptés au type de courbe. Les résultats seront convertis en centimètres par seconde en précisant la résolution temporelle de la séquence d'images.

## IV.3.5. Méthodes de suivi de points d'intérêt

### IV.3.5.i. Le suivi simple

La méthode de suivi simple de points d'intérêt consiste à appliquer le vecteur mouvement associé au pixel de la position courante du point au cours du temps (Figure IV.2). Ce type de suivi de point, bien que trivial à implémenter, ne convient pas car c'est une interprétation locale du mouvement qui ne tient pas compte du mouvement des points voisins. Par exemple, sur le schéma ci-dessous, le point à la position  $p_2$  se voit appliquer le mouvement associé au pixel 2 alors qu'il est très proche de l'interface entre le pixel 1 et 2. De manière intuitive on peut supposer qu'une pondération de la vitesse des pixels 1 et 2 serait plus appropriée pour déterminer la vitesse au point  $p_2$ .



**Figure IV.2 : Schéma de la méthode de suivi de point "simple"**

Le point à suivre se situe initialement à la position  $p_0$ . Au temps  $t+1$ , le point subit un déplacement  $V_{(1,t+1)}$  correspondant au vecteur  $V$  du pixel 1 de l'image au temps  $t+1$ . Ce point se situe toujours dans le pixel 1 à la position  $p_1$  car son déplacement est inférieur à la demi-taille du pixel. Au temps  $t+2$ , on applique le vecteur déplacement du point 1 au temps  $t+2$ , noté  $V_{(1,t+2)}$ . Le point arrive à la position  $p_2$  dans le pixel 2. Au temps  $t+3$ , le point se situe à la position  $p_3$  suite au vecteur déplacement  $V_{(2,t+3)}$  appliqué.

### IV.3.5.ii. *Le suivi semi-pondéré*

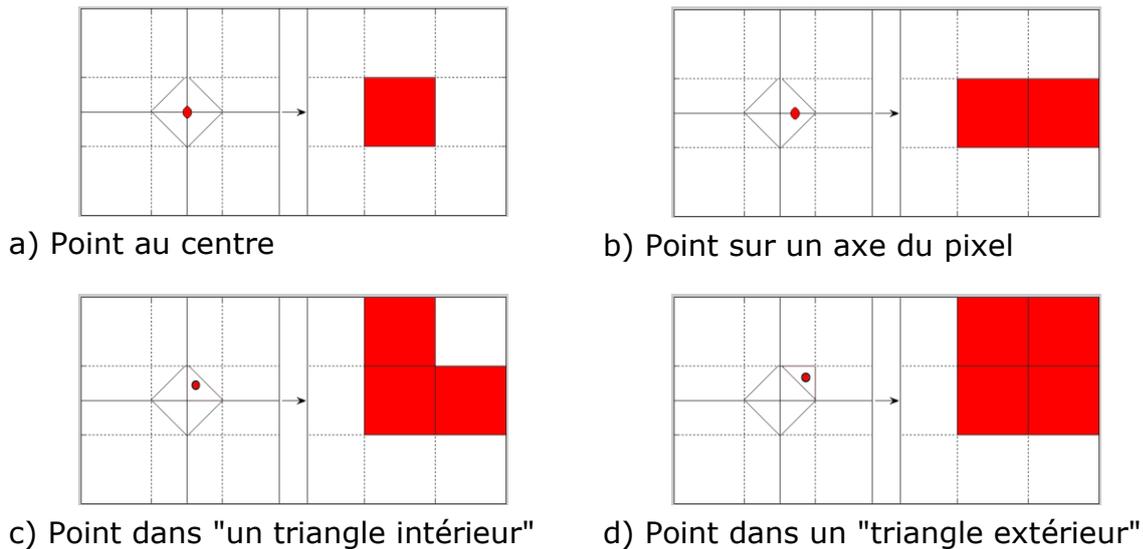
La méthode du suivi semi-pondéré est un peu plus élaborée que la méthode simple décrite précédemment. Le principe est de choisir parmi les pixels voisins ceux qui sont orientés dans la direction du mouvement. Pour cela, on récupère les vecteurs de déplacement des pixels dans un voisinage en 8-connexités de notre pixel que l'on sélectionne comme suit :

- Si le point est parfaitement au centre du pixel, on ne prend que celui-ci en référence (Figure IV.30a).

- S'il se trouve centré dans le pixel par rapport à l'un de ces axes, alors on choisit le pixel central et son voisin direct (Figure IV.3b).

- Lorsque le point se trouve dans un triangle intérieur (formé par le centre du pixel et deux points représentant les milieux des arêtes de celui-ci) on prend comme vecteur de référence la moyenne des vecteurs du pixel du centre et des deux côtés adjacents (Figure IV.3 c).

- Enfin si le point se trouve dans un triangle extérieur (formé par un coin et deux points représentant les milieux des arêtes adjacentes à celui-ci), on prend comme référent la moyenne des quatre pixels utilisant le sommet du triangle (Figure IV.3d).

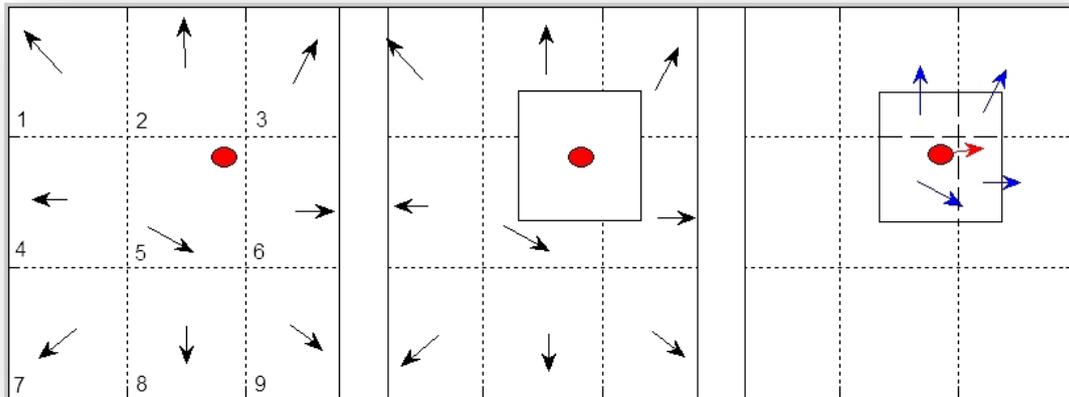


**Figure IV.3 : Schéma de la méthode de suivi de point semi-pondéré**

La méthode consiste à déterminer quel(s) pixel(s) voisin(s) (carrés rouges) du point à la position courante (cercle rouge) seront utilisés pour la pondération de la vitesse.

### IV.3.5.iii. Le suivi pondéré

Le suivi pondéré reprend le principe du suivi simple, mais au lieu de prendre directement le vecteur déplacement du pixel où se trouve le point, on va chercher à reconstruire un pixel fictif centré sur le point calculé en utilisant les pixels voisins (Figure IV.4). Pour cela nous allons faire une moyenne des vecteurs des pixels se trouvant sous le pixel fictif, pondéré par l'aire qu'ils occupent sous celui-ci.



**Figure IV.4 : Schéma de la méthode de suivi de point pondéré**

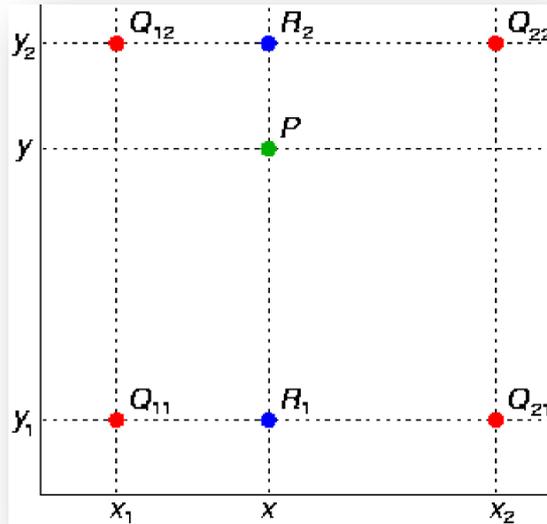
Le suivi consiste à créer un pixel fictif autour du point d'intérêt représenté en rouge. Le vecteur déplacement de ce pixel fictif sera une moyenne des vecteurs des pixels 2, 3, 5 et 6 pondérés en fonction de l'aire qu'ils occupent sous celui-ci respectivement  $2/9$ ,  $1/9$ ,  $4/9$  et  $2/9$ .

### IV.3.5.iv. Le suivi par interpolation bilinéaire

Plus rapide en termes de temps de calcul que le suivi de point pondéré ci-dessus, l'interpolation bilinéaire [NET95]<sup>1</sup> est une extension de l'interpolation linéaire pour les fonctions d'interpolation de deux variables sur une grille régulière à deux dimensions. L'idée principale est de réaliser une interpolation linéaire selon l'axe x, puis de nouveau selon l'axe y (Figure IV.5). A noter que contrairement à ce que le nom de la méthode suggère, l'interpolation bilinéaire n'est pas linéaire, c'est le produit de deux fonctions linéaires.

Pour réaliser cette interpolation, il faut trouver le voisinage en 4 connexités du point à la position courante de façon à travailler sur un patch. Une fois cette étape réalisée, il faut basculer dans le système de coordonnées unitaire suivant (0,0) (0,1) (1,0) et (1,1).

<sup>1</sup> Netravali, et al., in book. *Digital Pictures: Representation, Compression, and Standards*. 1995:ed. Plenum.



**Figure IV.5 : Schéma de l'interpolation bilinéaire.**

Le point à interpoler est le point P de coordonnées  $(x, y)$  (en vert). Les points  $Q_{11}$   $Q_{12}$   $Q_{21}$   $Q_{22}$  (en rouge) sont les voisins en 4 connexités du point P. Les points  $R_1$  et  $R_2$  sont des points intermédiaires qui vont permettre l'interpolation du point P.

L'interpolation bilinéaire comporte deux étapes. La première réalise une interpolation linéaire dans la direction x pour les projetés orthogonaux  $R_1$  et  $R_2$  du point P sur les droites  $[Q_{11} Q_{21}]$  et  $[Q_{12} Q_{22}]$  :

$$V(R_1) \approx \frac{x_2 - x}{x_2 - x_1} V(Q_{11}) + \frac{x - x_1}{x_2 - x_1} V(Q_{21}) \quad (4.1)$$

$$V(R_2) \approx \frac{x_2 - x}{x_2 - x_1} V(Q_{12}) + \frac{x - x_1}{x_2 - x_1} V(Q_{22}) \quad (4.2)$$

La seconde étape est une interpolation dans la direction y du point P par rapport aux points  $R_1$  et  $R_2$  :

$$V(P) \approx \frac{y_2 - y}{y_2 - y_1} V(R_1) + \frac{y - y_1}{y_2 - y_1} V(R_2) \quad (4.3)$$

Ce système de trois équations peut être résolu sous forme matricielle et est noté :

$$V_x(P) = [(1 - x) \ x] \begin{bmatrix} V_x(Q_{11}) & V_x(Q_{12}) \\ V_x(Q_{21}) & V_x(Q_{22}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 - y \\ y \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

$$V_y(P) = [(1-x) \ x] \begin{bmatrix} V_y(Q_{11}) & V_y(Q_{12}) \\ V_y(Q_{21}) & V_y(Q_{22}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1-y \\ y \end{bmatrix}$$

Remarque :  $x_2 = y_2 = 1$ , d'où la simplification de la solution matricielle par rapport au système d'équations précédent.

#### IV.3.5.v. *Le suivi par interpolation bicubique*

---

L'interpolation bicubique [NET95]<sup>1</sup> est une extension de l'interpolation cubique pour les fonctions d'interpolation de deux variables sur une grille régulière à deux dimensions. En comparaison, la surface interpolée par cette méthode est plus lisse que celle obtenue par la méthode d'interpolation bilinéaire ou la méthode du plus proche voisin (méthode non détaillée dans ce chapitre).

Le principe de l'interpolation bicubique consiste à travailler sur un patch de 4 x 4 pixels autour du point P(x, y) (Figure IV.6). Chacun des points du patch se voit attribué un certain poids  $a_{ij}$ . Le problème d'interpolation consiste donc à déterminer ces 16 coefficients  $a_{ij}$  et est noté :

$$V(P) = \sum_{i=0}^3 \sum_{j=0}^3 a_{ij} x^i y^j \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} V(P) = & a_{00} + a_{01} * y + a_{02} * y^2 + a_{03} * y^3 + a_{10} * x + a_{11} * x * y \\ & + a_{12} * x * y^2 + a_{13} * x * y^3 + a_{20} * x^2 + a_{21} * x^2 * y \\ & + a_{22} * x^2 * y^2 + a_{23} * x^2 * y^3 + a_{33} * x^3 + a_{31} * x^3 * y \\ & + a_{32} * x^3 * y^2 + a_{33} * x^3 * y^3 \end{aligned}$$

Avec après résolution du problème :

$$a_{00} = V_{Q(1,1)}$$

$$a_{01} = -0,5 * V_{Q(1,0)} + 0,5 * V_{Q(1,2)}$$

$$a_{02} = V_{Q(1,0)} - 2,5 * V_{Q(1,1)} + 2 * V_{Q(1,2)} - 0,5 * V_{Q(1,3)}$$

$$a_{03} = -0,5 * V_{Q(1,0)} + 1,5 * V_{Q(1,1)} - 1,5 * V_{Q(1,2)} + 0,5 * V_{Q(1,3)}$$

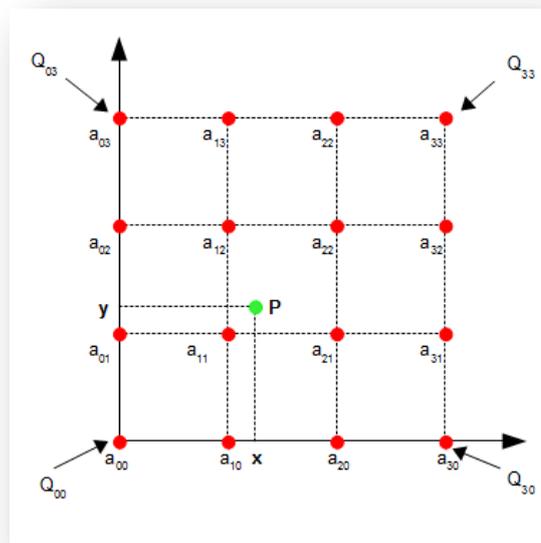
$$a_{10} = -0,5 * V_{Q(0,1)} + 0,5 * V_{Q(2,1)}$$

$$a_{11} = 0,25 * V_{Q(0,0)} - 0,25 * V_{Q(0,2)} - 0,25 * V_{Q(2,0)} + 0,25 * V_{Q(2,2)}$$

$$a_{12} = -0,5 * V_{Q(0,0)} + 1,25 * V_{Q(0,1)} - V_{Q(0,2)} + 0,25 * V_{Q(0,3)} + 0,5 * V_{Q(2,0)} - 1,25 * V_{Q(2,1)} + V_{Q(2,2)} - 0,25 * V_{Q(2,3)}$$

<sup>1</sup> Netravali, et al., in book. *Digital Pictures: Representation, Compression, and Standards*. 1995:ed. Plenum.

$$\begin{aligned}
a_{13} &= 0,25*V_{Q(0,0)} - 0,75*V_{Q(0,1)} + 0,75*V_{Q(0,2)} - 0,25*V_{Q(0,3)} - 0,25*V_{Q(2,0)} + 0,75*V_{Q(2,1)} - 0,75*V_{Q(2,2)} \\
&+ 0,25*V_{Q(2,3)} \\
a_{20} &= V_{Q(0,1)} - 2,5*V_{Q(1,1)} + 2*V_{Q(2,1)} - 0,5*V_{Q(3,1)} \\
a_{21} &= -0,5*V_{Q(0,0)} + 0,5*V_{Q(0,2)} + 1,25*V_{Q(1,0)} - 1,25*V_{Q(1,2)} - V_{Q(2,0)} + V_{Q(2,2)} + 0,25*V_{Q(3,0)} - 0,25*V_{Q(3,2)} \\
a_{22} &= V_{Q(0,0)} - 2,5*V_{Q(0,1)} + 2*V_{Q(0,2)} - 0,5*V_{Q(0,3)} - 2,5*V_{Q(1,0)} + 6,25*V_{Q(1,1)} - 5*V_{Q(1,2)} + 1,25*V_{Q(1,3)} + \\
&2*V_{Q(2,0)} - 5*V_{Q(2,1)} + 4*V_{Q(2,2)} - V_{Q(2,3)} - 0,5*V_{Q(3,0)} + 1,25*V_{Q(3,1)} - V_{Q(3,2)} + 0,25*V_{Q(3,3)} \\
a_{23} &= -0,5*V_{Q(0,0)} + 1,5*V_{Q(0,1)} - 1,5*V_{Q(0,2)} + 0,5*V_{Q(0,3)} + 1,25*V_{Q(1,0)} - 3,75*V_{Q(1,1)} + 3,75*V_{Q(1,2)} - \\
&1,25*V_{Q(1,3)} - V_{Q(2,0)} + 3*V_{Q(2,1)} - 3*V_{Q(2,2)} + V_{Q(2,3)} + 0,25*V_{Q(3,0)} - 0,75*V_{Q(3,1)} + 0,75*V_{Q(3,2)} - 0,25*V_{Q(3,3)} \\
a_{30} &= -0,5*V_{Q(0,1)} + 1,5*V_{Q(1,1)} - 1,5*V_{Q(2,1)} + 0,5*V_{Q(3,1)} \\
a_{31} &= 0,25*V_{Q(0,0)} - 0,25*V_{Q(0,2)} - 0,75*V_{Q(1,0)} + 0,75*V_{Q(1,2)} + 0,75*V_{Q(2,0)} - 0,75*V_{Q(2,2)} - 0,25*V_{Q(3,0)} + \\
&0,25*V_{Q(3,2)} \\
a_{32} &= -0,5*V_{Q(0,0)} + 1,25*V_{Q(0,1)} - V_{Q(0,2)} + 0,25*V_{Q(0,3)} + 1,5*V_{Q(1,0)} - 3,75*V_{Q(1,1)} + 3*V_{Q(1,2)} - \\
&0,75*V_{Q(1,3)} - 1,5*V_{Q(2,0)} + 3,75*V_{Q(2,1)} - 3*V_{Q(2,2)} + 0,75*V_{Q(2,3)} + 0,5*V_{Q(3,0)} - 1,25*V_{Q(3,1)} + V_{Q(3,2)} - \\
&0,25*V_{Q(3,3)} \\
a_{33} &= 0,25*V_{Q(0,0)} - 0,75*V_{Q(0,1)} + 0,75*V_{Q(0,2)} - 0,25*V_{Q(0,3)} - 0,75*V_{Q(1,0)} + 2,25*V_{Q(1,1)} - 2,25*V_{Q(1,2)} \\
&+ 0,75*V_{Q(1,3)} + 0,75*V_{Q(2,0)} - 2,25*V_{Q(2,1)} + 2,25*V_{Q(2,2)} - 0,75*V_{Q(2,3)} - 0,25*V_{Q(3,0)} + 0,75*V_{Q(3,1)} - \\
&0,75*V_{Q(3,2)} + 0,25*V_{Q(3,3)}
\end{aligned}$$



**Figure IV.6 : Schéma de l'interpolation bicubique**

Le point à interpoler est le point P de coordonnées (x, y) (en vert). Les points  $Q_{ij}$  (en rouge) sont les voisins sur le patch 4 x 4 du point P. Pour chacun d'eux un poids noté  $a_{ij}$  est attribué permettant l'interpolation du point P.

#### IV.3.5.vi. Méthodes retenues

---

L'évaluation de chaque technique de suivi de point a consisté à calculer l'erreur quadratique moyenne (EQM) de la courbe du point suivi à l'aide des méthodes précédemment décrites (Tableau IV.1). Le mouvement de la sphère étant linéaire au cours du temps, la vitesse de déplacement d'un point est supposée constante. Plus la variance de la vitesse sera importante plus l'EQM sera importante et donc moins la technique sera adaptée pour suivre le mouvement.

Dans ce test on considère une taille de pixel de 1 mm et une résolution temporelle de 10 ms. L'erreur quadratique moyenne a été calculée à partir des courbes de vitesses radiales exprimées en cm/s.

Les meilleurs résultats en termes de suivi de point sont obtenus avec les techniques de suivi bilinéaire et bicubique. Pour une utilisation sur les images d'IRM cardiaque, nous avons choisi d'utiliser le suivi de point bicubique.

	<b>EQM</b>
<b>Suivi simple</b>	0,06
<b>Suivi semi-pondéré</b>	0,19
<b>Suivi pondéré</b>	0,11
<b>Suivi bilinéaire</b>	0,01
<b>Suivi bicubique</b>	0,01

#### **Tableau IV.1 : Évaluation des techniques de suivi de point**

Erreur quadratique moyenne (EQM) entre la courbe de déplacement réelle d'un point de la sphère et la courbe obtenue par une méthode de suivi de point

#### IV.3.5.vii. Les limites de ces méthodes

---

Quelle que soit la méthode employée pour suivre des points d'intérêt au cours du temps à partir d'un champ de vecteurs déplacement, l'accumulation d'erreur au fil des images est inéluctable (Figure IV.7). Plus le nombre d'images est important, plus la quantité d'erreur finale sera importante.

Une méthode de correction d'erreur basée sur la technique du maximum de vraisemblance sera présentée dans la partie *Correction de l'erreur accumulée : Méthode du maximum de vraisemblance*.



**Figure IV.7 : Suivi de 6 points d'intérêt au cours du cycle cardiaque**

Les cercles jaunes correspondent aux positions initiales sélectionnées par l'opérateur. Les disques colorés correspondent à la position en fin de cycle. En fonction des points sélectionnés, le retour à la position initiale n'est pas toujours possible, par exemple pour les points situés sur les parois antérieures (cyan) et latérales (vert).

#### IV.3.6. Paramètres d'évolution du mouvement

Le suivi de points d'intérêt permet de connaître la position de chaque point suivi (dans le référentiel image) au cours de la séquence d'images. Dans le cadre de l'application à l'IRM cardiaque, on peut par conséquent suivre au cours du cycle cardiaque des points d'intérêt positionnés sur le ventricule gauche proche de l'endocarde.

Plusieurs représentations graphiques des déplacements des points d'intérêt sont possibles. Dans tous les cas, l'axe des abscisses correspond à la position dans le temps (temps écoulé depuis le début de l'onde R). Toutes les mesures de distance sont effectuées en pixels à valeurs décimales puis converties en millimètres. Pour les vitesses, l'unité de mesure est le pixel par image (pixel/frame) converti en centimètres par seconde (cm/s).

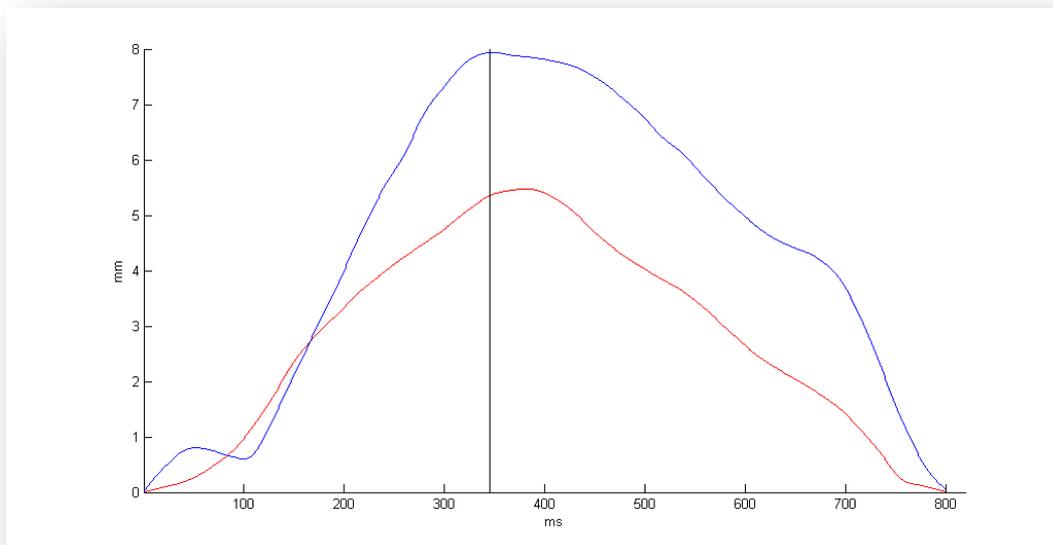
#### IV.3.6.i. La distance au point d'origine

---

La courbe de distance  $d_t$  au point d'origine correspond à la distance entre le point d'origine situé sur la première image de systole de la séquence (début de l'onde R) et le point à la position courante au temps  $t$  (Figure IV.8). Cette distance est une distance euclidienne mesurée dans le référentiel image notée :

$$d_t = \sqrt{(x_t - x_{t_0})^2 + (y_t - y_{t_0})^2} \quad (4.6)$$

La partie ascendante de la courbe correspond à la phase de systole (le point s'éloigne du point initial), la partie descendante correspond quant à elle à la phase de diastole. Par conséquent le sommet de la courbe est le moment où le mouvement s'inverse.



**Figure IV.8 : Exemple de courbes de la distance au point d'origine**

Courbes de la distance au point d'origine de deux points appartenant à deux segments du VG. Le sommet des courbes correspond à la fin de la systole et au début de la diastole.

### IV.3.6.ii. *L'amplitude de la vitesse*

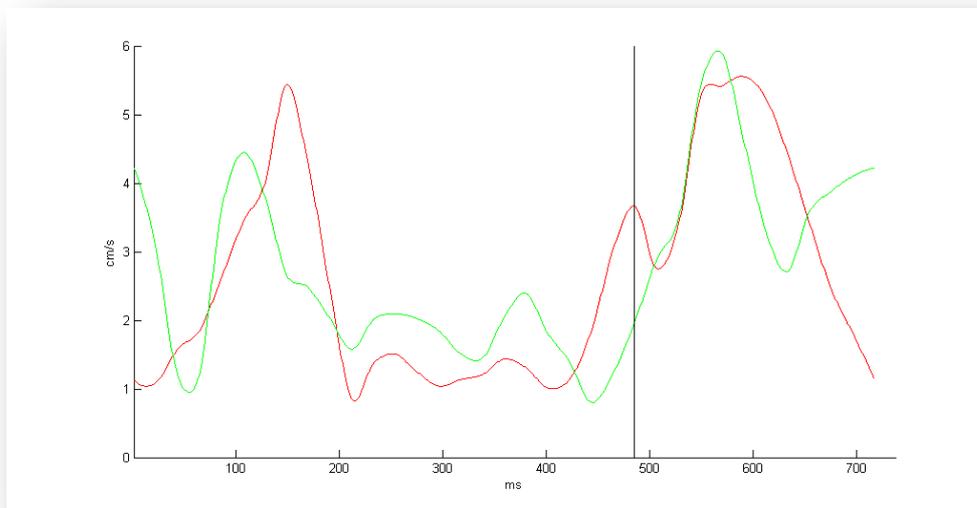
---

La vitesse de déplacement de la paroi est aussi un paramètre important car il permet d'apprécier la cinétique de points positionnés pour différents segments du myocarde. Ces mesures peuvent être comparées avec des vitesses de déplacement d'un cœur sain.

L'amplitude de la vitesse (Figure IV.9) correspond à la norme du vecteur mouvement estimé à un temps  $t$  noté :

$$A_t = \sqrt{V_{x_t}^2 + V_{y_t}^2} \quad (4.7)$$

Ce type de courbes met en évidence deux sommets sur la courbe correspondant aux pics de systole et de diastole. Seul inconvénient de ce paramètre, aucune information sur le sens du mouvement n'est donnée.



**Figure IV.9 : Exemple de courbes de l'amplitude de la vitesse**

Courbes de l'amplitude de la vitesse de deux points appartenant à deux segments du VG. Les deux sommets des courbes correspondent aux pics de systole et de diastole.

### IV.3.6.iii. *La composante radiale de la vitesse*

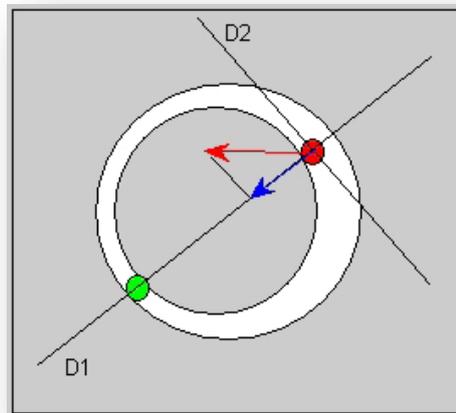
---

La courbe des vitesses radiales correspond aux vitesses perpendiculaires à l'endocarde. La notion d'orthogonalité vis-à-vis de l'endocarde nécessite de connaître sa position et sa forme. Afin de limiter le temps nécessaire à un opérateur pour traiter un examen médical, aucun tracé manuel du contour endocardique n'est requis. La mesure de cette vitesse radiale est par conséquent rendue plus complexe.

Dans le cas d'un examen classique, on pourrait calculer de manière automatique le centre de gravité du ventricule gauche à partir des 6 points d'intérêt positionnés en début de systole. Ce centre de gravité permettrait de calculer la projection du vecteur vitesse sur la droite reliant l'origine du vecteur au centre de gravité. Or, dans le cas d'un examen présentant un asynchronisme intraventriculaire gauche, ce centre de gravité ne peut constituer un repère fiable puisque les parois sont désynchronisées.

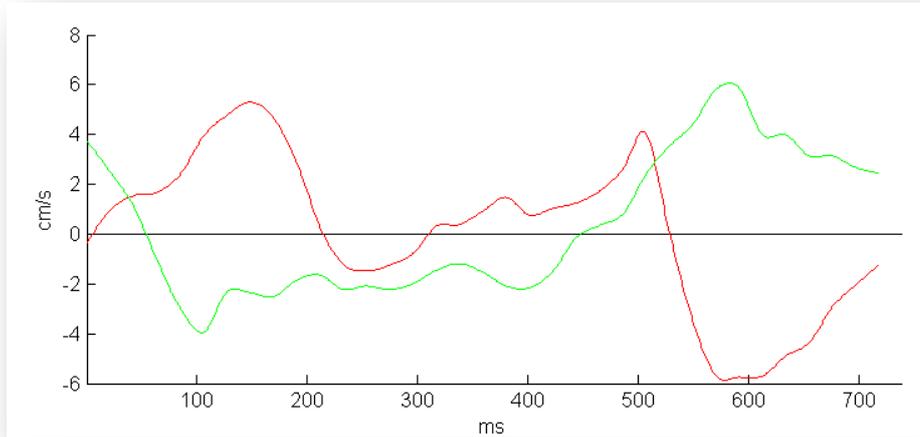
La solution proposée consiste à ce que l'opérateur positionne les 6 points d'intérêts sous forme de 3 paires de points. Une paire est constituée d'un point et de son correspondant sélectionné sur la paroi opposée (Figure IV.10).

L'avantage de la mesure de la vitesse radiale est de mesurer la relative efficacité des parois à se contracter. En fonction du sens du mouvement, la vitesse est soit positive (contraction) soit négative (relaxation). Ce type de courbe permet donc de déterminer la phase de systole de la phase de diastole (Figure IV.11).



**Figure IV.10 : Schéma de la mesure de la composante radiale du mouvement**

Les points rouge et vert sont deux points opposés. La composante radiale (en bleu) du mouvement au niveau du point rouge est la projection du vecteur mouvement (en rouge) de ce point sur la droite joignant le point rouge et le point vert. L'anneau blanc représente le myocarde vu en coupe petit axe.

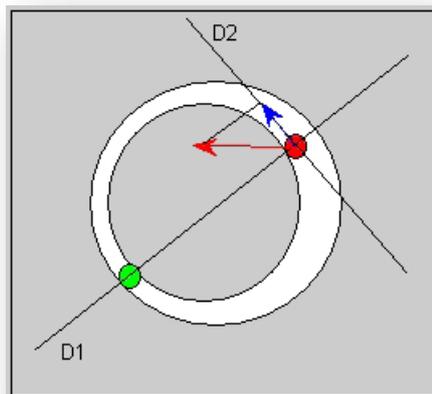


**Figure IV.11 : Exemple de courbes de la vitesse radiale**

Courbes de la vitesse radiale de deux points appartenant à deux segments du VG. Le sommet des courbes situés dans les vitesses positives correspond au pic de systole et celui situé dans les vitesses négatives au pic de diastole.

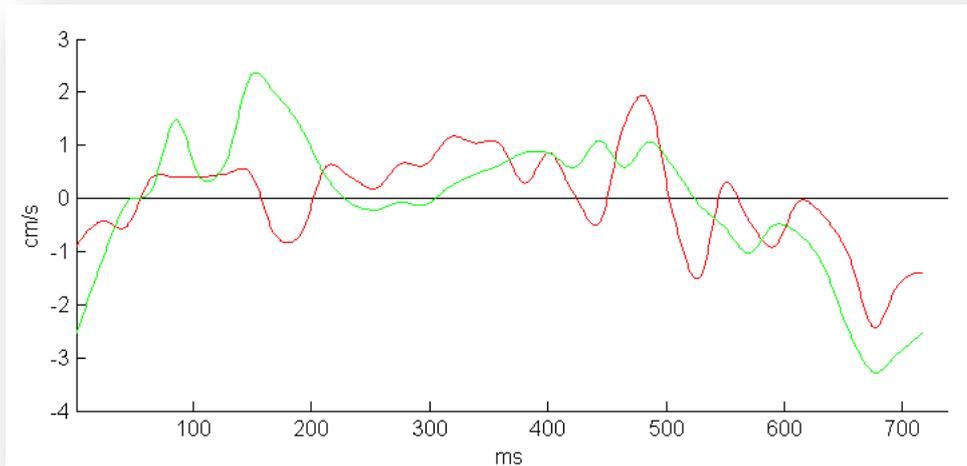
#### *IV.3.6.iv. La composante rotationnelle de la vitesse*

La composante rotationnelle de la vitesse est la composante orthogonale à la vitesse radiale (Figure IV.12). En raison de sa faible amplitude et de variations minimales au cours du temps, ce paramètre n'a pas été retenu (Figure IV.13).



**Figure IV.12 : Schéma de la composante rotationnelle du mouvement**

Les points rouge et vert sont deux points opposés. La composante rotationnelle (en bleu) du mouvement au niveau du point rouge est la projection du vecteur mouvement (en rouge) de ce point perpendiculairement à la droite joignant le point rouge et le point vert.



**Figure IV.13 : Exemple de courbes de la vitesse rotationnelle**

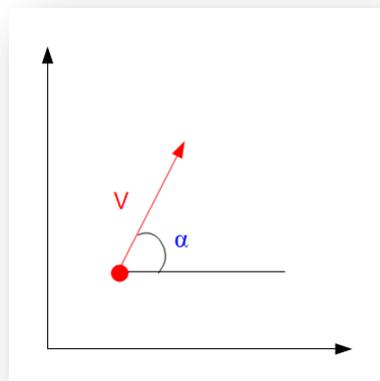
Courbes de la vitesse rotationnelle de deux points appartenant à deux segments du VG. Les vitesses mesurées sont faibles, comprises entre -3 et 2 cm/s.

#### *IV.3.6.v. L'angle de la vitesse*

---

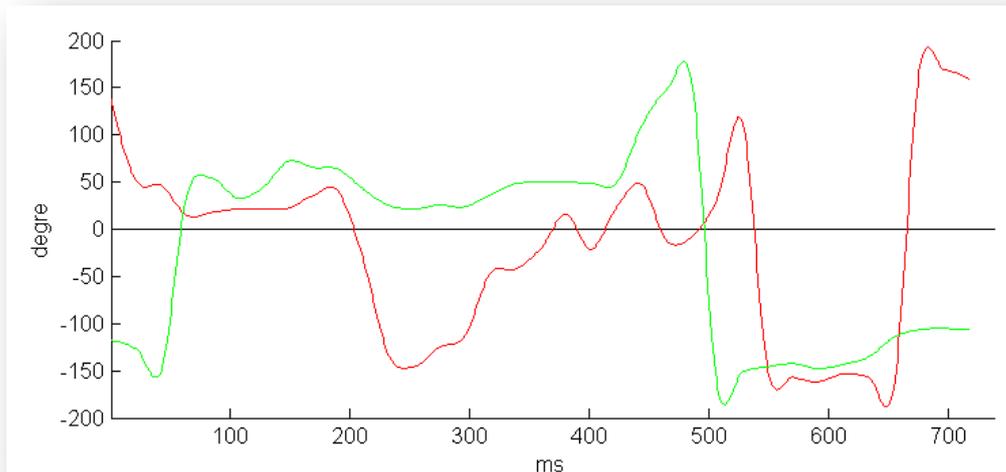
La mesure de l'évolution de l'angle de la vitesse (Figure IV.14) du point suivi au cours du temps permet théoriquement de visualiser l'inversion de direction du mouvement (variations de  $180^\circ$  de l'angle). L'inversion du mouvement étant associée à la fin de la systole et au début de la diastole.

L'instabilité de l'angle constatée pendant la phase de test n'a cependant pas permis son utilisation en IRM (Figure IV.15).



**Figure IV.14 : Mesure de l'angle du vecteur vitesse**

L'angle du vecteur vitesse (rouge) est mesuré par rapport à l'axe des abscisses. Ses valeurs sont comprises entre  $-180^\circ$  et  $+180^\circ$ .



**Figure IV.15 : Exemple de courbes de l'évolution de l'angle de la vitesse**  
 Courbes de l'évolution de l'angle de la vitesse de deux points appartenant à deux segments du VG.

### IV.3.7. Correction de l'erreur accumulée : Méthode du maximum de vraisemblance

---

Comme indiqué précédemment, le suivi de mouvement entraîne généralement l'accumulation d'erreur entre les images successives. Cette erreur est plus ou moins importante en fonction de la technique de suivi de point utilisée. Une correction des courbes a posteriori est par conséquent nécessaire.

Les meilleurs résultats de suivi de point étant obtenus par interpolation bilinéaire et bicubique (cf. partie IV.3.5.vi *Méthodes retenues*), le choix a été fait d'utiliser l'interpolation bicubique dans les exemples qui suivent. Les courbes obtenues permettront d'illustrer l'algorithme de correction d'erreur proposé.

#### IV.3.7.i. Principe

---

La méthode permettant la correction de l'erreur accumulée au cours du temps est basée sur le calcul du maximum de vraisemblance (en anglais, *maximum likelihood* noté *ML*) proposée par Ledesma-Carbayo et al. [LED06]<sup>1</sup>. Cette correction concernait initialement le suivi de points sur des examens en échocardiographie.

$$C_{ML}(t) = w(t) \times C_{Aller}(t) + (1 - w(t)) \times C_{Retour}(t) \quad (4.8)$$

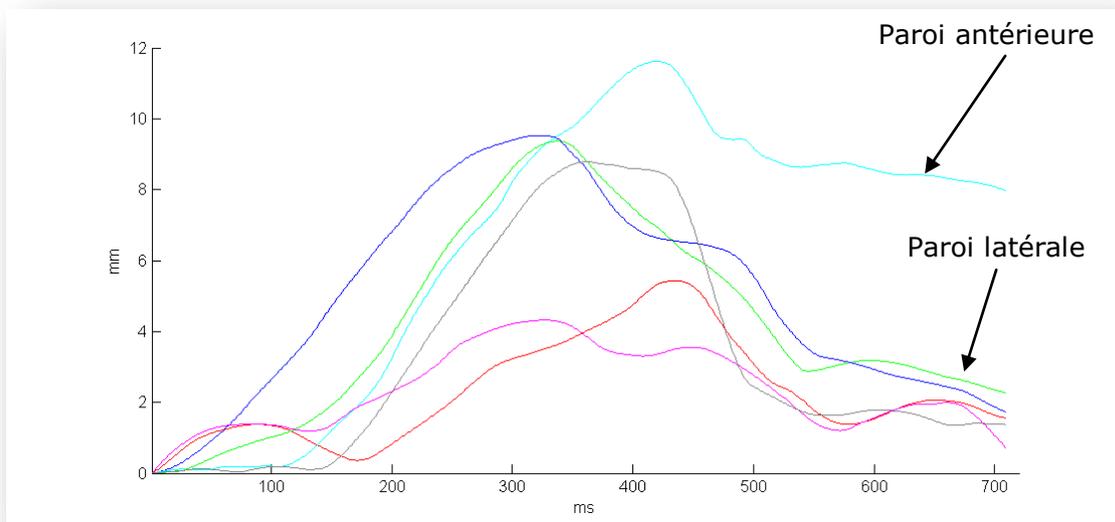
<sup>1</sup> Ledesma-Carbayo, et al., *Ultrasound Med Biol*, 2006

Avec  $w = (T - t)/T$  le poids appliqué à chacune des courbes,  $T$  l'intervalle RR et  $t$  le temps écoulé depuis le début de l'onde R.

La Figure IV.16 présente les résultats du suivi du mouvement en termes de déplacement par rapport au point d'origine. A l'extrémité droite de la courbe, les points sont à une distance non nulle du point d'origine, signe que les points ne sont pas revenus à leur position d'origine.

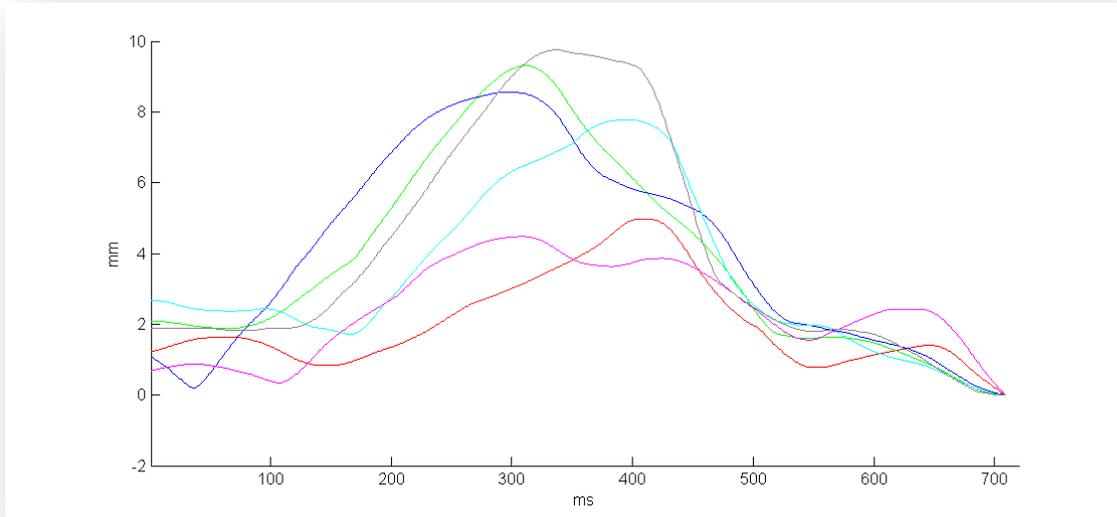
La Figure IV.17 présente ce même suivi de point mais le suivi de la dernière à la première image.

Enfin, la Figure IV.18 montre le résultat du suivi après correction des courbes à l'aide de la méthode du maximum de vraisemblance.



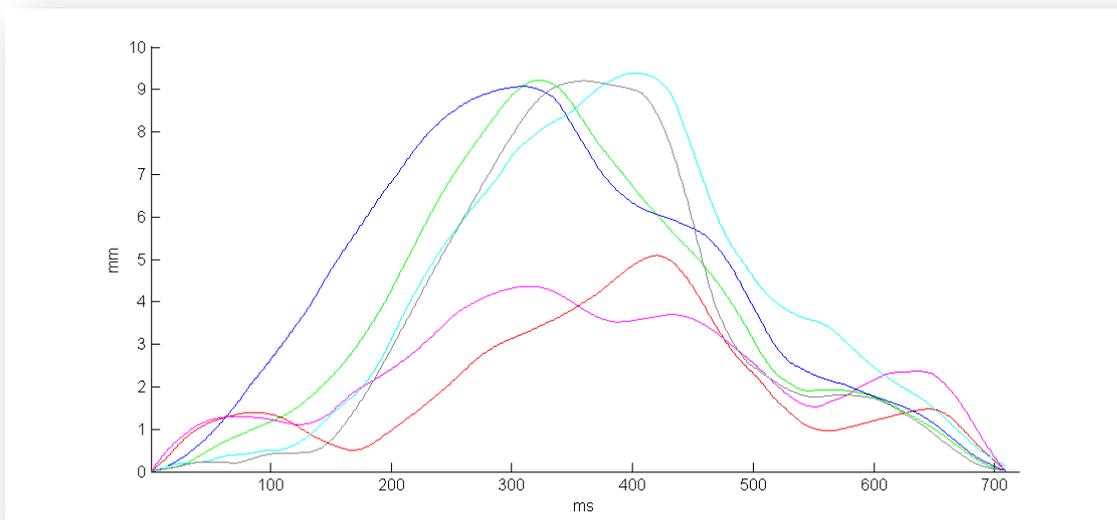
**Figure IV.16 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sans correction d'erreur dite "avant"**

Les courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sont présentées sans correction d'erreur avec la méthode dite "avant" : le suivi des points s'effectue de la première vers la dernière image de la séquence. Les points suivis ne reviennent pas à leur position initiale : la distance au point d'origine sur la dernière image (700 ms) n'est pas nulle.



**Figure IV.17 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sans correction d'erreur dite "arrière"**

Les courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sont présentées sans correction d'erreur avec la méthode dite "arrière" : le suivi des points s'effectue de la dernière vers la première image de la séquence. Les points suivis ne reviennent pas à leur position initiale : la distance au point d'origine sur la première image (0 ms) n'est pas nulle.



**Figure IV.18 : Courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps avec la correction d'erreur**

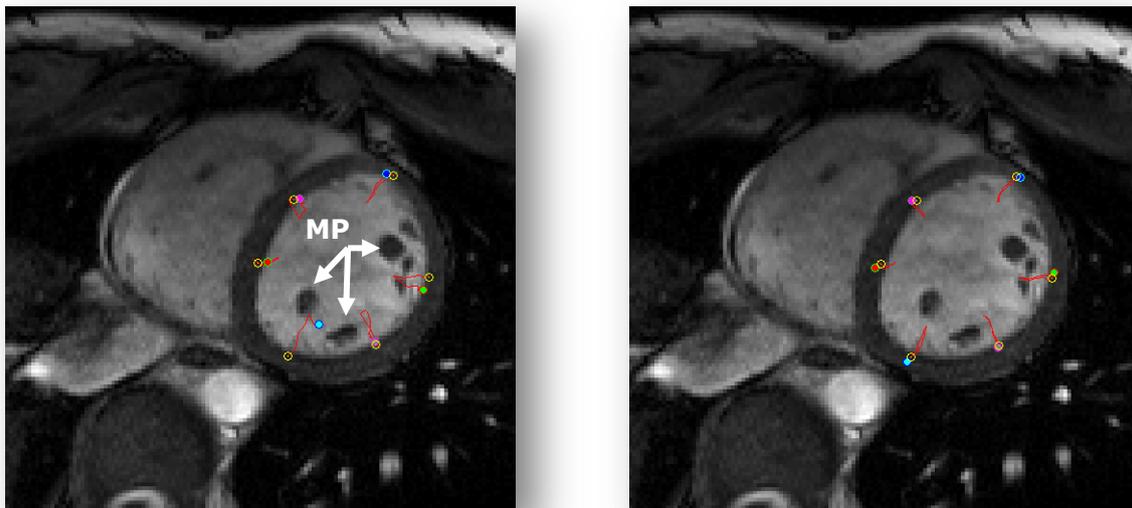
Les courbes de déplacement des points d'intérêt au cours du temps sont présentées avec la correction d'erreur (méthode du maximum de vraisemblance). Les points suivis reviennent à leur position initiale.

#### IV.3.7.ii. Avantages

---

La correction des courbes permet d'éviter l'accumulation d'erreur particulièrement importante sur les dernières images. Du point de vue du suivi de point, cela permet d'éviter que le point (suite à l'accumulation d'erreur) ne reste bloqué dans des structures proches du myocarde telles que les muscles papillaires (piliers du cœur).

Les muscles papillaires ont un mouvement différent de celui du myocarde. En fonction de l'état de la contraction du cœur, les muscles papillaires sont plus ou moins proches des parois du VG, jusqu'à entrer en contact avec celles-ci. Les muscles papillaires sont de forme conique. Leur base est fixée sur le VG et à leur extrémité se trouvent les cordages des valves atrio-ventriculaires.



a) Sans correction

b) Avec correction

**Figure IV.19 : Résultats du suivi de points sans et avec correction d'erreur**

Les points situés sur les parois antérieure (cyan) et latérale (vert) ne reviennent pas à leur position initiale en raison de la proximité des muscles papillaires.

#### IV.3.8. Paramètres de désynchronisation

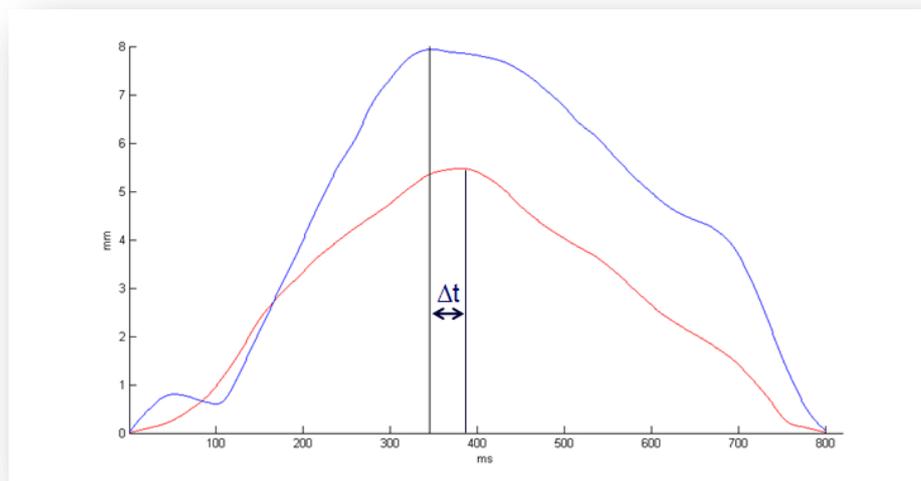
---

Dans cette partie nous proposons différentes manières de mesurer l'asynchronisme intraventriculaire. Il ne s'agit pas d'une liste exhaustive mais d'une première présentation des possibilités offertes en termes de paramètres de désynchronisation à partir du suivi de points d'intérêts. Une étude est en cours afin de déterminer les paramètres les plus pertinents ainsi que ceux qui pourront être comparés à l'échocardiographie.

#### IV.3.8.i. Délai entre les fins de systole : Comparaison des "sommets"

---

A partir des courbes de distance au point d'origine, il est possible d'extraire un paramètre de désynchronisation basé sur l'écart de temps entre deux points appartenant à deux segments opposés du VG. L'écart de temps est calculé au moment du changement de direction du mouvement ce qui correspond à la fin de la systole et au début de la diastole. Concrètement cela revient à mesurer sur la courbe l'écart de temps entre les sommets des deux courbes (Figure IV.20).



**Figure IV.20 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de distance au point d'origine à partir des sommets des courbes**

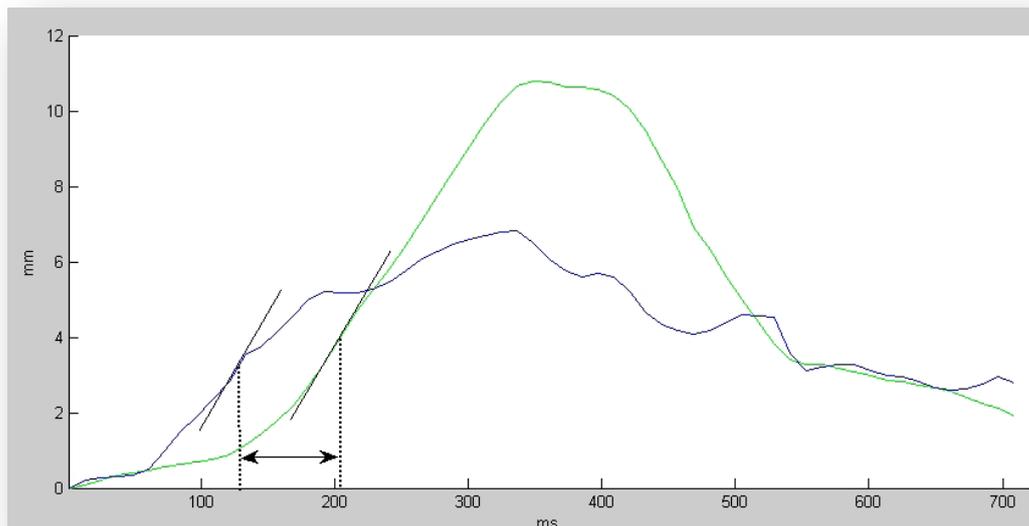
Courbes de la distance au point d'origine de deux points appartenant à deux segments du VG. La mesure de la désynchronisation correspond à l'écart de temps entre les sommets des deux courbes. Le sommet des courbes correspond à la fin de la systole et au début de la diastole.

#### IV.3.8.ii. Délai entre les pics de systole : comparaison des "pentes maximales"

---

Sur ces mêmes courbes de distance au point d'origine, on peut mesurer l'écart de temps entre les pics de systole. Cela revient sur le graphique à déterminer la pente maximale (vitesse maximale) sur la partie de la courbe ascendante (Figure IV.21).

Les irrégularités des courbes (plus spécifiquement sur la partie ascendante), induisant une erreur d'appréciation de la pente maximale, n'ont pas permis de généraliser l'utilisation de ce paramètre pour notre application en IRM.



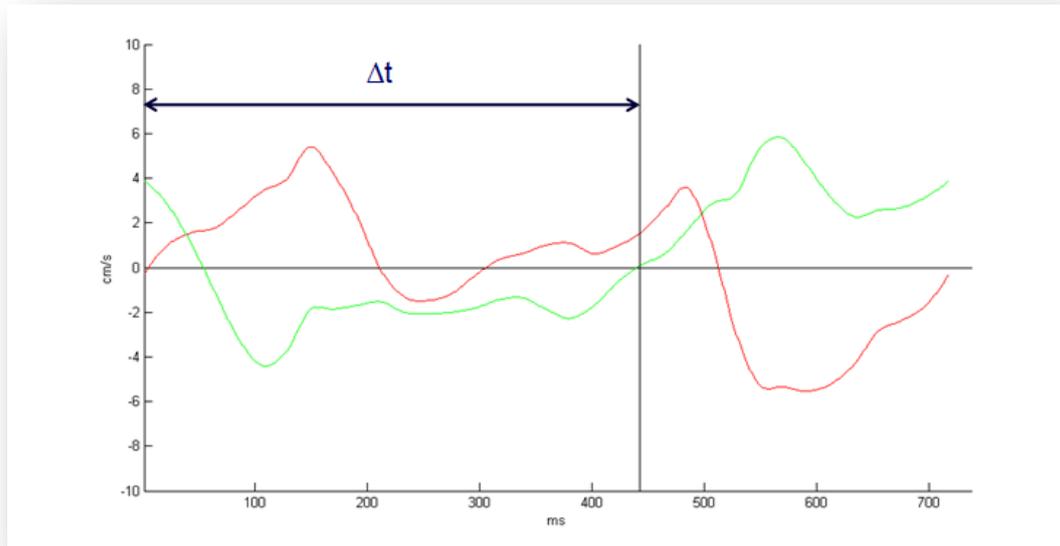
**Figure IV.21 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de distance au point d'origine à partir de la pente maximale des courbes**

Courbes de la distance au point d'origine de deux points appartenant à deux segments du VG. La mesure de la désynchronisation correspond à l'écart de temps entre les pentes maximales des deux courbes. Le sommet des courbes correspond à la fin de la systole et au début de la diastole.

#### *IV.3.8.iii. Délai entre les débuts de systole : comparaison des "passages par zéro"*

---

Les courbes de vitesse radiale permettent d'extraire un paramètre de désynchronisation basé sur l'écart de temps de deux points appartenant à deux segments opposés du VG. L'écart de temps est calculé au début de la systole. Cela revient à mesurer l'écart de temps entre les passages par zéro de la partie de courbe ascendante (Figure IV.22). Ce paramètre n'est pas généralisable car le "passage par zéro" est local et par conséquent difficile à déterminer dans le cas d'une courbe présentant des rebonds de faibles amplitudes en début de systole (plusieurs passages par zéros consécutifs).



**Figure IV.22 : Mesure de désynchronisation sur les courbes de la vitesse radiale**

Courbes de la vitesse radiale de deux points appartenant à deux segments du VG. Le sommet des courbes situé dans les vitesses positives correspond au pic de systole et celui situé dans les vitesses négatives au pic de diastole. La désynchronisation du début de la systole est mesurée comme l'écart de temps entre le passage par zéro de chacune des deux courbes ascendantes.

*IV.3.8.iv. Délai mesuré par corrélation maximale : délai de corrélation croisée (XCD)*

Le délai mesuré par corrélation croisée maximale appelé *Cross correlation delay* (XCD) a été introduit par Fornwalt, initialement pour une application en échographie (Doppler tissulaire) [FOR07]<sup>1</sup>. Plus récemment, ce paramètre a été appliqué à l'IRM sur des images par contraste de phase (PCMR) [DEL08]<sup>2</sup>.

L'intérêt de ce paramètre est son caractère global, contrairement aux paramètres précédemment proposés. Il est basé sur un calcul de corrélation entre les deux courbes, prises dans leur totalité. Le but est de déterminer pour quel décalage les courbes sont le mieux corrélées (Figure IV.23).

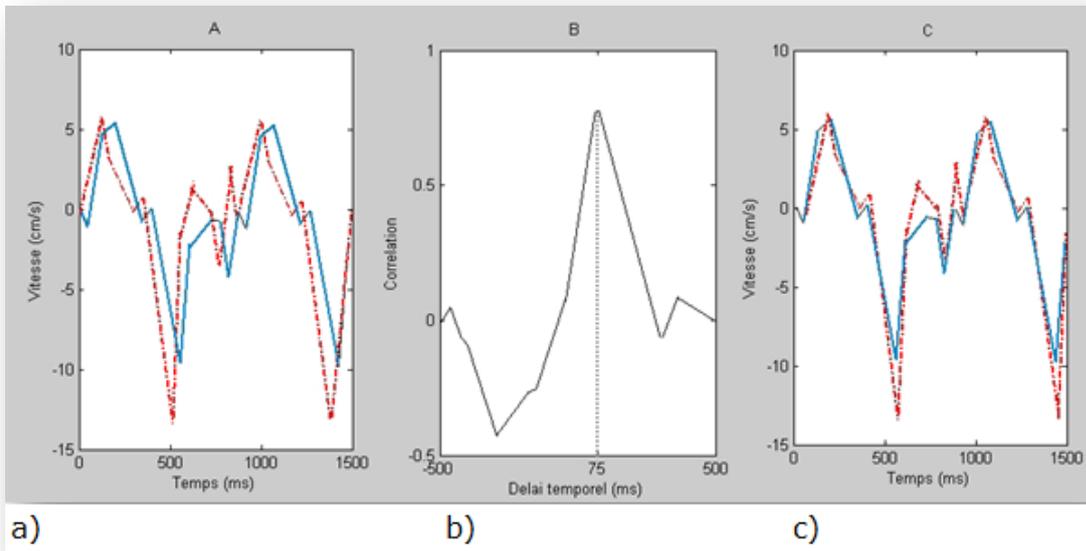
<sup>1</sup> Fornwalt, et al., J Am Soc Echocardiogr, 2007

<sup>2</sup> Delfino, et al., J Magn Reson Imaging, 2008

Soit deux courbes de  $n$  points, la formule du calcul de la corrélation  $C_{xy}$  pour un décalage  $\Delta t$  est notée de la façon suivante :

$$C_{xy} = \frac{\sum_{i=0}^n [(x(i) - \bar{x}) \times (y(i) - \bar{y})]}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (x(i) - \bar{x})^2 \times \sum_{i=0}^n (y(i) - \bar{y})^2}} \quad (4.9)$$

Avec  $x$  et  $y$  les deux courbes à étudier,  $n$  le nombre de points de la courbe,  $\bar{x}$  et  $\bar{y}$  les moyennes des valeurs de chacune des courbes.



#### Figure IV.23 : Délai de corrélation croisée (XCD)

Calcul de la corrélation XCD de la courbe bleue par rapport à la courbe rouge.  
 a) Position des courbes avant recalage. b) Courbe de corrélation pour chacun des délais appliqués à la courbe rouge. La corrélation est maximale pour un délai de 75 ms. c) Courbe rouge à laquelle on a appliqué un délai de 75 ms.

## IV.4. RÉSULTATS

---

L'étude de la désynchronisation pariétale en IRM a été réalisée par le biais de l'application développée sous Matlab (Annexe 8). Le protocole prévoit l'étude d'une population de 30 patients répartis en 3 groupes. Pour le moment, 9 sujets normaux (Tableau IV.2) et 15 patients (Tableau IV.4) ont été inclus dans l'étude. Ils sont répartis de la façon suivante :

- un groupe de 9 sujets dont le cœur est considéré comme normal suite à l'examen clinique. Ils serviront de référentiel en IRM.
- un groupe de 15 patients ne présentant pas de cardiopathie ischémique dont 5 patients à QRS fins et 10 patients à QRS larges. Les 5 patients à QRS fins présentent une cardiopathie dilatée.

Nous présentons donc des résultats préliminaires dans cette partie. Les mesures de désynchronisation en IRM ont été faites à partir de séquences en coupe petit axe au niveau basal. En échographie, les mesures ont été faites en coupe parasternale petit axe au niveau des muscles papillaires. L'étude de la désynchronisation en IRM et celle en échographie ont été faites en aveugle : les mesures de désynchronisation en IRM ont été faites sans connaissance des mesures obtenues en échographie et inversement.

### IV.4.1. Complexité de la mise en correspondance de l'échocardiographie et de la ciné-IRM cardiaque

---

Les images tomographiques obtenues par échocardiographie 2D sont très différentes de celles obtenues en imagerie par résonance magnétique cinétique. La technique d'imagerie étant différente, la construction des images diffère et les contraintes, en particulier sur l'orientation du plan de coupe, ne sont pas les mêmes. Par conséquent, la mise en correspondance directe des images n'est pas possible.

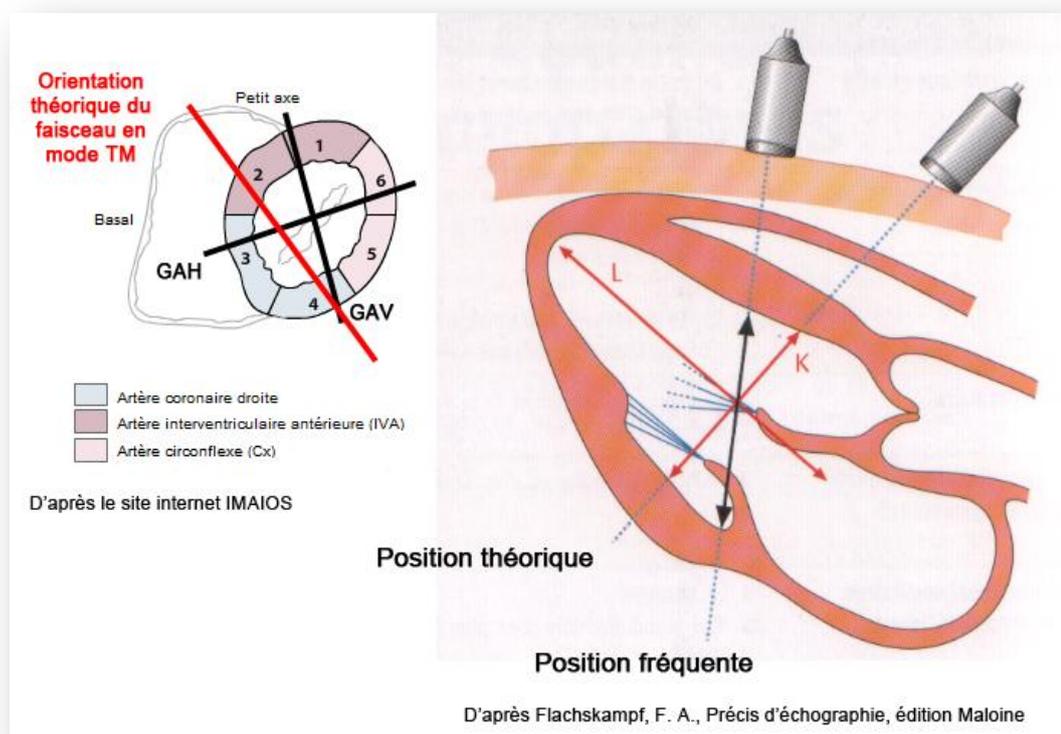
La convention de mesure en échographie TM pour le petit axe est d'être orienté perpendiculairement au grand axe (GA) au niveau de la jonction entre la pointe de la valve mitrale et le cordage du VG. On peut donc considérer que cette orientation du faisceau est pratiquement équivalente à la coupe petit axe (PA) au niveau basale utilisée en ciné-IRM cardiaque. Cependant dans la pratique, le faisceau n'est généralement pas parfaitement perpendiculaire au GA [FLA07, WEY93]<sup>1</sup>. La Figure IV.24a montre l'orientation en PA au niveau basal et le passage théorique du faisceau ultrasonore en

---

<sup>1</sup> Flachskampf, in *book. Précis d'échocardiographie*. 2007, Paris:ed. Maloine; Weyman, in *book. Principles and practice of echocardiography*. 1993, Philadelphia:ed. Lea & Fibiger.

mode TM. Concernant les mesures de désynchronisation obtenues en échocardiographie en mode TM par le paramètre SPWMD, l'orientation du faisceau étant légèrement différente d'une coupe petit axe au niveau basal, on ne peut être strictement positionné de la même façon. En revanche, le SPWMD étant établi comme le délai de contraction de la paroi septale et postérieure au niveau basal, il est possible de se rapprocher des mesures échographiques puisque le plan de coupe en IRM permet d'accéder à ses deux segments myocardiques.

Dans les images de ciné-IRM, la position des points d'intérêt sur le myocarde de chaque examen a été validée par un expert notamment pour se situer au plus proche des structures étudiées en échographie en mode TM. Six points d'intérêt ont été positionnés sur la paroi du ventricule gauche près de l'endocarde. Dans le cadre de cette étude préliminaire, la désynchronisation a été mesurée entre les points situés sur les parois inféroseptale et latérale, inféroseptale et antérieure, et enfin sur les parois antéroseptale et postérieure. La Figure IV.25 présente un exemple de la position des points en IRM.

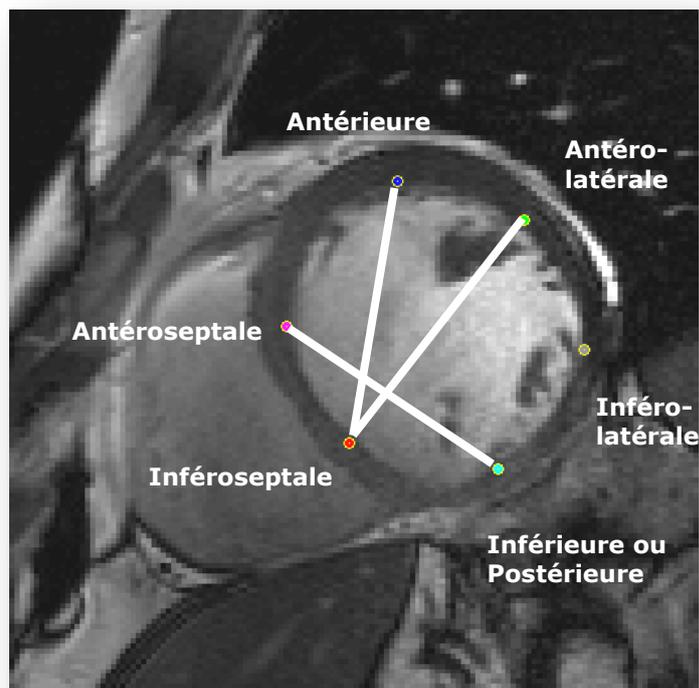


**Figure IV.24 : Représentation des orientations utilisées en IRM cardiaque par rapport à l'échographie en mode TM**

Le schéma de gauche présente la coupe en orientation petit axe utilisée en IRM ainsi que le passage théorique du faisceau ultrasonore en échographie TM. Le schéma de droite montre sur une coupe en grand axe, la même position théorique du faisceau en mode TM et la position plus fréquente de celui-ci liée aux contraintes d'acquisitions.

D'après une planche anatomique du site internet IMAIOS.

D'après Flachskampf, F. A., Précis d'échographie, édition Maloine.



**Figure IV.25 : Position des points d'intérêt sur le ventricule gauche pour l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM en orientation petit axe**

Les mesures présentées dans cette étude ont été obtenues entre les parois inféroseptale (rouge) et latérale (vert), inféroseptale (rouge) et antérieure (bleu), et enfin sur les parois antéroseptale (magenta) et postérieure (cyan).

#### IV.4.2. Information sur les examens des sujets normaux

Le Tableau IV.2 présente pour chaque examen IRM d'un sujet dit normal suite à l'examen IRM, le nombre d'images de la séquence, la résolution temporelle des images, la taille des pixels, la durée de l'intervalle RR, les volumes systolique et diastolique, ainsi que la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG).

N° examen	Nombre d'images	Résolution temporelle (ms)	Taille pixels (mm)	RR (ms)	Volume systolique (ml)	Volume diastolique (ml)	FEVG
T1	30	29	1,25	878	71	168	58%
T2	60	12	1,17	694	37	144	74%
T3	45	16	1,17	733	45	114	61%
T4	60	16	1,04	719	29	103	72%
T5	45	20	0,98	918	79	191	59%
T6	40	20	0,98	803	57	149	62%
T7	45	22	1,06	1010	69	138	50%
T8	45	18	0,98	830	54	156	65%
T9	45	22	1,17	971	64	168	62%

**Tableau IV.2 : Informations sur les images acquises en IRM pour le groupe de sujets normaux**

### IV.4.3. Résultats de l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM du groupe de sujets normaux

---

Le Tableau IV.3 contient les mesures de désynchronisation pariétale mesurées en IRM pour le groupe de sujets normaux. Ces mesures ont été obtenues à partir des courbes de distance et de vitesse radiale à l'aide de différents paramètres (cf. partie IV.3.6 *Paramètres d'évolution du mouvement*). L'estimation manuelle de la désynchronisation à partir des courbes de distance a été mesurée comme le délai de contraction de la fin de la systole entre deux parois. L'estimation manuelle de la désynchronisation à partir des courbes de vitesse radiale a quant à elle été mesurée comme le délai de contraction du début de la systole entre deux parois.

Les mesures obtenues en IRM pour le groupe de sujets normaux ne montrent pas de désynchronisation en raison des valeurs plutôt basses obtenues. Les examens des sujets 4 à 7 présentent un délai de fin de systole supérieur aux autres mais les mesures obtenues sont cohérentes avec l'estimation manuelle des courbes ainsi que l'étude cinétique des images de résonance magnétique de cet examen. La fin de systole intervient certes plus tardivement mais les autres paramètres n'indiquent pas de désynchronisation, en outre, le début de systole est inférieur à 60 ms et les FEVG sont comprises entre 50 et 74% pour l'ensemble des sujets normaux.

Numéro d'examen	Désynchronisation (ms)																					
	RR	Courbe distance											Courbe vitesse radiale									
		Estimation manuelle de fin de systole			Fin de systole			Pic de systole			XCD			Estimation manuelle du début de systole			Début de systole			XCD		
		IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A
<b>T1</b>	<b>878</b>	30	0	29	26	19	25	53	132	91	48	7	36	30	30	0	46	31	0	14	23	24
<b>T2</b>	<b>694</b>	62	0	36	72	14	142	1	82	56	6	5	28	0	0	0	0	0	0	13	3	8
<b>T3</b>	<b>733</b>	112	50	80	112	39	78	1	63	3	61	14	61	0	0	0	0	0	0	53	3	61
<b>T4</b>	<b>719</b>	84	96	100	82	87	91	69	48	118	46	23	50	61	24	48	61	34	47	77	9	88
<b>T5</b>	<b>918</b>	164	61	204	164	56	193	4	145	114	68	19	82	22	21	22	22	5	22	45	10	67
<b>T6</b>	<b>803</b>	80	10	120	88	15	124	102	124	26	24	21	63	0	0	0	56	0	56	27	32	82
<b>T7</b>	<b>1010</b>	135	45	157	123	32	151	0	40	1	70	18	47	15	0	15	15	0	15	43	15	5
<b>T8</b>	<b>830</b>	73	110	37	111	117	33	14	77	144	49	85	42	18	0	0	8	0	0	20	4	78
<b>T9</b>	<b>971</b>	108	0	87	80	7	92	172	137	319	63	4	84	44	86	0	41	48	41	69	50	90
<b>T10</b>	<b>631</b>	79	16	63	54	28	83	65	62	66	9	13	14	0	0	0	2	7	2	8	33	11

**Tableau IV.3 : Résultats des mesures de la désynchronisation pariétale en IRM pour le groupe de sujets normaux**

IS-L : Délai entre les parois inféroseptale et latérale

AS-P : Délai entre les parois antéroseptale et postérieure

IS-A : Délai entre les parois inféroseptale et antérieure

#### IV.4.4. Informations sur les examens du groupe de patients

Le Tableau IV.4 présente pour chaque examen IRM d'un patient, le nombre d'images de la séquence, la résolution temporelle des images, la taille des pixels, la durée de l'intervalle RR, les volumes systolique et diastolique, ainsi que la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG).

N° examen	Nombre d'images	Résolution temporelle (ms)	Taille pixels (mm)	RR (ms)	QRS	Volume systolique (ml)	Volume diastolique (ml)	FEVG
1	60	18	1,56	1062	large	300	439	32%
2	45	17	1,56	726	large	175	252	31%
3	35	27	1,37	958	large	374	448	17%
4	37	22	1,17	799	fin	100	164	39%
5	40	24	1,45	958	large	222	267	17%
6	40	27	1,37	1064	fin	340	417	18%
7	35	35	1,14	1154	large	147	200	27%
8	40	24	1,09	943	fin/large*	248	372	33%
9	45	22	1,17	950	large	209	274	24%
10	45	20	1,37	906	large	192	280	31%
11	30	19	1,14	580	fin	391	483	19%
12	35	21	1,33	680	large	106	188	44%
13	40	18	1,17	780	fin	305	345	12%
14	40	22	1,17	869	fin	216	270	20%
15	45	22	1,76	1015	large	408	494	17%

**Tableau IV.4 : Informations sur les images acquises en IRM et sur la largeur du QRS de l'ECG pour le groupe de patients**

L'examen 8 présente un QRS mesuré à 115 ms en échographie donc proche du seuil de 120 ms, d'où la notation "fin/large".

#### IV.4.5. Résultats de l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM et en échographie du groupe de patients

Le Tableau IV.5 contient les résultats de mesures de désynchronisation pariétale en IRM pour le groupe de patients et le Tableau IV.6 contient les premiers résultats obtenus en échographie pour ce même groupe de patients. Les paramètres de mesure de la désynchronisation utilisés en IRM pour le groupe de patients sont les mêmes que ceux pour le groupe de sujets normaux. De manière générale, les valeurs obtenues en IRM sont plus élevées que pour le groupe de sujets normaux.

Les paramètres mesurés en échographie sont le SPWMD pour les examens TM, le TS-(lateral-septal) pour le DTI, le LPEI pour le Doppler pulsé, le strain radial en coupe 4 cavités (grand axe horizontal) au niveau basal et médian pour l'examen de *speckle*

*tracking*, le TMSV 16 SD pour l'examen en 3D et la FEVG à partir des données en 2D et 3D. Les détails de chacun de ces paramètres sont donnés au chapitre 1 dans la partie *Place de l'échocardiographie*. Un certain nombre de données sont manquantes car l'étude n'est pas encore terminée mais il est déjà possible d'étudier le paramètre SPWMD.

N° examen	RR (ms)	Mesure de la désynchronisation pariétale en IRM (ms)																				
		Courbe distance											Courbe vitesse radiale									
		Estimation manuelle de la fin de systole			Fin de systole			Pic de systole			XCD			Estimation manuelle du début de la systole			Début de systole			XCD		
		IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	ASP	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A	IS-L	AS-P	IS-A
1	1062	180	126	180	176	118	181	55	164	398	184	85	196	30	72	54	28	83	55	159	92	229
2	726	303	100	270	305	100	276	233	105	105	266	24	255	11	232	62	10	225	65	294	370	89
3	958	253	271	232	671	290	604	560	126	560	17	142	20	440	40	528	443	42	527	407	111	485
4	799	87	43	22	70	42	10	66	12	65	13	19	34	44	32	35	47	33	37	29	16	11
5	958	345	369	444	54	312	17	676	127	98	117	179	43	230	147	150	18	41	135	266	235	340
6	1064	27	137	55	52	151	92	109	6	3	29	54	55	28	27	38	34	24	40	84	0	104
7	1154	230	68	0	230	75	4	105	166	139	1	65	32	67	205	67	71	213	61	357	269	59
8	943	242	411	266	258	420	249	143	63	170	195	381	212	100	50	40	102	49	31	0	50	165
9	950	71	0	66	65	0	64	214	244	162	86	291	76	87	0	109	0	26	0	320	22	147
10	906	61	144	41	77	142	37	143	337	133	8	127	26	21	42	39	11	47	23	366	62	55
11	580	65	60	47	70	52	41	36	39	40	2	32	0	30	20	30	30	23	30	10	82	33
12	680	241	60	261	6	62	18	39	64	57	56	18	44	90	220	90	92	37	92	469	116	451
13	780	410	284	325	2	15	29	131	78	75	9	53	43	110	85	55	107	8	55	335	291	323
14	869	350	347	352	384	493	353	275	11	195	368	75	360	110	195	130	126	196	74	391	199	453
15	1015	0	113	0	1	109	1	22	318	60	12	113	41	8	113	114	8	124	95	338	128	684

**Tableau IV.5 : Résultats des mesures de la désynchronisation pariétale en IRM pour le groupe de patients**

IS-L : Délai entre les parois inféroseptale et latérale  
AS-P : Délai entre les parois antéroseptale et postérieure  
IS-A : Délai entre les parois inféroseptale et antérieure

N° examen	Étude de la désynchronisation en échographie								QRS
	TM	DTI	Doppler pulsé	Speckle tracking		3D	FEVG		
	SPWMD	Ts- (lateral-septal)	LPEI	Strain radial coupe 4 cavités		TMSV 16 SD	2D	3D	
				basal	médian				
1	172	100	110	191	174	12%	?	27%	large
2	193	65	175	324	371	?	28%	?	large
3	390	115	200	253	404	12%	27%	31%	large
4	?	?	?	?	?	?	?	?	fin
5	/	?	201	388	389		29%	?	large
6	?	?	?	?	?	?	?	?	fin
7	?	?	?	?	?	?	?	?	large
8	50	10	?	37	51	3%	40%	25%	fin/large
9	299	60	?	?		4%	41%	18%	large
10	360	40	150	?	?	4%	32%	32%	large
11	115	?	?	/	/		18%	?	fin
12	324	75	144	?	?	7%	30%	23%	large
13	350	115	130	?	?	9%	24%	16%	fin
14	454	100	185	?	?	13%	25%	29%	fin
15	?	?	?	?	?	?	?	?	large

**Tableau IV.6 : Résultats préliminaires de l'étude de la désynchronisation en échographie pour le groupe de patients**

"/" : Non mesurable

"?" : Non mesuré

#### IV.4.6. Comparaison entre l'IRM cardiaque et l'échocardiographie

Afin d'évaluer les performances de mesure d'asynchronisme en IRM en tant que valeurs prédictives de réponse à la CRT (cf. chapitre 1 partie *I.4 Asynchronisme*), nous nous sommes intéressés à la qualité des résultats obtenus. Dans cette étude, le référentiel est l'échocardiographie avec la mesure du SPWMD. Sur la population de 15 patients ayant passé un examen d'IRM, 10 d'entre eux présentaient un examen d'échocardiographie complet dont la séquence TM était de qualité suffisante pour permettre la mesure du SPWMD. Les résultats préliminaires sont donc basés sur ces 10 patients.

L'évaluation des performances de mesure de l'asynchronisme est présentée ci-dessous sous la forme de matrices de confusion (Tableaux IV.7-13). Il s'agit de classer les résultats des patients en 2 groupes : VG normal et VG désynchronisé. Ce classement suppose de déterminer un seuil entre ces deux classes. L'étude PROSPECT [CHU08]<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Chung, et al., Circulation, 2008

indique un seuil de 130 ms entre la contraction des deux parois au-delà duquel, on considère qu'il y a asynchronisme (cf. *Annexe 2 : Prédicteurs de réponse à une CRT*). Dans un premier temps ce même seuil a été appliqué aux paramètres mesurés en IRM.

La sensibilité et la spécificité sont données à titre indicatif puisque le nombre de patient n'est pas encore suffisant. La sensibilité de l'IRM est sa capacité à donner un résultat positif (désynchronisation) lorsque la maladie est présente (désynchronisation mesurée en échographie). Elle s'oppose à la spécificité, qui est la capacité de l'IRM à donner un résultat négatif (pas désynchronisation, noté "normal" dans les tableaux) lorsque la maladie n'est pas présente (pas désynchronisation mesurée en échographie, noté "normal" dans les tableaux).

Les résultats des Tableaux IV.7, IV.8 et IV.10 semblent indiquer que les paramètres de désynchronisation obtenus en IRM pour lesquels la mesure est estimée localement ne sont pas généralisables (par opposition au paramètre XCD). Leur sensibilité est faible. La spécificité calculée ne peut être interprétée puisque l'étude ne présente actuellement que 2 examens d'échographie de cœurs non désynchronisés ("normaux"). Le nombre de patients dit désynchronisés et normaux devra être suffisant et présenter une taille de population identique.

Seul le paramètre XCD mesuré sur les courbes de vitesse radiale présente une sensibilité supérieure ou égale à 75% (Tableau IV.11 à IV.13). En particulier, les résultats de la matrice de confusion du Tableau IV.11 présentent une sensibilité et une spécificité de 100% pour le paramètre XCD mesuré en IRM entre les parois inféroseptale et latérale par rapport au paramètre SPWMD de l'échographie.

		IRM Courbe de distance Fin de systole Antéroseptale - Postérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	1	1
	Désynchronisé	5	3

Spécificité : 50%

Sensibilité : 38%

**Tableau IV.7 : Matrice de confusion entre le SPWMD<sup>1</sup> mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM en fin de systole entre les parois antéroseptale et postérieure**

La spécificité et la sensibilité de l'IRM par rapport à l'échographie en mode TM sont données à titre indicatif.

		IRM Courbe de distance Pic de vitesse en systole Antéroseptale - Postérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	2	0
	Désynchronisé	5	3

Spécificité : 100%

Sensibilité : 38%

**Tableau IV.8 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM au pic de vitesse en systole entre les parois antéroseptale et postérieure**

		IRM Courbe de distances XCD Antéroseptale - Postérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	1	1
	Désynchronisé	6	2

Spécificité : 50%

Sensibilité : 25%

**Tableau IV.9 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et postérieure**

<sup>1</sup> SPWMD : Septal-Posterior Wall Motion Delay

		IRM	
		Courbe vitesse radiale Début de systole Antéroseptale - Postérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	2	0
	Désynchronisé	6	2

Spécificité : 100%  
Sensibilité : 25%

**Tableau IV.10 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le délai mesuré en IRM en début de systole entre les parois antéroseptale et postérieure**

		IRM	
		Courbe vitesse radiale XCD Antéroseptale - Latérale	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	2	0
	Désynchronisé	0	8

Spécificité : 100%  
Sensibilité : 100%

**Tableau IV.11 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et latérale**

		IRM	
		Courbe vitesse radiale XCD Antéroseptale - Postérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	2	0
	Désynchronisé	5	3

Spécificité : 50%  
Sensibilité : 75%

**Tableau IV.12 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois antéroseptale et postérieure**

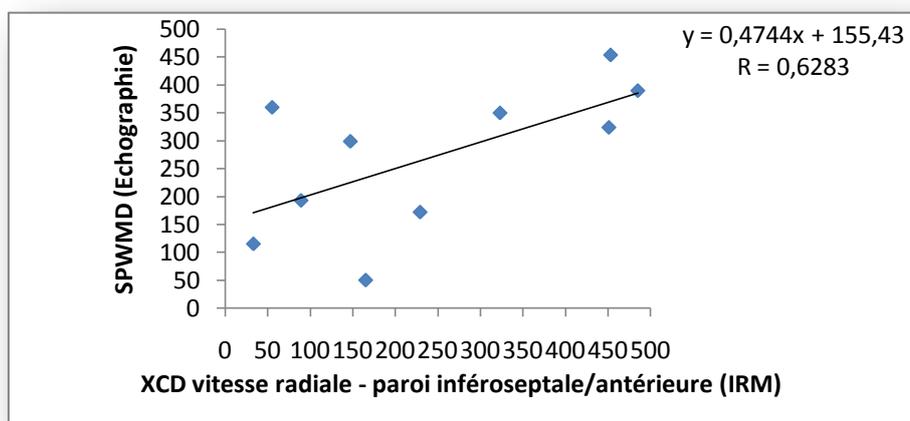
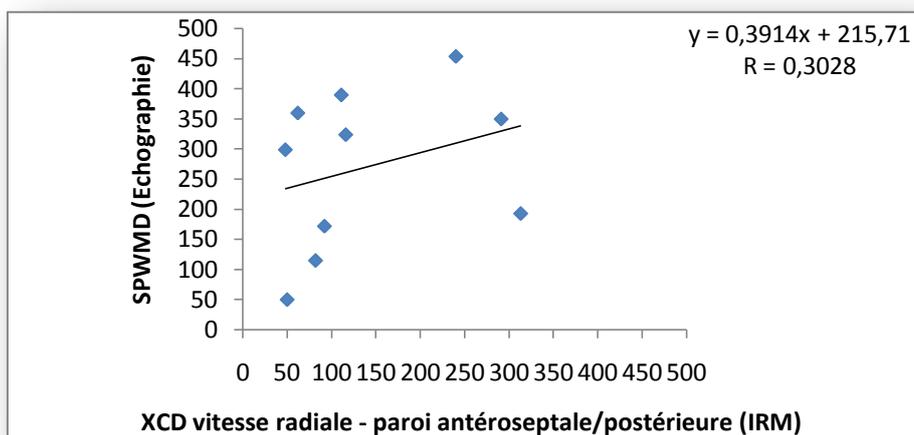
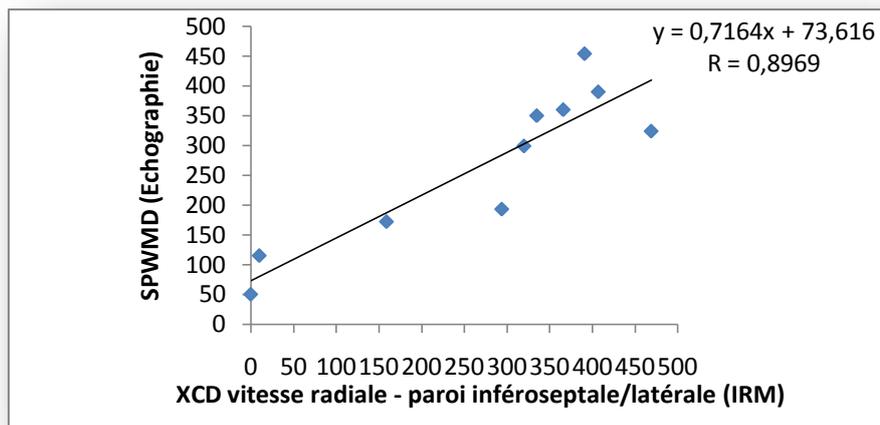
		IRM Courbe vitesse radiale XCD Inféroseptale - Antérieure	
		Normal	Désynchronisé
Écho SPWMD	Normal	1	1
	Désynchronisé	2	6

Spécificité : 50%  
Sensibilité : 75%

**Tableau IV.13 : Matrice de confusion entre le SPWMD mesuré en échographie et le XCD mesuré en IRM entre les parois inféroseptale et antérieure**

La corrélation entre la méthode de mesure de l'asynchronisme en IRM avec le paramètre XCD mesuré entre les parois inféroseptale et latérale et celui en échographie TM est présentée à la Figure IV.26 sur le premier graphique. Les premiers résultats montrent une bonne corrélation ( $R \cong 0,9$ ) entre ces deux méthodes. Cette tendance reste à confirmer sur un plus grand nombre de sujets.

Les résultats en IRM (Figure IV.26) semblent de moins bonne qualité lorsque l'asynchronisme est mesuré entre les parois inféroseptale et antérieure avec  $R \cong 0,6$ . Enfin, les mesures entre les parois antéroseptale et postérieure avec  $R \cong 0,3$  semblent peu corrélées au paramètre SPWMD de l'échographie et donc peu fiables. Une raison pourrait expliquer ce résultat : La paroi postérieure du VG en coupe petit axe est souvent sujette à des artéfacts provoqués par le flux sanguin dans l'aorte qui engendrent des difficultés à mesurer précisément le flux optique dans cette zone.



**Figure IV.26 : Résultats de l'étude de la mesure de désynchronisation en IRM et en échographie TM**

Les paramètres XCD ont été mesurés en IRM à partir des courbes de vitesse radiale entre différentes parois, puis comparés au paramètre SPWMD mesuré en échographie TM. Les mesures ont été effectuées sur 10 patients candidats à la CRT à QRS larges et fins.

## IV.5. CONCLUSION

---

L'étude de la désynchronisation mécanique en IRM cardiaque est possible. L'IRM cardiaque paraît être une alternative à l'échocardiographie notamment pour les patients faiblement échogènes. Les résultats préliminaires semblent prometteurs puisqu'il semble y avoir une corrélation entre les mesures de désynchronisation en IRM et celles d'échographie. L'étude de la sensibilité et de la spécificité par des matrices de confusion nécessite un nombre de patients plus important pour valider l'IRM comme facteurs prédictif de l'efficacité de la CRT.

La validation de l'IRM en tant que technique à part entière pour mesurer l'asynchronisme est un sujet complexe. La validation de la mesure du délai par l'échocardiographie soulève certaines difficultés telles que la mise en correspondance des images d'échographiques et des IRMs. Il n'existe pas actuellement de solution logicielle parfaite car le recalage 3D présente des imperfections.

L'extraction de paramètres en IRM, à partir des courbes de suivi de points d'intérêt, nécessite aussi une étude supplémentaire, notamment pour être moins sensible aux irrégularités des courbes. Il apparaît aussi qu'un recalage d'images serait nécessaire pour supprimer la composante du mouvement relative au déplacement global du cœur. Actuellement aucune technique ne permet de procéder à un quelconque recalage en raison de la difficulté à déterminer un référentiel de ce mouvement global. En effet, le cœur désynchronisé ne permet pas par exemple d'utiliser le barycentre du ventricule gauche comme référentiel puisque les parois ne se contactent pas simultanément.

De plus, au vu des intervalles RR très variables d'un patient à l'autre, il semblerait intéressant d'étudier l'utilisation de seuils de désynchronisation pariétale non plus absolus mais relatifs à la durée du RR, exprimés en pourcentage de celui-ci. En effet un seuil fixé à 130 ms pour un RR moyen de 1100 ms correspond à un seuil relatif de 12%, mais pour un RR à 600 ms il correspond à un seuil relatif de 22%. Dans cet exemple il ne paraît pas évident d'affirmer que le seuil absolu de 130 ms est représentatif pour ces deux extrêmes.

Ensuite, il semble y avoir un biais (la droite de régression ne passe pas par l'origine du repère du graphique) entre les résultats d'échographie et d'IRM (Figure IV.26) (biais mesuré à 73 ms sur cet exemple). Si ce biais se confirme lorsque la population étudiée sera plus importante, il faudra peut-être envisager de revoir le seuil et définir un seuil différent de celui du paramètre SPWMD de l'échographie.

Enfin, une étude plus approfondie est en cours notamment pour prédire la réponse à la CRT de patients sans cardiopathie ischémique présentant une désynchronisation mécanique à partir des facteurs de mesures en IRM et en échographie. De plus, les anomalies de l'ECG étant à différencier des anomalies mécaniques du myocarde, il serait

intéressant de comparer la valeur prédictive de différentes techniques et paramètres pour l'efficacité de la CRT. Entre autres, il serait intéressant d'étudier l'influence de la largeur du QRS par rapport aux paramètres de désynchronisation mécanique obtenus en IRM et en échographie.



# CHAPITRE 5 :

## FLUX OPTIQUE

### MULTICANAUX EN

### IRM CARDIAQUE

---

**L'***imagerie parallèle utilisée en IRM est en passe de devenir une technique courante. Elle permet de réduire significativement la durée des examens, ce qui constitue un atout majeur en IRM cardiaque.*

*L'idée est d'acquérir en parallèle, grâce à diverses antennes positionnées autour du patient, des images complémentaires du cœur. Ces images sont ensuite combinées pour constituer une image reconstruite.*

*Partant de ce principe, nous nous sommes intéressés à l'utilisation des images brutes de chaque antenne dans le cadre de l'estimation de mouvement par des techniques de flux optiques. Pour cela deux algorithmes de flux optique spécialement développés pour ce type d'images ont été testés.*

---

## V.1. CONTEXTE D'APPLICATION DE MÉTHODES DE FLUX OPTIQUES POUR L'IMAGERIE MULTICANAUX EN IRM CARDIAQUE

---

Les principes de l'imagerie multicanaux en IRM cardiaque ont été présentés au *Chapitre 2 : L'Imagerie par Résonance Magnétique* dans la partie *II.11 Imagerie multicanaux en IRM*. Les principales méthodes de reconstruction sont détaillées dans la partie *II.11.5 Reconstruction des images*.

Dans le cadre d'une première application d'estimation de mouvement par des méthodes de flux optique pour l'IRM multicanaux, nous travaillons sur des espaces  $k$  complets (sans facteur d'accélération) ou bien des espaces  $k$  préalablement complétés. Nous parlerons de technique de flux optique appliquée à "l'IRM multicanaux" par opposition au terme "IRM parallèle" puisque la technique développée ne gère pas directement des espaces  $k$  sous-échantillonnés.

## V.2. INTÉRÊT DE L'ESTIMATION DES MOUVEMENTS DU CŒUR PAR DES TECHNIQUES DE FLUX OPTIQUE MULTICANAUX

---

L'estimation de mouvements dans le cadre d'une application en IRM cardiaque est généralement effectuée à partir de l'image reconstruite. Cette image reconstruite, dans le cas de l'imagerie parallèle est en réalité une image résultant des différents signaux en provenance des antennes situées sur le patient. Dans cette partie, nous nous intéressons non plus à estimer le mouvement à partir de l'image reconstruite mais directement à partir des images brutes des antennes. Plusieurs raisons expliquent cet intérêt.

Tout d'abord, la génération de l'image reconstruite à partir des espaces  $k$  des antennes est une fonction non bijective. À partir des images provenant des antennes et à l'aide d'un algorithme de reconstruction multicanaux, une seule image est obtenue. Mais à partir de l'image reconstruite il n'est pas possible de retrouver l'image de chaque antenne : une infinité de combinaisons d'images pour chaque antenne est possible. En résumé, après reconstruction de l'image, l'image obtenue est un mélange des différentes images provenant des antennes. L'idée repose sur une image reconstruite qui serait aussi "riche" en informations que les signaux initiaux des antennes.

En réalité, la qualité de l'image reconstruite dépend fortement de l'algorithme de reconstruction d'images utilisé. Ainsi, deux algorithmes de reconstruction ne donneront pas exactement le même résultat. Visuellement les résultats paraîtront identiques

(cf. partie II.11.5 *Reconstruction des images*) car l'œil humain ne peut pas discerner tous les niveaux de gris présents dans l'image. En revanche, un algorithme de flux optique présente une sensibilité bien supérieure. L'idée serait de pouvoir s'affranchir en partie des algorithmes de reconstruction pour l'estimation de mouvement.

D'autre part, le bruit présent dans les images d'IRM provient d'un bruit gaussien présent à l'acquisition dans l'espace  $k$  sur chaque canal [DIE07, DIE08]<sup>1</sup>. L'image d'amplitude de ce canal présente un bruit décrit comme suivant généralement une distribution de Rice ou une distribution de Rayleigh sur le fond de l'image [GUD95]<sup>2</sup>. Lorsque les images sont acquises à partir du signal d'antennes en réseau phasé et reconstruites comme la racine carrée de la somme des carrés des images complexes de chaque canal [ROE90]<sup>3</sup>, le bruit suit une distribution plus complexe que celui des images d'IRM classiques. On dit que ce bruit est décrit par une distribution  $\chi$  (khi) non centrale [CON97, KEL05]<sup>4</sup>. Il paraît donc plus aisé de travailler sur les images brutes des antennes que sur les images reconstruites puisque le bruit est plus simple à appréhender.

Enfin, l'estimation du flux optique à partir des images des antennes permet de sur-contraindre le système d'équations du flux optique ce qui est très utile en cas de faible qualité des images. Barron et Klette [BAR02]<sup>5</sup> ont d'ailleurs montré que la précision du flux optique était légèrement améliorée si on dispose d'images couleurs, donc d'images multidimensionnelles, au lieu des images en niveaux de gris ou en saturations.

### V.3. MÉTHODE D'ESTIMATION DU FLUX OPTIQUE MULTICANAUX

---

L'objectif consiste à comparer le mouvement estimé à partir des images brutes des antennes et le mouvement estimé à partir de l'image reconstruite à l'aide de méthodes SENSE (*sensitivity encoding sequence*) [PRU99]<sup>6</sup> ou GRAPPA (*generalized autocalibrating partially parallel acquisitions*) [MAR02]<sup>7</sup>.

Les images synthétiques de la sphère sont utilisées pour générer des images d'IRM multicanaux simulées de cette sphère. Le mouvement est estimé à l'aide d'un

<sup>1</sup> Dietrich, et al., Magn Reson Imaging, 2008; Dietrich, et al., J Magn Reson Imaging, 2007

<sup>2</sup> Gudbjartsson, et al., Magn Reson Med, 1995

<sup>3</sup> Roemer, et al., Magn Reson Med, 1990

<sup>4</sup> Constantinides, Magn Reson Med, 1997; Kellman, et al., Magn Reson Med, 2005

<sup>5</sup> Barron, et al., in the Proceedings of the ICPR, 2002.

<sup>6</sup> Pruessmann, et al., Magn Reson Med, 1999

<sup>7</sup> Mark, et al., Magnetic Resonance in Medicine, 2002

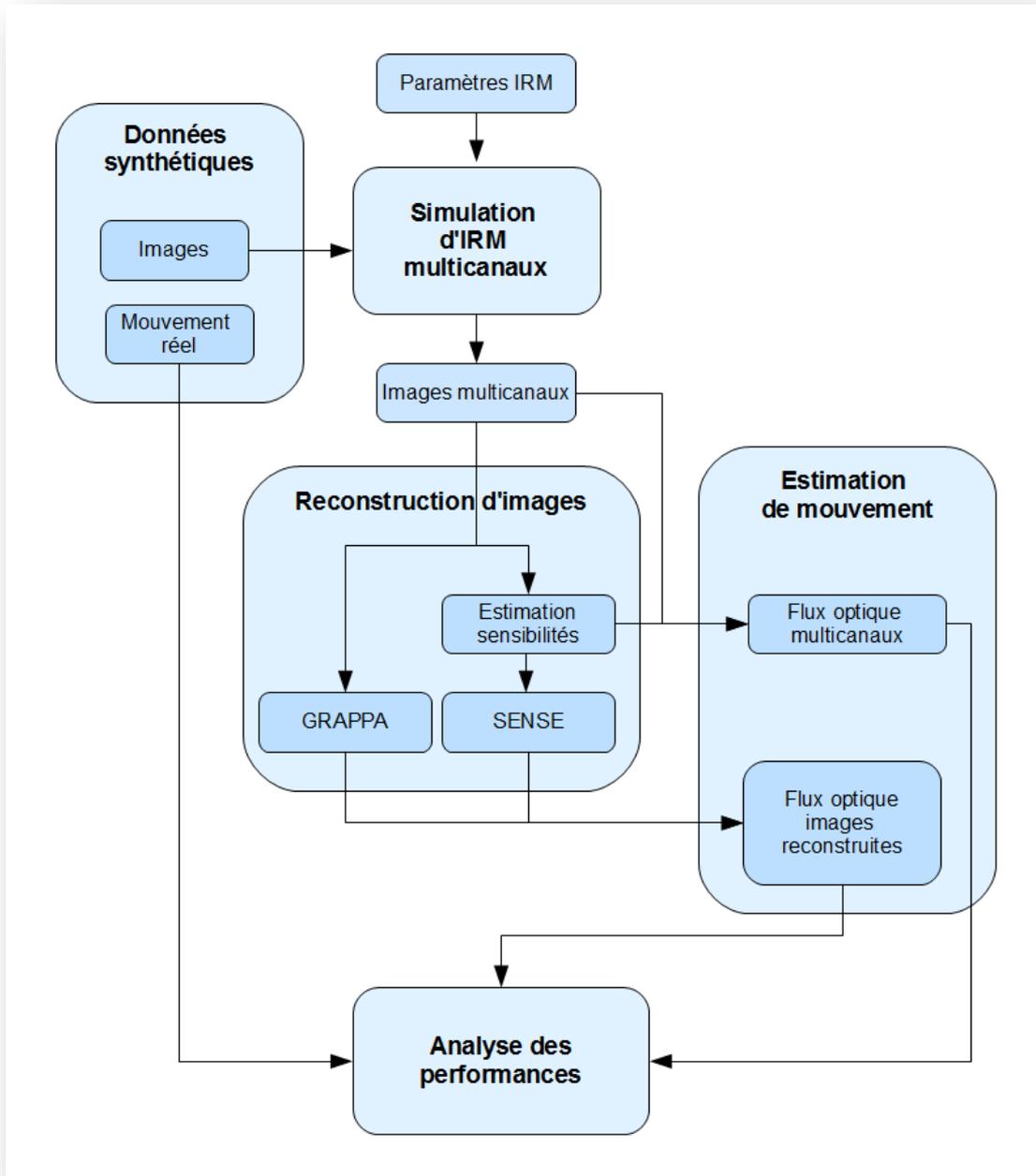
algorithme de flux optique dédié aux images multicanaux. Ce mouvement est ensuite comparé au mouvement réel des images synthétiques.

L'étude est décomposée en cinq modules (Figure V.1) :

- Le module de données synthétiques sert de base et de référence à l'étude. Il comprend une séquence d'images synthétiques (sphère qui se dilate et se contracte au cours du temps) et son mouvement réel associé sous la forme d'un champ de vecteurs déplacements pour chaque image.
- Le module de simulation d'IRM multicanaux permet de simuler des images multicanaux à partir d'une séquence d'images d'amplitude et des paramètres IRM des antennes. Il est par exemple possible d'utiliser un espace k sous-échantillonné et de sélectionner des lignes ACS (*autocalibrating signal*).
- Le module de reconstruction d'images, à partir des images brutes multicanaux générées, reconstruit la séquence d'images à l'aide d'un algorithme de type GRAPPA ou SENSE.
- Le module d'estimation de mouvement propose d'effectuer une estimation du flux optique par la méthode MPOF ou de Lucas et Kanade (LK) [LUC81]<sup>1</sup> à partir des images reconstruites, ou bien d'utiliser une méthode de flux optique spécialement conçue pour les images multicanaux basée sur ces mêmes méthodes (MPOF ou LK).
- Le module d'analyse des performances évalue les résultats de l'estimation de mouvement sur les images reconstruites et sur les images multicanaux à partir du mouvement réel de la séquence synthétique.

---

<sup>1</sup> Lucas, et al., Proceedings of IJCAI, 1981



**Figure V.1 : Évaluation des performances du flux optique en IRM multicanaux à partir de données synthétiques**

L'objectif est de comparer le FO estimé sur des images reconstruites de type SENSE ou GRAPPA par rapport à celui estimé à l'aide d'un algorithme dédié de FO multicanaux. Les résultats sont comparés avec le mouvement réel de la séquence synthétique.

### V.3.1. Simulation de l'acquisition de données IRM multicanaux

---

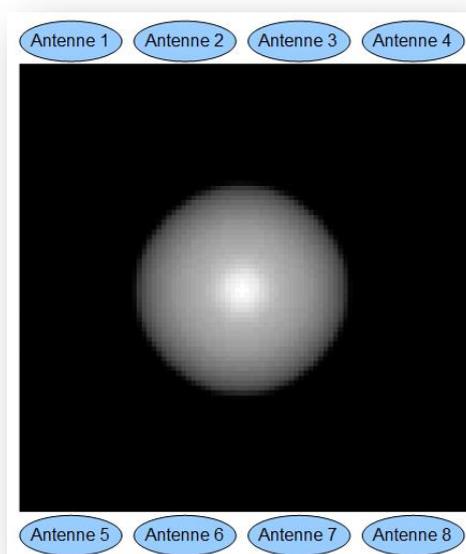
La simulation de données IRM multicanaux et la reconstruction des images est obtenue par la *toolbox* Matlab appelée PULSAR (*parallel imaging utilizing localized surface-coil acquisition and reconstruction*) [JI\_07]<sup>1</sup>. Cet outil permet une maîtrise complète de la chaîne de processus permettant d'aboutir à des images d'IRM multicanaux et à leurs images construites par simulation. Cette *toolbox* permet aussi de traiter des images brutes d'IRM multicanaux acquises in-vivo afin d'en effectuer la reconstruction.

#### V.3.1.i. Paramètres de simulation

---

Les données simulées correspondent à 8 antennes en réseau phasé réparties linéairement sur un même plan en 2 rangées de 4 antennes. Les images fantômes utilisées pour cette simulation sont celles de la sphère (Figure V.3).

Chaque antenne du réseau phasé est supposée avoir une taille de 15 × 7,5 cm. Deux antennes voisines sont placées respectivement à 7,5 cm l'une de l'autre sur une même ligne et à 15 cm sur une même colonne. Le signal émis par une antenne s'étend au-delà de ses propres dimensions ce qui génère un chevauchement partiel de l'image produite par l'antenne. Le champ de vue, appelé FOV (*field of view*), est fixé à 36 × 36 cm et la taille de la matrice est de 128 × 128 pixels.



**Figure V.2 : Schéma de la position des antennes autour de la sphère**

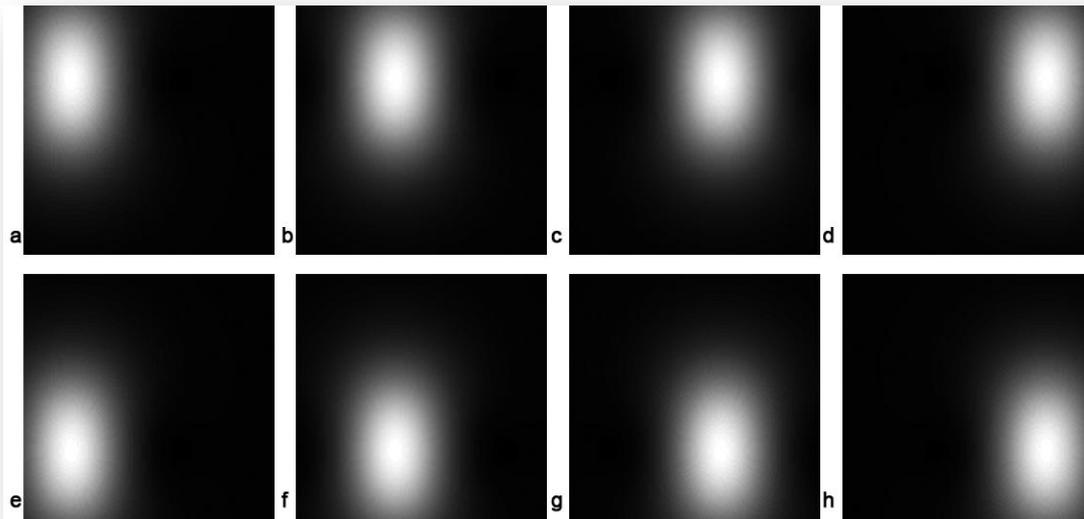
---

<sup>1</sup> Ji, et al., Concepts Magn Reson B: Magn Reson Eng, 2007

### V.3.1.ii. Simulation de la sensibilité des antennes

---

La *toolbox* PULSAR permet de générer les cartes de sensibilité d'antennes en réseau phasé en fonction de la géométrie des antennes paramétrées. Le champ magnétique B1 est exprimé par la loi de Biot-Savart. À partir de l'orientation de chaque antenne et de ses dimensions (longueur et largeur), le programme peut calculer la sensibilité complexe de chaque antenne pour chaque voxel du champ de vue (Figure V.3).



**Figure V.3 : Amplitude des cartes de sensibilité simulées**

Amplitude des cartes de sensibilité simulées de 8 antennes IRM. Les antennes sont réparties uniformément en 2 rangées de 4 antennes.

### V.3.1.iii. Simulation de l'espace k des antennes

---

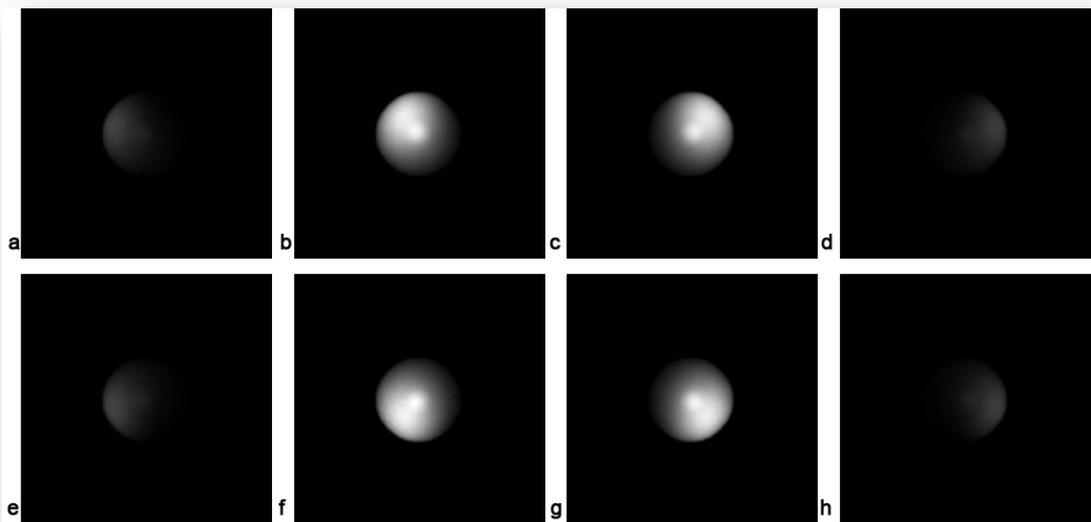
Une fois les cartes de sensibilité des antennes calculées, on peut procéder à la simulation des espaces k de chacune des antennes à partir d'une image donnée. Cela revient à simuler le signal reçu par chaque antenne si un objet avait été positionné dans l'IRM. Le paramétrage consiste à fixer la taille du champ de vue en fonction de la taille des pixels de l'image.

Le calcul de l'espace k de chaque antenne est obtenu par le produit d'Hadamard (produit matriciel point par point) des pixels de l'image spatiale et de la carte de sensibilité d'une antenne, suivi du calcul de la transformée de Fourier de ce produit. Cette étape permet d'obtenir un espace k "complet", toutes les lignes de l'espace k sont remplies (Figure V.4).

Pour simuler des données se rapprochant plus des images réelles d'IRM, il est possible de générer un bruit gaussien complexe de moyenne non nulle sur les données de l'espace  $k$ . Le bruit est supposé non corrélé au signal des antennes et sa variance est la même dans la partie réelle et imaginaire.

$$\sigma_{réel} = \sigma_{imaginaire} = \frac{1}{\sqrt{2}} \text{moy}(ROS)^2 \times \exp\left(-\frac{RSB}{20}\right) \quad (5.1)$$

La variance du bruit dépend de la moyenne au carré des niveaux de gris des pixels d'une région de l'image contenant du signal notée *ROS* (*Region of Signal*) et du rapport signal sur bruit (RSB) souhaité, exprimé en décibels.



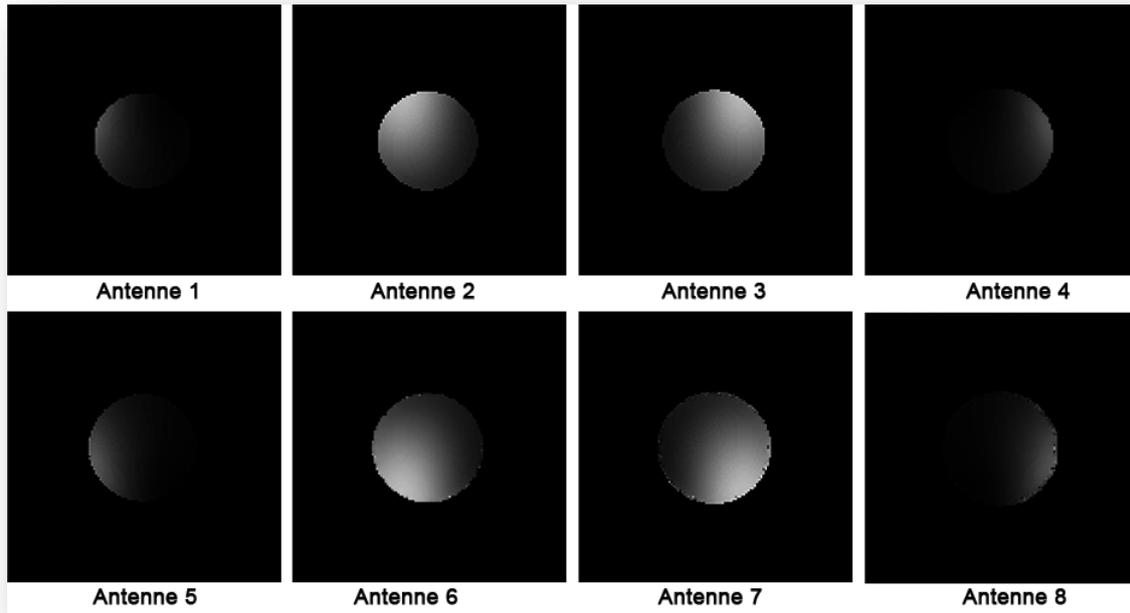
**Figure V.4 : Images d'amplitude des antennes simulées**

Images d'amplitude des antennes 8 simulées à partir des images de la sphère et des cartes de sensibilité simulées des antennes.

### V.3.2. Estimation des cartes de sensibilité des antennes

La méthode SENSE utilise des cartes de sensibilité pour reconstruire l'image. Les cartes de sensibilité réelle des antennes ne sont pas connues mais il est possible de les estimer à partir de la somme des carrés de toutes les antennes de l'image [ROE90]<sup>1</sup> (Figure V.5).

<sup>1</sup> Roemer, et al., Magn Reson Med, 1990



**Figure V.5 : Cartes de sensibilité estimées des antennes pour la séquence synthétique**

### V.3.3. Estimation du flux optique multicanaux

---

L'idée est de s'inspirer des travaux sur le flux optique appliqué aux images multidimensionnelles, en particulier les travaux réalisés pour estimer le mouvement sur des images couleurs. Les travaux sur le flux optique à partir de sources lumineuses distinctes est intéressant dans le sens où on trouve des similitudes avec les images multicanaux d'IRM.

#### *V.3.3.i. Flux optique à partir de sources lumineuses distinctes*

---

On peut par analogie comparer les images des antennes (acquises en IRM multicanaux) à des images acquises simultanément sous différentes conditions d'illumination. En flux optique, l'utilisation de sources de lumières multiples pour sur-contraindre le système d'équation a déjà été étudié par Woodham [WOO90]<sup>1</sup>. Dans cet article, deux sources de lumières étaient utilisées pour estimer le mouvement. Le mouvement estimé est alors indépendant de la source de lumière utilisée.

---

<sup>1</sup> Woodham, in the Proceedings of the ICCV90, 1990.

### V.3.3.ii. Flux optique sur des images couleurs

---

L'état de l'art, concernant l'utilisation du flux optique sur des images couleurs, reste restreint [BAR02, GOL97, MAR90, OHT89]<sup>1</sup>. Les méthodes proposées sont basées sur les méthodes de Horn et Schunck [HOR81]<sup>2</sup> et Lucas et Kanade [LUC81]<sup>3</sup>.

Toutes ces techniques de flux optique dédiées aux images couleurs ont pour base commune l'équation générale du flux optique donnée au chapitre 3 :

$$I_x v_x + I_y v_y + I_t = 0 \quad (5.2)$$

Avec  $I_x = \partial I / \partial x$ ,  $I_y = \partial I / \partial y$  et  $I_t = \partial I / \partial t$  les dérivées partielles d'ordre un du pixel à la position  $(x, y, t)$  et d'intensité  $I$ .

Toutes ces méthodes ont été testées par Barron et Klette [BAR02]<sup>4</sup> avec différents espaces de couleurs tels que RGB (*Red Green Blue*), HSI (*Hue Saturation Intensity*) et YIQ (Y la luminance, I et Q la chrominance). Les tests supplémentaires ont été faits en prenant un canal couleur ou bien en combinant plusieurs canaux.

Golland et Bruckstein [GOL97]<sup>5</sup> ont estimé le mouvement sur des images couleur RGB. La contrainte du flux optique est appliquée à chacun des canaux R, G et B. Le système d'équations à résoudre est noté :

$$R_x v_x + R_y v_y + R_t = 0 \quad (5.3)$$

$$G_x v_x + G_y v_y + G_t = 0$$

$$B_x v_x + B_y v_y + B_t = 0$$

Avec  $R_x = \partial R / \partial x$ ,  $R_y = \partial R / \partial y$ ,  $R_t = \partial R / \partial t$ ,  $G_x = \partial G / \partial x$ ,  $G_y = \partial G / \partial y$ ,  $G_t = \partial G / \partial t$ ,  $B_x = \partial B / \partial x$ ,  $B_y = \frac{\partial B}{\partial y}$  et  $B_t = \partial B / \partial t$  les dérivées partielles d'ordre un du pixel à la position  $(x, y, t)$  et d'intensités  $R, G, B$ .

---

<sup>1</sup> Barron, et al., in the Proceedings of the *ICPR*, 2002; Golland, et al., *CVGIP*, 1997; Markandey, et al., in the Proceedings of the *ICCV90*, 1990; Ohta, in the Proceedings of the *IEEE Int. Conf. on Image Processing*, 1989.

<sup>2</sup> Horn, et al., *Artif Intell* 1981

<sup>3</sup> Lucas, et al., Proceedings of *IJCAI*, 1981

<sup>4</sup> Barron, et al., in the Proceedings of the *ICPR*, 2002.

<sup>5</sup> Golland, et al., *CVGIP*, 1997

La solution du système est obtenue en utilisant le principe de résolution matricielle de Lucas et Kanade [LUC81]<sup>1</sup> (détaillé au chapitre 3) :

$$V = [A^T A]^{-1} A^T b \quad (5.4)$$

Avec

$$A = \begin{pmatrix} R_x & R_y \\ G_x & G_y \\ B_x & B_y \end{pmatrix}, \quad b = \begin{pmatrix} -R_t \\ -G_t \\ -B_t \end{pmatrix}$$

La matrice A doit être inversible (non-singulière).

Il est possible de pondérer chaque canal couleur sous forme d'une résolution par les moindres carrés. Cette technique a aussi été testée sur des images HSI et YIQ par Barron et Klette [BAR02]<sup>2</sup>. Si on tient compte de la contrainte de cohérence spatiale dans un voisinage autour du pixel étudié,  $A^T A$  devient la méthode par les moindres carrés proposée par Lucas et Kanade. Barron et Klette [BAR02] ont entre autres testé cette méthode dans un voisinage 3 x 3. Cette méthode semble obtenir les meilleurs résultats.

Nous nous sommes par conséquent dans un premier temps basés sur l'algorithme de Lucas et Kanade pour proposer une méthode adaptée aux images multicanaux d'IRM.

### *V.3.3.iii. Application de la méthode de flux optique de Lucas et Kanade à l'IRM multicanaux*

---

Le choix de l'algorithme de Lucas et Kanade comme base pour proposer une première méthode adaptée aux images multicanaux d'IRM s'explique par des coûts de calculs faibles comparés à la méthode MPOF (méthode basée sur la phase du signal et proposée comme méthode de flux optique adaptée aux images d'IRM). La méthode de Lucas et Kanade est une méthode différentielle basée sur l'intensité des pixels. Son implémentation est rapide et les temps de calculs faibles ce qui permet d'effectuer des tests rapides. Un autre avantage se situe dans le principe de résolution matricielle du système d'équations linéaires qui est le même que pour la méthode MPOF. Les principes de cette méthode sont facilement transposables à la méthode MPOF. Ainsi, on peut supposer que si les résultats sur les images d'IRM multicanaux sont encourageants avec l'algorithme de Lucas et Kanade, ils seront probablement meilleurs avec la méthode MPOF.

<sup>1</sup> Lucas, et al., Proceedings of IJCAI, 1981

<sup>2</sup> Barron, et al., in the Proceedings of the ICPR, 2002.

Le principe de cette technique repose sur l'utilisation d'un voisinage  $3 \times 3$  pondéré par une gaussienne comme pour la méthode de Lucas et Kanade. Cette pondération est la même pour chaque antenne. La spécificité consiste à introduire, en plus de cette pondération, la notion de sensibilité de chaque pixel de ce voisinage en fonction de sa position spatiale dans l'image de chaque antenne. Cette sensibilité a été préalablement estimée pour chaque antenne. La technique de calcul des cartes de sensibilités des antennes est la même que celle utilisée dans la méthode de reconstruction SENSE précédemment décrite.

La matrice  $W$  contient les poids attribués pour chaque antenne à chaque pixel situé dans le voisinage du pixel étudié (Figure V.6). L'expression de la vitesse est notée :

$$V = [A^T W A]^{-1} A^T W b \quad (5.5)$$

La matrice  $A^T$  contient les valeurs des gradients dans les directions  $x$  et  $y$ . Le vecteur  $b$  contient les valeurs des gradients au niveau temporel. Soit 8 le nombre d'antennes utilisées en IRM multicanaux, les matrices  $A$  et  $b$  sont notées :

$$A = \begin{pmatrix} I_{1x} & I_{1y} \\ I_{2x} & I_{2y} \\ \vdots & \vdots \\ I_{ax} & I_{ay} \\ \vdots & \vdots \\ I_{7x} & I_{7y} \\ I_{8x} & I_{8y} \end{pmatrix}, \quad b = \begin{pmatrix} -I_{1t} \\ -I_{2t} \\ \vdots \\ -I_{at} \\ \vdots \\ -I_{7t} \\ -I_{8t} \end{pmatrix} \quad (5.6)$$

Sachant que la vitesse est estimée pour un pixel  $(x, y, t)$  dans un voisinage  $\Omega$  de taille  $N \times N = 3 \times 3$ , les gradients  $I_{ax}, I_{ay}, I_{at}$  de chaque antenne  $a$  en tous points du voisinage sont des vecteurs de taille  $n = N \times N$  définis de la manière suivante :

$$I_{ax} = \begin{bmatrix} I_{ax1} \\ \dots \\ I_{axn} \end{bmatrix}, \quad I_{ay} = \begin{bmatrix} I_{ay1} \\ \dots \\ I_{ayn} \end{bmatrix}, \quad I_{at} = \begin{bmatrix} I_{at1} \\ \dots \\ I_{atn} \end{bmatrix} \text{ avec } a \in [1..8] \quad (5.7)$$

La taille de la matrice  $A$  est donc de  $8 \times N \times N = 72$  lignes par 2 colonnes. Par conséquent la matrice carrée  $W$  est de taille  $8 \times N \times N$ . Cette matrice sert à pondérer les valeurs des gradients estimés et dépend de la distance du pixel voisin par rapport au pixel étudié et de la sensibilité estimée en ce pixel dans l'image pour chacune des antennes d'IRM.

$W$  est le produit de 3 matrices :

$$W = G I S \quad (5.8)$$

La matrice  $I$  est la matrice identité. La matrice  $G$  est une matrice diagonale qui contient les coefficients d'une fonction gaussienne 2D afin de donner un poids aux pixels voisins en fonction de leur distance au pixel étudié.

$G$  est défini par :

$$G = \begin{bmatrix} G_1 & 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & G_2 & \ddots & & & & & \vdots \\ \vdots & \ddots & G_3 & \ddots & & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & G_4 & \ddots & & & \vdots \\ \vdots & & & \ddots & G_5 & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & & \ddots & G_6 & \ddots & \vdots \\ \vdots & & & & & \ddots & G_7 & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 & G_8 \end{bmatrix} \quad (5.9)$$

$$G_1 = \dots = G_i = \dots = G_8 = \begin{bmatrix} g_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \ddots & 0 & \vdots \\ \vdots & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & g_n \end{bmatrix}$$

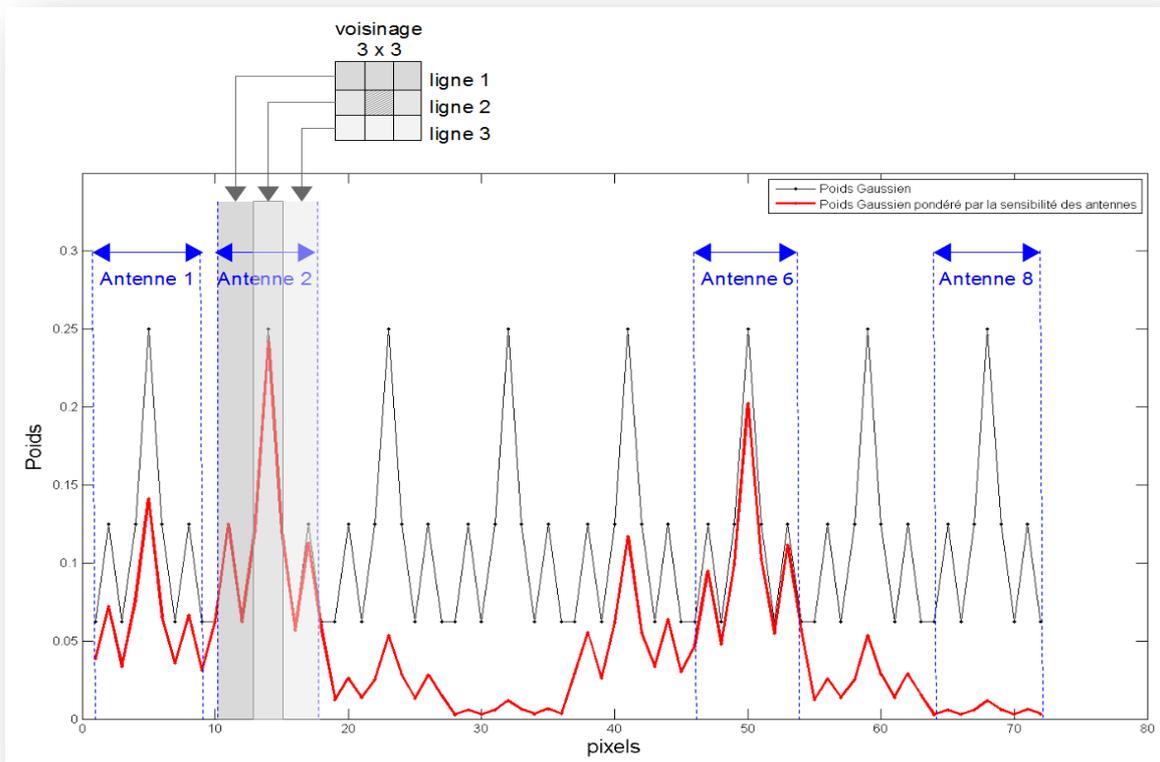
Enfin, la matrice  $S$  est une matrice diagonale contenant la sensibilité de chaque pixel de chaque image pour chaque antenne. Cette matrice est obtenue à partir des cartes de sensibilité estimées dans les images de résonance magnétique des antennes.  $S$  est notée :

$$S = \begin{bmatrix} S_1 & 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 \\ 0 & S_2 & \ddots & & & & & \vdots \\ \vdots & \ddots & S_3 & \ddots & & & & \vdots \\ \vdots & & \ddots & S_4 & \ddots & & & \vdots \\ \vdots & & & \ddots & S_5 & \ddots & & \vdots \\ \vdots & & & & \ddots & S_6 & \ddots & \vdots \\ \vdots & & & & & \ddots & S_7 & 0 \\ 0 & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & 0 & S_8 \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

$$S_1 = \dots = S_i = \dots = S_8 = \begin{bmatrix} s_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \ddots & 0 & \vdots \\ \vdots & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 & s_n \end{bmatrix}$$

La Figure V.6 illustre, pour chaque antenne dans un voisinage donné autour d'un pixel étudié dans l'image, les poids de la matrice diagonale  $W$ . La courbe noire représente les poids attribués à chaque pixel en ne tenant compte que de la distance au voisinage ( $W = G$ ) : Le poids ne dépend pas du signal de l'antenne. La courbe rouge intègre à la fois la notion de distance au voisinage et l'information sur de sensibilité des antennes en chacun des pixels du voisinage ( $W = G I S$ ). Si la sensibilité de l'antenne est faible pour les pixels situés dans un voisinage autour du pixel étudié, le poids attribué

pour l'estimation de la vitesse en ce pixel sera lui aussi faible. Dans cet exemple les antennes 3 et 7 ont des poids faibles et les antennes 4 et 8 ont des poids proches de zéro.



**Figure V.6 : Exemple de spectre des poids attribués à chaque antenne de chaque pixel d'un voisinage 3 x 3 autour du pixel étudié**

Le spectre en rouge correspond à la diagonale de la matrice  $W$  (équation (5.8)) d'un pixel d'une image de la séquence synthétique. Les antennes 2 et 6 auront le plus d'influence dans l'estimation de la vitesse.

#### *V.3.3.iv. Méthode de flux optique MPOF pour l'IRM multicanaux*

La méthode MPOF est détaillée au *Chapitre 3* : Estimation du mouvement par des techniques de flux optique dans les parties *III.4.4 Méthodes basées sur la phase* et *III.5 Méthode proposée*. Cette technique est basée sur la méthode développée par Fleet et Jepson [FLE90]<sup>1</sup> et présente le même principe de résolution matricielle (cf. équation (5.5)) du système d'équations linéaire que la méthode de Lucas et Kanade (méthode LK) [LUC81]<sup>2</sup>. La différence majeure tient au fait que la méthode LK repose sur le calcul de gradients d'intensités dans l'image alors que la méthode MPOF repose sur le calcul de gradients de phase obtenus à partir de la réponse de filtres directionnels dans les images

<sup>1</sup> Fleet, et al., Int J Comput Vision, 1990

<sup>2</sup> Lucas, et al., Proceedings of IJCAI, 1981

(ces filtres sensibles au mouvement dans des directions données viennent déjà contraindre le système). L'implémentation de la méthode MPOF suit donc la résolution de l'équation  $V = [A^TWA]^{-1}A^TWb$  avec  $W = GIS$ . La taille du voisinage est de  $N \times N = 5 \times 5$  comme décrit au chapitre 3.

## V.4. ÉVALUATION DES PERFORMANCES

---

Les performances des méthodes développées ont été étudiées sur la séquence d'images synthétiques et ont fait l'objet de mesures de l'erreur angulaire moyenne et de l'erreur d'amplitude moyenne du flux optique estimé. L'étude a aussi porté sur l'effet du rapport signal sur bruit (RSB) lié à l'écart-type du bruit présent dans l'image pour l'estimation du flux optique.

Des essais sur des séquences d'IRM cardiovasculaires ont ensuite été effectués. Les résultats obtenus ont été évalués visuellement.

### V.4.1. Étude sur la séquence synthétique

---

Des prétraitements sur les images synthétiques ont été nécessaires pour les méthodes de flux optiques basées sur l'algorithme de Lucas et Kanade. Le filtrage a consisté à appliquer un gaussien de taille  $5 \times 5$  et d'écart-type 2 afin de lisser l'image avant le calcul des dérivées. Les méthodes basées sur l'algorithme MPOF n'ont pas nécessité de prétraitement. Le flux optique obtenu n'a pas fait l'objet de post-traitement. La taille des images est de  $128 \times 128$  pixels.

La première partie des tests porte sur les techniques de flux optique de Lucas et Kanade (LK) et la deuxième partie sur celles basées sur la méthode MPOF (*Modified phase-based optical flow*). Les méthodes de LK et MPOF ont été testées sur les images synthétiques de la sphère, ainsi que sur des images d'IRM simulées à partir de la séquence synthétique avec une reconstruction SENSE et GRAPPA.

Les images GRAPPA ont été obtenues avec un facteur d'accélération de 2 ( $R=2$ ) et 8 lignes ACS ont été acquises au centre des images. Pour les images SENSE aucun facteur d'accélération n'a été utilisé ( $R=1$ ), l'espace  $k$  est donc complet pour ces images.

Les méthodes de flux optique LK multicanaux et MPOF multicanaux ont été testées avec et sans l'information des cartes de sensibilités des antennes pour déterminer dans si cela améliore les résultats de l'estimation de mouvement et si oui, dans quelle mesure.

#### V.4.1.i. Résultats

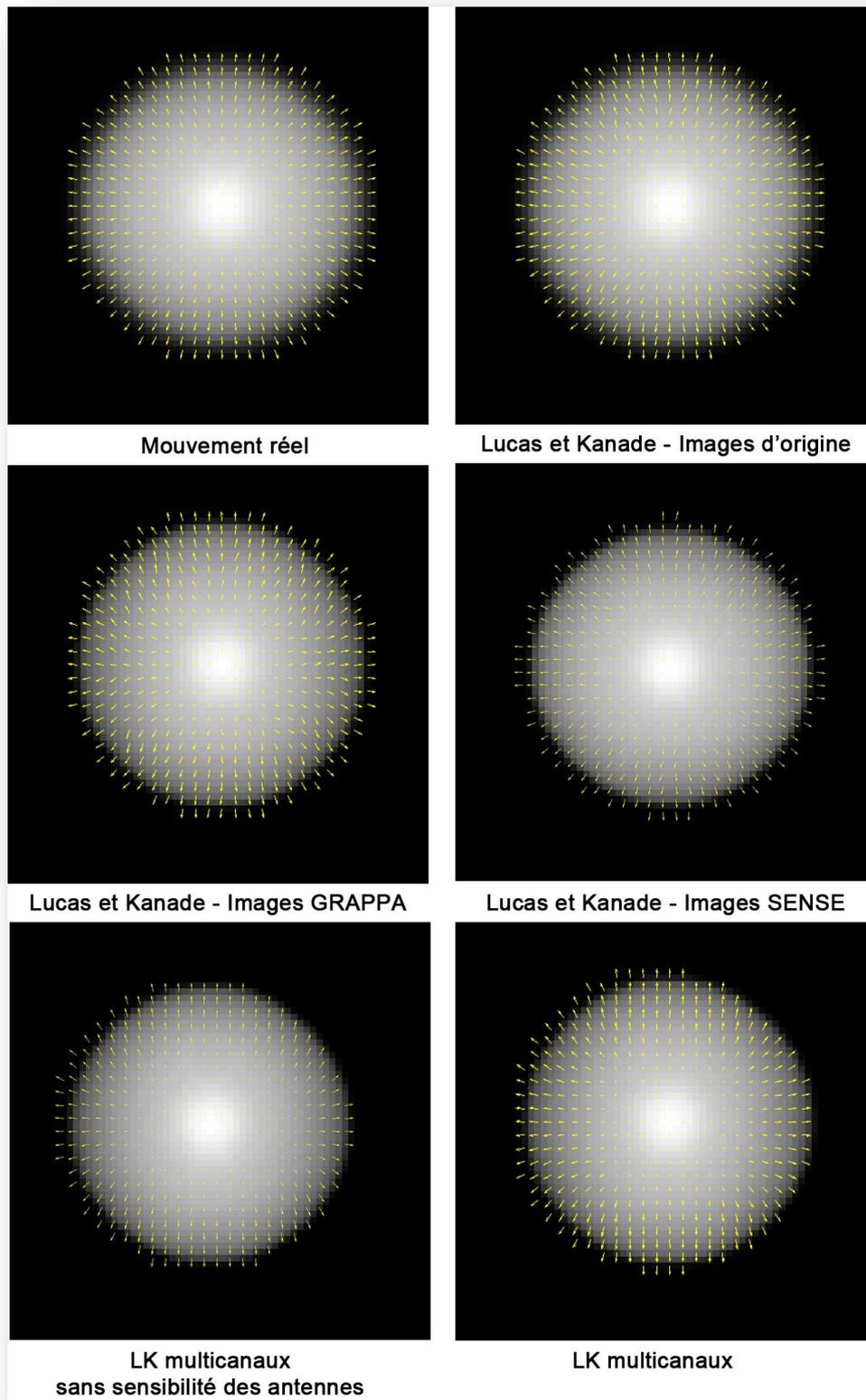
Les résultats statistiques sont présentés dans le Tableau V.1 en termes d'erreur angulaire moyenne et d'erreur d'amplitude en fonction des images et de la méthode utilisées. Il apparaît qu'il n'y a pas de différence significative entre les méthodes et les images utilisées. On peut noter que la méthode MPOF présente des résultats très légèrement meilleurs comparée à la méthode LK.

<b>Images</b>	<b>Technique de flux optique</b>	<b>Erreur angulaire moyenne</b>	<b>Erreur amplitude moyenne</b>
Images synthétiques	LK	3,7± 5,7°	0,06±0,10
Images GRAPPA	LK	4,2±6,3°	0,06±0,10
Images SENSE	LK	6,0±9,8°	0,09±0,20
Antennes simulées	LK multicanaux sans sensibilité des antennes	5,8±8,0°	0,08±0,14
Antennes simulées	LK multicanaux	5,3±7,9°	0,08±0,14
Images synthétiques	MPOF	3,2±4,5°	0,05±0,07
Images GRAPPA	MPOF	3,9±5,6°	0,07±0,11
Images SENSE	MPOF	5,1±7,7°	0,09±0,15
Antennes simulées	MPOF multicanaux sans sensibilité des antennes	5,1±7,3°	0,08±0,13
Antennes simulées	MPOF multicanaux	4,2±5,9°	0,07±0,11

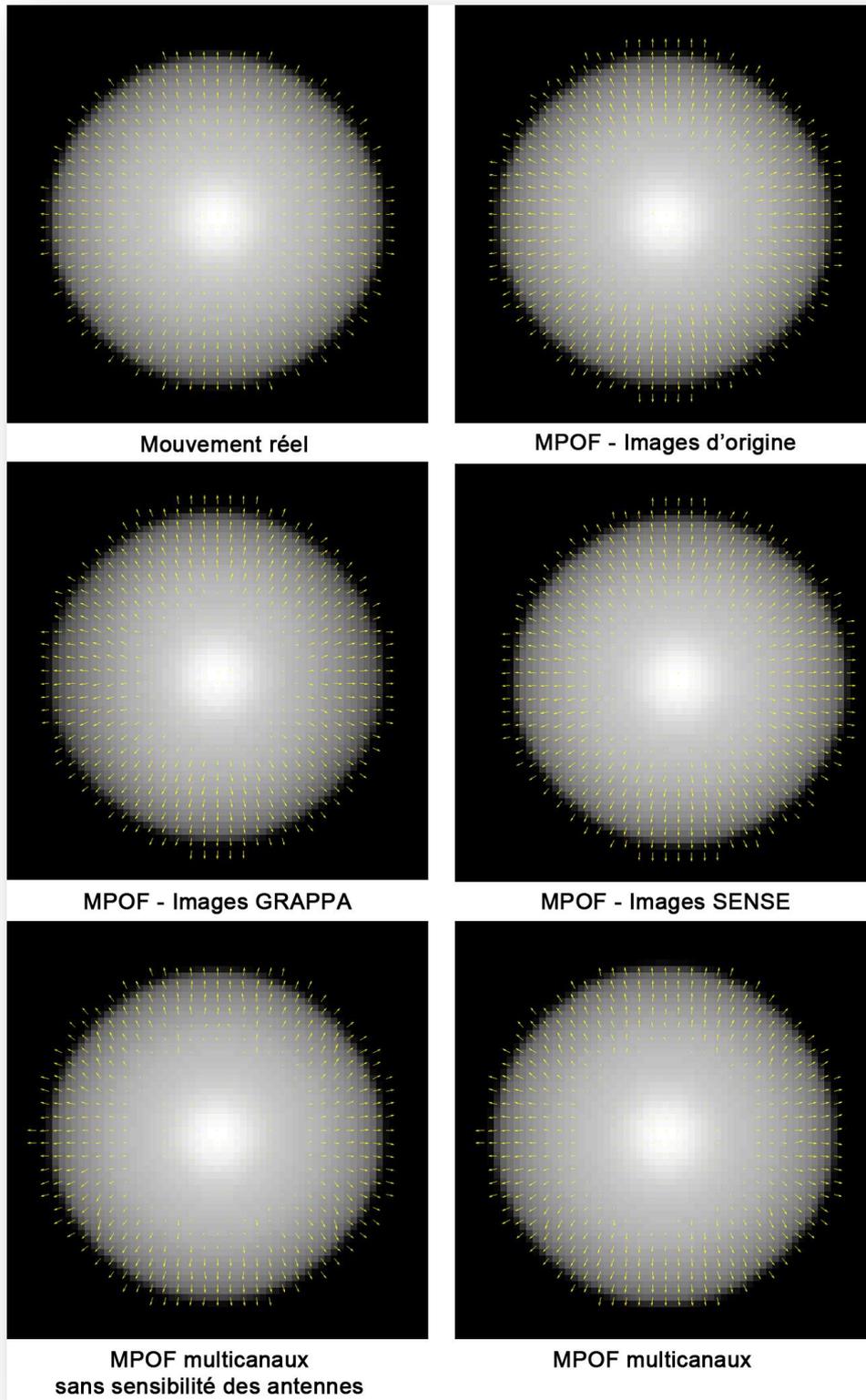
**Tableau V.1 : Résultats statistiques des méthodes de flux optique pour différentes séquences d'images**

#### V.4.1.ii. Résultats du flux optique sous forme de champ vectoriel superposé aux images

Les résultats visuels du flux optique pour les méthodes LK et MPOF sont respectivement présentés à la Figure V.7 et à la Figure V.8 sous forme de champ vectoriel superposé aux images. Ces résultats corroborent les résultats statistiques précédemment détaillés dans le Tableau V.1.



**Figure V.7 : Flux optique LK estimé à partir d'images synthétiques**



**Figure V.8 : Flux optique MPOF estimé à partir d'images synthétiques**

### *V.4.1.iii. Évaluation des méthodes de flux optiques en présence de bruit ricien*

---

Les résultats précédents ne montrant pas de différence significative entre les méthodes, une étude a été conduite pour étudier l'influence du bruit sur les résultats d'estimation de mouvement.

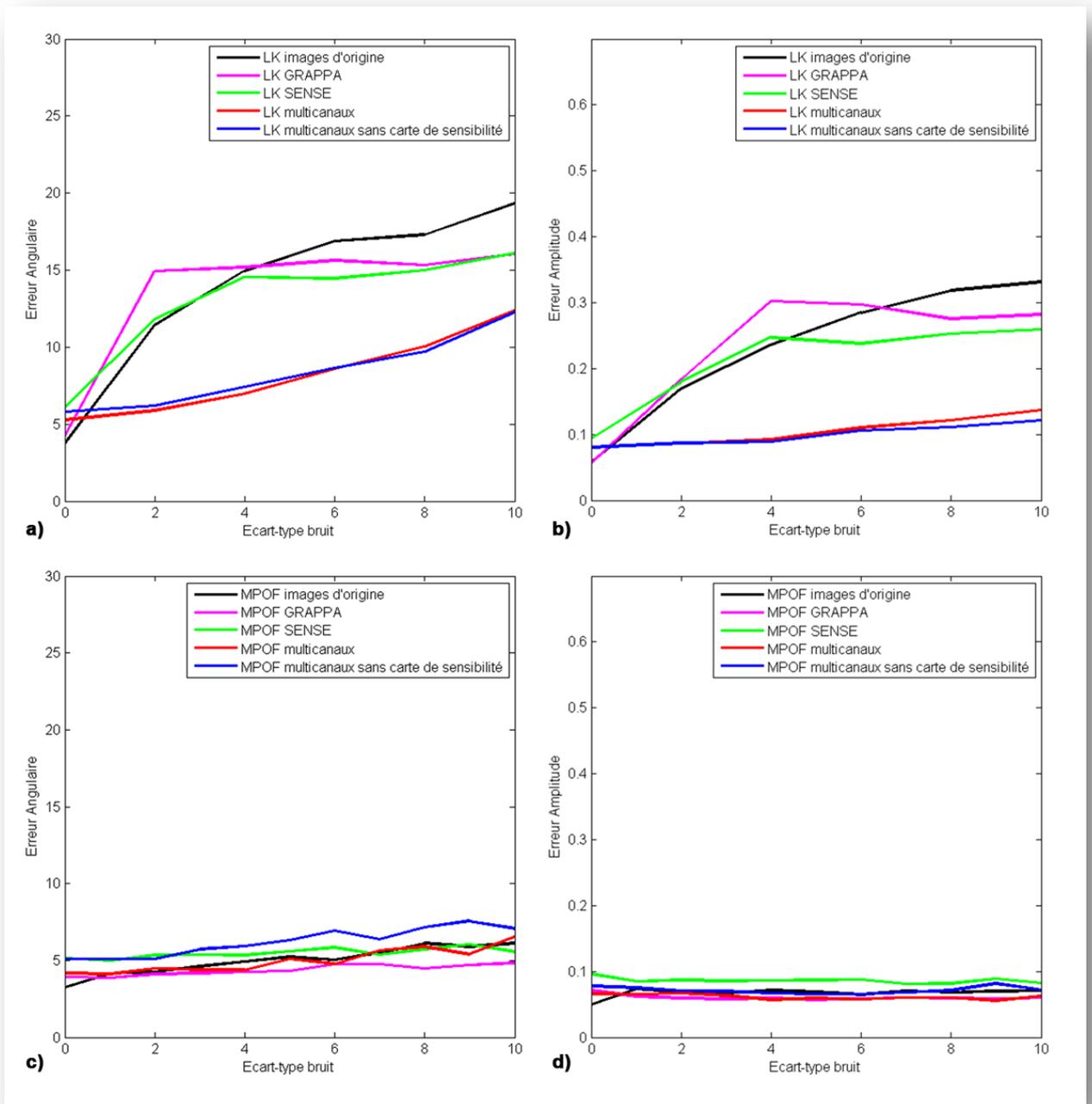
L'étude de la qualité du flux optique, estimée à partir des méthodes LK et MPOF, a consisté à mesurer l'erreur angulaire moyenne (Figure V.9a et Figure V.9c) et l'erreur d'amplitude moyenne (Figure V.9b et Figure V.9d) dans les images synthétiques en faisant varier de 0 à 10 l'écart-type du bruit ricien présent dans les images.

Pour les méthodes LK et LK multicanaux, l'erreur angulaire moyenne ainsi que l'erreur d'amplitude moyenne varient respectivement :

- D'environ 5 à 17° et de 0,07 à 0,30 pixel/frame pour la méthode LK appliquée aux images synthétiques, et aux images simulées avec reconstruction SENSE et GRAPPA.
- D'environ 6 à 12° et de 0,08 à 0,13 pixel/frame pour les méthodes LK multicanaux.

Les résultats sont donc de meilleure qualité en utilisant la méthode LK multicanaux avec que sans les cartes de sensibilité. Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que les méthodes basées sur les techniques de Lucas et Kanade sont sensibles au bruit dans les images (la qualité du mouvement est directement liée à l'estimation des gradients dans les images) : en sur-contrainant le système d'équations linéaires du flux optique par l'information des antennes, le mouvement estimé est moins tributaire du bruit et l'erreur dans l'estimation du mouvement est par conséquent moindre.

Pour les méthodes MPOF et MPOF multicanaux, les résultats statistiques montrent que quelles que soient la méthode et les images utilisées, l'erreur angulaire moyenne et l'erreur d'amplitude moyenne sont stables, de l'ordre respectivement de 5° et de 0,07 pixel/frame.



**Figure V.9 : Erreurs angulaire et d'amplitude moyennes du flux optique estimée avec les méthodes LK et MPOF en fonction du bruit ricien**

a) c) Erreurs angulaires et b) d) d'amplitude moyennes du flux optique en fonction de l'écart-type du bruit, des images et de la technique de flux optique employée (LK, MPOF, LK multicanaux, MPOF multicanaux).

#### *V.4.1.iv. Discussion*

---

Les méthodes LK et LK multicanaux sont très rapides, de l'ordre de quelques secondes sur un micro-ordinateur conventionnel pour l'estimation du mouvement sur une image. En revanche, pour les méthodes MPOF et MPOF multicanaux, les temps d'exécution sont plus longs, respectivement de l'ordre de 2 et 6 minutes pour estimer le mouvement sur une image.

Dans le cadre d'une application en IRM cardiaque, il apparaît que pour obtenir des résultats rapidement, il serait préférable d'utiliser la méthode de flux optique de Lucas et Kanade multicanaux; mais pour obtenir des résultats robustes au bruit dans les images sans contrainte sur les temps d'exécution, la méthode de flux optique MPOF semble plus adaptée.

### **V.4.2. Application à l'IRM multicanaux**

---

Les méthodes LK et MPOF ont été testées sur des images d'amplitude d'IRM cardiaque multicanaux. Les méthodes LK multicanaux et MPOF multicanaux ont quant à elles été testées sur les images brutes provenant des 8 antennes de cette même séquence. Les paramètres d'acquisitions des images ont été présentés dans le Chapitre 2 : L'Imagerie par Résonance Magnétique dans la partie *II.12 Paramètres d'acquisition en IRM multicanaux*.

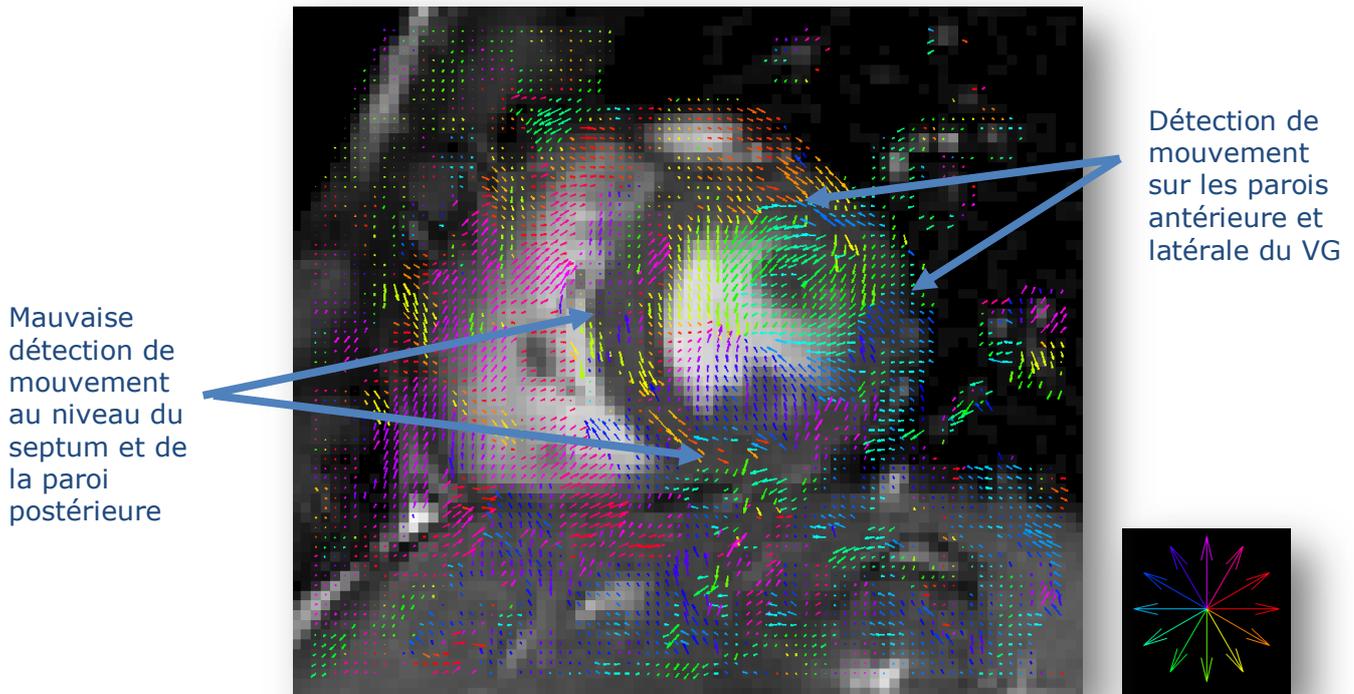
#### *V.4.2.i. Résultats d'estimation de mouvement*

---

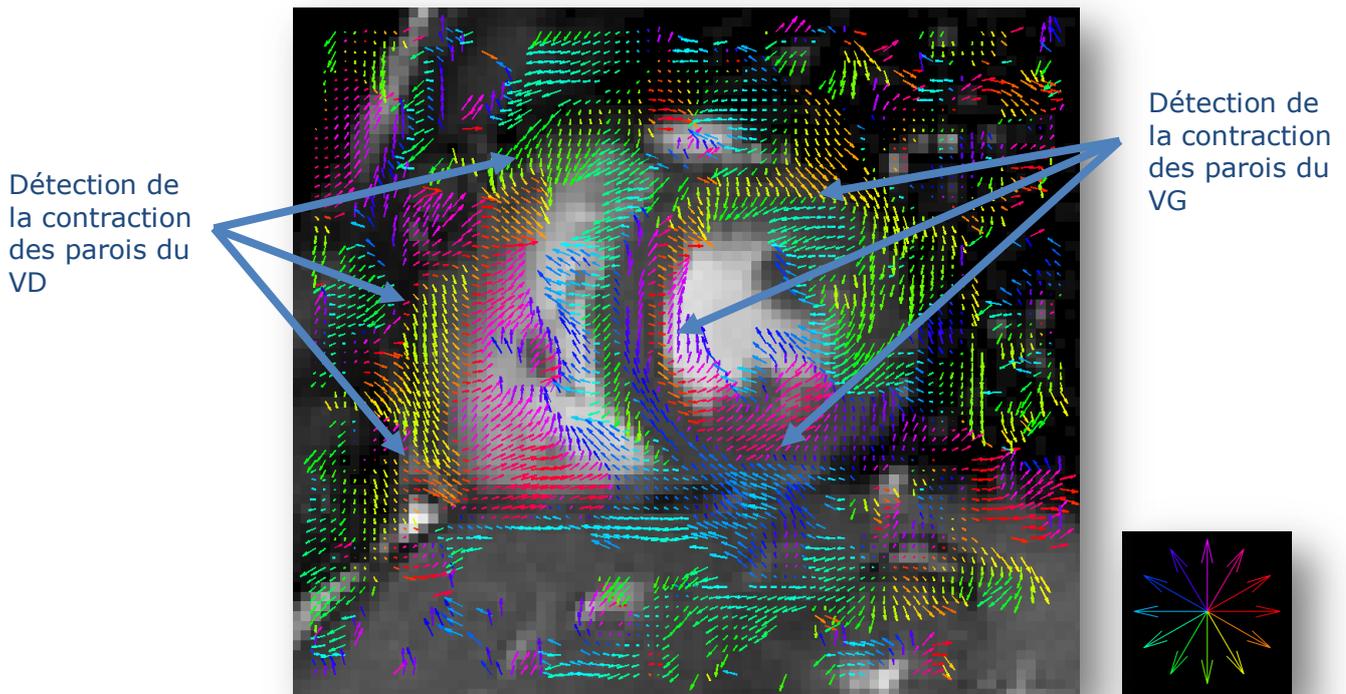
Les figures ci-dessous présentent les résultats du flux optique sur la séquence d'IRM multicanaux en coupe petit-axe en phase de systole avec les méthodes LK, LK multicanaux, MPOF et MPOF multicanaux.

La méthode LK (Figure V.10) permet de visualiser la contraction du VG au niveau de sa cavité et de l'endocarde. Le mouvement est peu ou mal détecté sur le reste du myocarde excepté pour les parois antérieure et latérale du VG. Le mouvement général du VD semble cohérent avec l'interprétation visuelle de cette séquence d'images mais localement des incohérences de mouvement sont présentes.

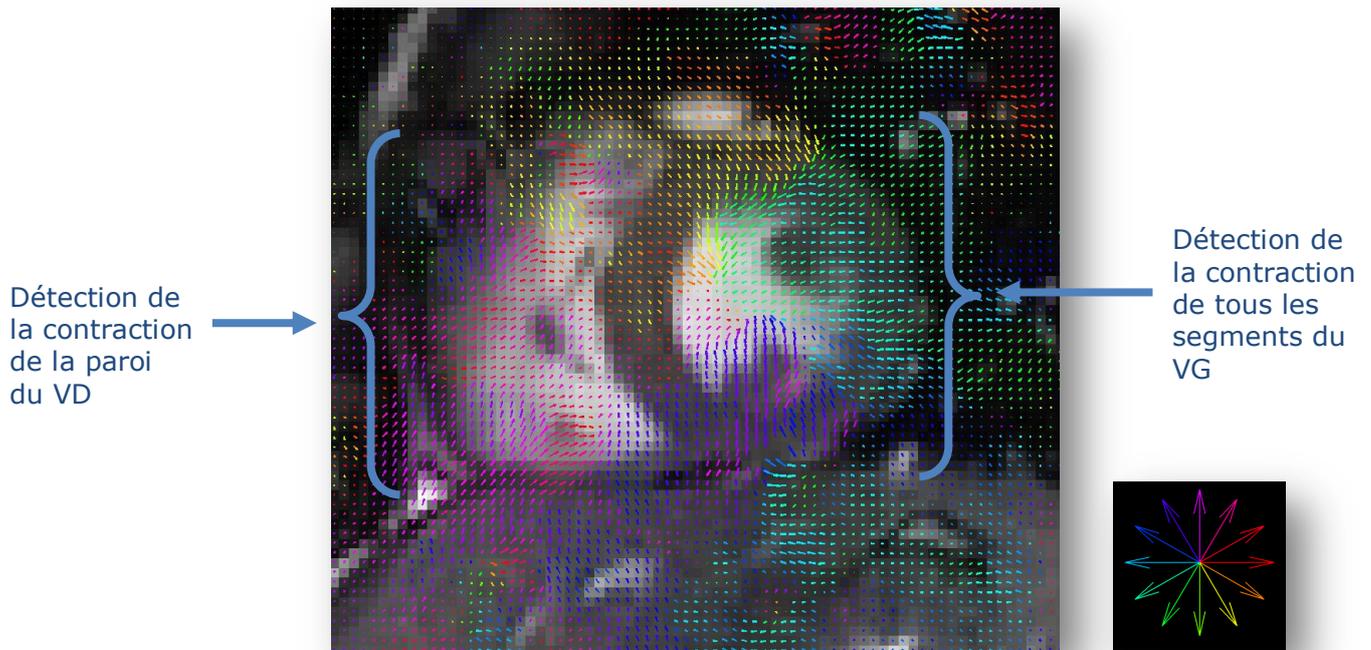
La méthode LK multicanaux (Figure V.11) semble donner de meilleurs résultats comparativement à la méthode LK : on discerne très bien la contraction à la fois du ventricule gauche et du ventricule droit. Le mouvement est mieux détecté sur les parois du VG et sur le VD, il paraît plus cohérent.



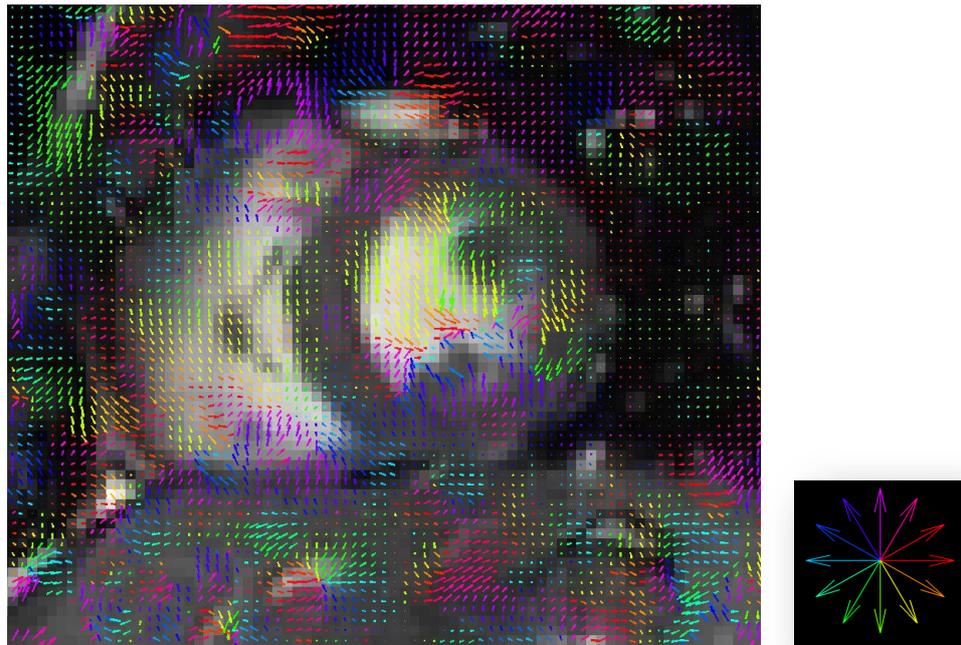
**Figure V.10 Flux optique estimé avec l'algorithme de LK sur des images en amplitude d'IRM cardiaque. La séquence a été obtenue in vivo.**



**Figure V.11 Flux optique estimé avec l'algorithme LK développé pour les images d'IRM multicanaux et appliqué aux images brutes des antennes. La séquence d'IRM cardiaque multicanaux a été obtenue in vivo.**



**Figure V.12 : Flux optique estimé avec l'algorithme MPOF sur des images en amplitude d'IRM cardiaque. La séquence a été obtenue in vivo.**



**Figure V.13 : Flux optique estimé avec l'algorithme MPOF multicanaux développé pour les images d'IRM multicanaux et appliqué aux images brutes des antennes. La séquence a été obtenue in vivo.**

La méthode MPOF (Figure V.12) présente un champ de vecteur mouvement cohérent avec l'interprétation visuelle du mouvement sur ces images. On discerne parfaitement le mouvement de contraction des parois du VG dont les vecteurs sont orientés vers le centre du ventricule. Les mouvements au niveau du VD semblent aussi cohérents.

Les résultats de la méthode MPOF (Figure V.13) multicanaux semblent quant à eux un peu décevant comparativement à la méthode MPOF.

#### *V.4.2.ii. Discussion*

---

Les résultats de flux optiques obtenus sur les images de résonance magnétique de cœur semblent corroborer les résultats obtenus à partir des images synthétiques. Les résultats de l'estimation du flux optique par la méthode LK multicanaux à partir des images multicanaux semblent meilleurs que ceux obtenus par la méthode LK à partir des images d'amplitudes reconstruites. La méthode MPOF semble donner les meilleurs résultats. En revanche la méthode MPOF multicanaux à partir des images multicanaux ne présente pas d'amélioration des résultats, le mouvement est même moins bien détecté qu'avec la méthode LK.

## **V.5. CONCLUSION**

---

Cette étude a permis de démontrer qu'il était possible d'estimer les mouvements cardiaques en IRM, directement à partir de l'information brute de chaque antenne. Les images de chacune des antennes paraissent en effet plus simples à traiter que l'image reconstruite.

Pour cela deux algorithmes de flux optique multicanaux ont été développés, l'un basé sur la technique de Lucas et Kanade et l'autre basé sur la technique MPOF (proposée au chapitre 3 comme technique adaptée aux images d'IRM).

La *toolbox* PULSAR a permis de générer, à partir des images synthétiques, les images provenant de 8 antennes en réseau phasé réparties linéairement sur un même plan et de simuler ensuite des images d'IRM reconstruites avec un algorithme de type GRAPPA et SENSE. Le mouvement réel présent sur chacune des images synthétiques étant connu, il a été possible d'étudier les résultats obtenus avec les différents algorithmes de flux optique en fonction des images utilisées (images synthétiques, images simulées des 8 antennes, images reconstruites à partir des images des 8 antennes).

L'étude a montré que sur des images synthétiques ne présentant pas de bruit, c'est-à-dire dont le signal est parfait, les méthodes développées sont aussi performantes que leurs homologues appliquées aux images synthétiques ou reconstruites avec cependant des résultats très légèrement meilleurs avec la méthode MPOF et MPOF multicanaux.

En conclusion, la méthode LK développée pour les images d'IRM multicanaux est la méthode la plus performante en termes de temps d'exécution et de qualité de flux optique mesuré comparativement à la méthode LK appliquée aux images d'amplitude (images synthétiques et images reconstruites). La méthode MPOF appliquée aux images d'amplitudes est moins rapide mais donne de meilleurs résultats dans le cas d'images dégradées par du bruit ricien.



## CONCLUSION GÉNÉRALE

Dans le contexte de l'étude des mouvements de la paroi myocardique, l'échocardiographie est la technique d'imagerie de référence permettant notamment des mesures de désynchronisation pariétale. Les mouvements de la paroi du cœur peuvent aussi faire l'objet d'une étude en IRM notamment par marquage tissulaire (*tagging*). La plus grande liberté d'orientation du plan de coupe en IRM est un avantage comparé à l'échocardiographie qui est généralement pratiquée en coupe parasternale petit axe au niveau des muscles papillaires. L'utilisation de séquences de *tagging* est cependant peu courante en pratique clinique car elle constitue une séquence additionnelle impliquant de plus l'utilisation de programmes spécifiques de traitement des images.

Partant du postulat que l'IRM constitue une technique d'imagerie à fort potentiel pour l'étude des mouvements du cœur mais relativement peu employée à cette fin en pratique clinique, ce travail de thèse a consisté à montrer que l'évaluation de la désynchronisation de la paroi du ventricule gauche à partir d'images de ciné-IRM standard était possible. Cette séquence, de type SSFP (*steady state free precession*), est généralement utilisée pour l'étude de la fonction cardiaque. L'intérêt de cette séquence tient à son excellente résolution spatio-temporelle. Les images ont été obtenues avec une synchronisation rétrospective à l'ECG permettant ainsi de couvrir la totalité du cycle cardiaque.

L'estimation des mouvements dans les images de ciné-IRM de type SSFP a été obtenue à l'aide de techniques de flux optique. La méthode développée, MPOF (*Modified Phase based Optical Flow method*), basée sur l'estimation des gradients de phase de l'image, semble particulièrement adaptée aux images de résonance magnétique. Cette méthode a permis d'éviter les principaux écueils liés aux techniques classiques de flux optique testées. En particulier cette méthode a montré sa robustesse en présence de bruit ricien et en présence de variations d'intensité des pixels au cours du temps, généralement provoquées par les mouvements du cœur à travers le plan, notamment en coupe petit axe.

L'estimation du flux optique en IRM permet ensuite d'étudier le délai de contraction entre les différents segments du ventricule gauche. Cette analyse de la désynchronisation pariétale obtenue à partir du mouvement estimé dans les séquences

de ciné-IRM cardiaque donne des résultats prometteurs. En particulier, le paramètre XCD (délai entre deux courbes de mouvement par corrélation croisée) mesuré sur les courbes de vitesse radiale entre les parois septale et latérale semble être corrélé aux mesures de désynchronisation obtenues en échographie à l'aide du paramètre SPWMD (délai de contraction entre la paroi septale et postérieure). L'IRM cardiaque pourrait être une alternative à l'échocardiographie notamment pour les patients faiblement échogènes.

L'utilisation de l'information de mouvement recueillie en amont par imagerie multicanaux, i.e. avant la reconstruction des images par le système d'acquisition, est possible grâce au développement de techniques de flux optique adaptées à l'IRM multicanaux. Nous avons ainsi démontré qu'il était possible d'estimer les mouvements cardiaques en IRM directement à partir de l'information brute de chaque antenne. L'idée consistait à estimer le flux optique indépendamment de l'algorithme utilisé pour la reconstruction des images multicanaux. Deux algorithmes de flux optique multicanaux ont ainsi été développés et testés donnant des résultats encourageants.

Cependant concernant l'étude de la désynchronisation cardiaque en IRM, des progrès restent à faire dans deux domaines, à savoir la méthodologie et la validation de la technique de mesure de la désynchronisation en IRM.

L'extraction de paramètres de désynchronisation en IRM, à partir des courbes de suivi de points d'intérêt, nécessite encore des améliorations, notamment pour diminuer la sensibilité aux erreurs de mesure. Il apparaît aussi qu'un recalage d'image serait nécessaire pour supprimer la composante du mouvement relative au déplacement global du cœur. Un recalage fiable paraît très difficile à mettre en œuvre en raison de la complexité à déterminer le référentiel de ce mouvement global.

La prise en compte d'un nombre de patients plus important serait nécessaire pour valider les résultats. Des recherches supplémentaires sont en cours sur les raisons qui pourraient expliquer la faible corrélation entre les mesures de désynchronisation prises entre les parois antéroseptale et postérieure en IRM d'une part, et les mesures du paramètre SPWMD en échographie TM d'autre part, alors même que les mesures sont effectuées dans des zones semblables. Enfin, une étude plus approfondie, basée sur des facteurs de mesure en IRM et en échographie, est en cours. Elle a notamment pour objet de prédire la réponse à la thérapie de resynchronisation ventriculaire (CRT : *Cardiac Resynchronisation Therapy*) de patients sans cardiopathie ischémique présentant une désynchronisation mécanique. De plus, les anomalies de l'ECG étant à différencier des anomalies mécaniques du myocarde, il serait intéressant de comparer la valeur prédictive de différentes techniques et paramètres pour l'efficacité de la CRT.

# ANNEXE 1 : CLASSIFICATION NYHA

## DE L'INSUFFISANCE CARDIAQUE

Classe NYHA	Description
I (Léger)	Pas de limitation : les efforts physiques habituels ne provoquent pas de fatigue, de dyspnée <sup>1</sup> ou de palpitations inhabituelles.
II (Léger)	Il existe une petite limitation des capacités physiques : le patient n'a pas de symptômes au repos mais des efforts normaux provoquent fatigue, palpitations ou dyspnée.
III (Modéré)	Il existe une limitation évidente de la capacité d'effort : le patient se sent toujours bien au repos mais un effort minime provoque déjà des symptômes.
IV (Sévère)	Le patient ne peut plus effectuer aucun effort sans éprouver de symptômes : les symptômes de l'insuffisance cardiaque sont déjà présents au repos et s'aggravent au moindre effort.

---

<sup>1</sup> Dyspnée : Difficulté à respirer, s'accompagnant d'une sensation de gêne ou d'oppression ; essoufflement.



# ANNEXE 2 : PRÉDICTEURS DE RÉPONSE À UNE CRT

Echocardiographic Predictor	Description of Method	Echocardiography Method	Cutoff
SPWMD <sup>10</sup>	Septal-posterior wall motion delay; M mode measured by parasternal short-axis view	M mode	≥130 ms
IVMD <sup>14</sup>	Interventricular mechanical delay defined as the difference between left and right ventricular preejection intervals	Pulsed Doppler	≥40 ms
LVFT/RR <sup>14</sup>	Left ventricular filling time (LVFT) in relation to cardiac cycle length (RR) as measured by transmitral Doppler echo expressed as percentage	Pulsed Doppler	≤40%
LPEI <sup>14</sup>	Left ventricular preejection interval defined as the time interval between the beginning of QRS and beginning of left ventricular ejection by Doppler	Pulsed Doppler	≥140 ms
LLWC <sup>14</sup>	Intraventricular dyssynchrony left lateral wall contraction defined as the presence of overlap between the end of lateral wall contraction (via M mode) and onset of LV filling (by Doppler echocardiography)	M mode and pulsed Doppler	Any overlap
Ts-(lateral-septal) <sup>15</sup>	Delay between time to peak systolic velocity in ejection phase at basal septal and basal lateral segments	TDI	≥60 ms
Ts-SD <sup>11,13</sup>	SD of time from QRS to peak systolic velocity in ejection phase for 12 left ventricular segments (6 basal and 6 middle)	TDI	≥32 ms
PVD <sup>16</sup>	Peak velocity difference derived from subtracting the maximal from the minimal difference of time to peak velocity (excluding velocities occurring during isovolumic contraction time) for 6 segments at basal level	TDI	≥110 ms
DLC <sup>17,18</sup>	Delayed longitudinal contraction measured in the 6 basal left ventricular segments with a systolic contraction component in early diastole by TDI and confirmed with strain rate imaging	TDI+SRI	≥2 basal segments
Ts-peak displacement	Maximum difference of time to peak systolic displacement for 4 segments	TDI	≥Median
Ts-peak (basal)	Maximum difference of time to peak systolic velocity for 6 segments at basal level	TDI	≥Median
Ts-onset (basal)	Maximum difference of time to onset of systolic velocity for 6 segments at basal level	TDI	≥Median

Selon Chung, E.S., Leon, A.R., Tavazzi, L., et al., Results of the Predictors of Response to CRT (PROSPECT) trial. *Circulation*, 2008. 117(20): p. 2609.



# ANNEXE 3 : ACRONYMES DES SÉQUENCES IRM

Type de séquence	Philips	Siemens	GE	Hitachi	Toshiba
<b>Spin Echo (SE)</b>	SE				
<b>Multi echo SE</b>	Multi SE	Multi SE MS	SE		Multi echo
<b>Fast SE</b>	Turbo SE		Fast SE		
<b>Ultra fast SE</b>	SSH-TSE UFSE	SSTSE HASTE	SS-FSE	FSE-ADA	(Super) FASE DIET
<b>IR</b>	IR				
	IR TSE	TurboIR/TIRM	FSE-IR	FIR	FastIR
<b>STIR</b>	STIR STIR TSE	STIR Turbo STIR	STIR Fast STIR		
<b>FLAIR</b>	FLAIR				
	FLAIR TSE	Turbo FLAIR	Fast FLAIR		
<b>Gradient Echo (GE)</b>	Fast Field Echo (FFE)	GRE		GE	FE
<b>Spoiled GE</b>	T1-FFE	FLASH	SPGR MPSPGR	RSSG	RF-spoiled FE
<b>Ultra fast GE</b>	T1-TFE T2-TFE THRIVE	TurboFLASH VIBE	FGRE Fast SPGR FMPSPGR VIBRANT FAME LAVA	SARGE	Fast FE RADIANCE QUICK 3D
<b>Ultra fast GE with Magn. preparation</b>	IR-TFE	T1/T2-Turbo FLASH	IR-FSPGR DE-FSPGR		Fast FE
<b>Steady state (SS) GE (SSFP)</b>	FFE	FISP	MPGR GRE	TRSG	FE
<b>Contrast enhanced SS GE (SSFP)</b>	T2-FFE	PSIF	SSFP		FE
<b>Balanced GE (Balanced SSFP)</b>	Balanced FFE	TrueFISP	FIESTA	BASG	TrueSSFP
<b>SE-Echo planar</b>	SE-EPI	EPI SE	SE EPI		
<b>GE-Echo planar</b>	FFE-EPI TFE-EPI	EPI Perf EPIFI	GRE EPI	SG-EPI	FE-EPI
<b>Hybrid echo</b>	GRASE	TGSE			Hybrid EPI

Référence : <http://www.imaios.com/fr/e-Cours/e-MRI/Sequences-IRM/Sequences-acronymes>

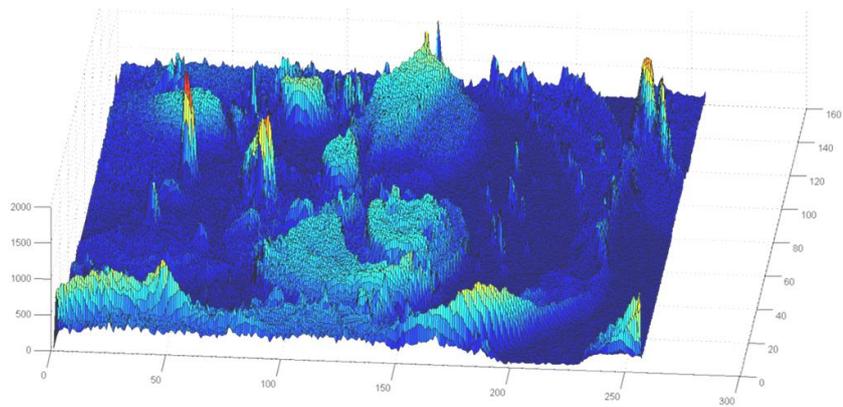


## ANNEXE 4 : BRUIT RICIEN EN IRM

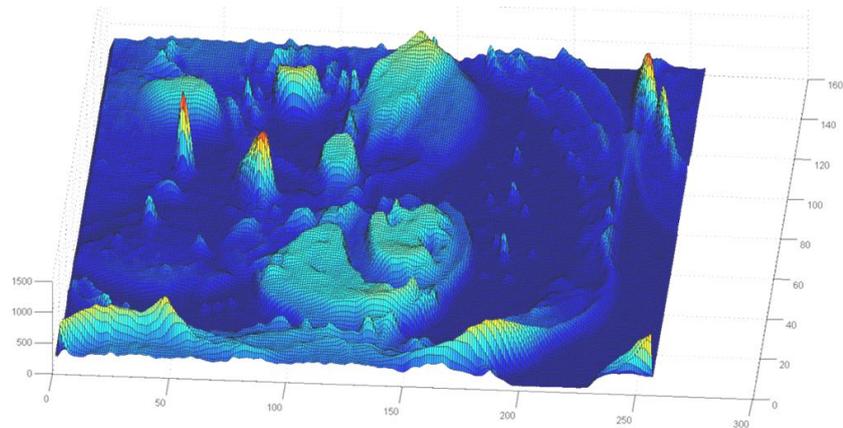
a) Représentation surfacique d'une IRM en coupe petit axe (Figure II.5).

b) La même image après un filtrage gaussien et c) après application de la méthode CA.

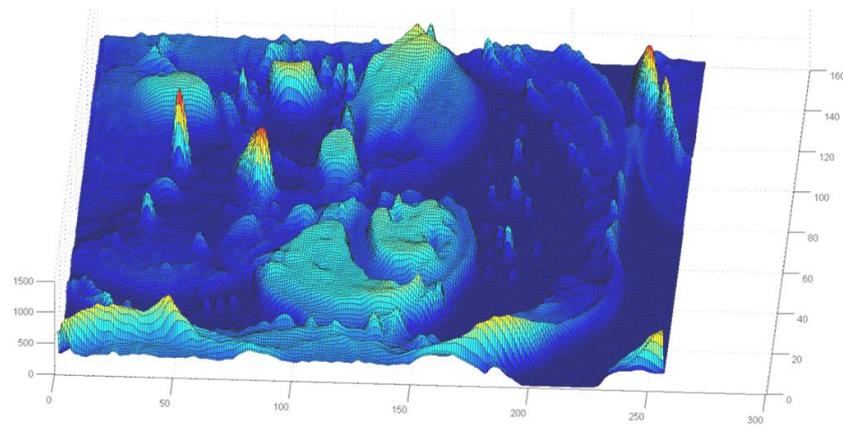
a) Image d'origine



b) Filtrage gaussien

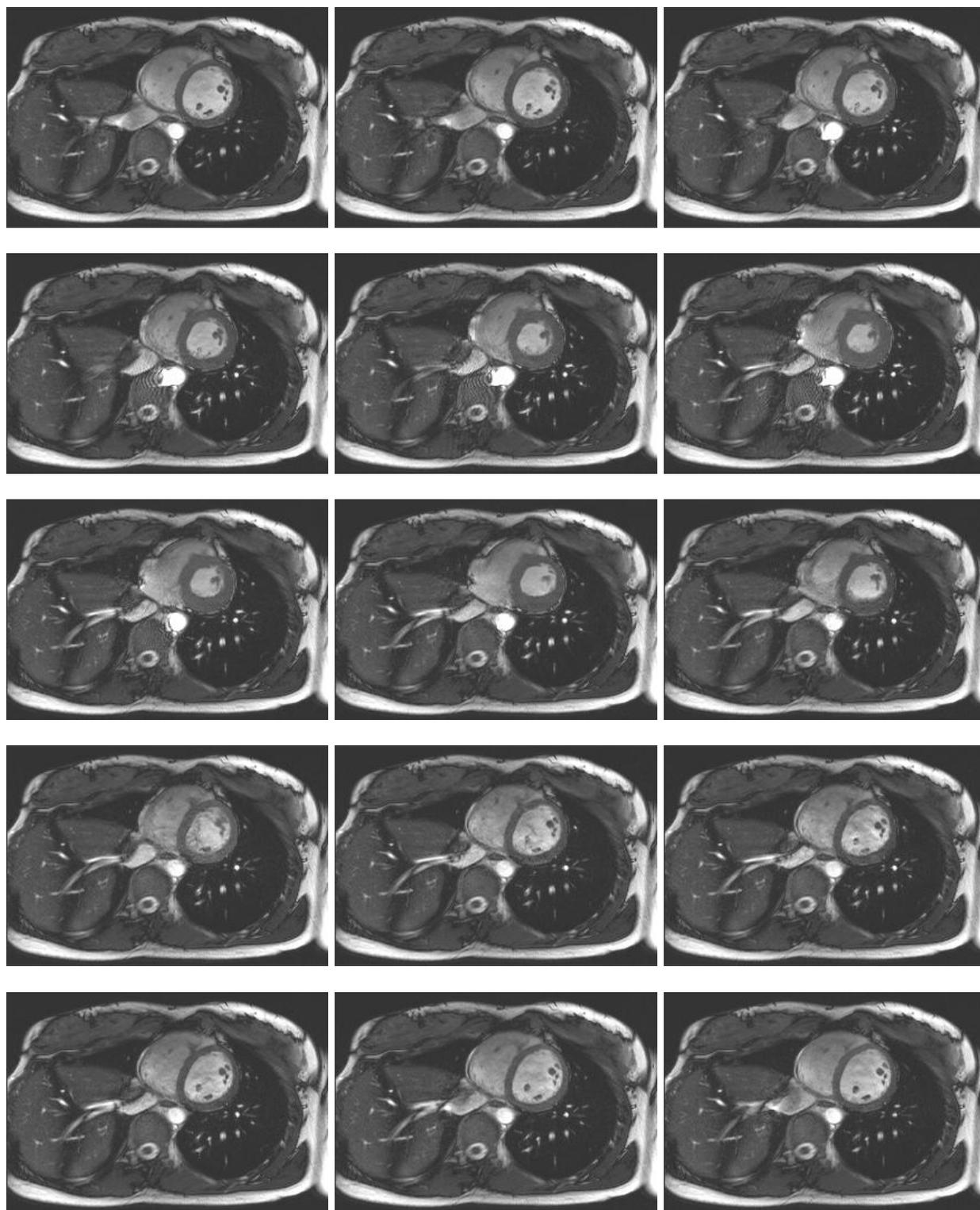


c) Filtrage algorithme de Mc Gibney



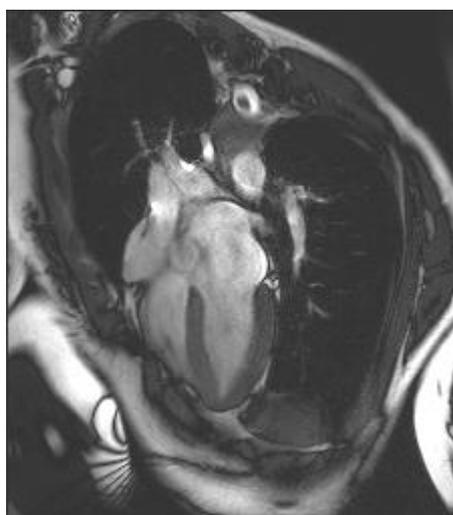
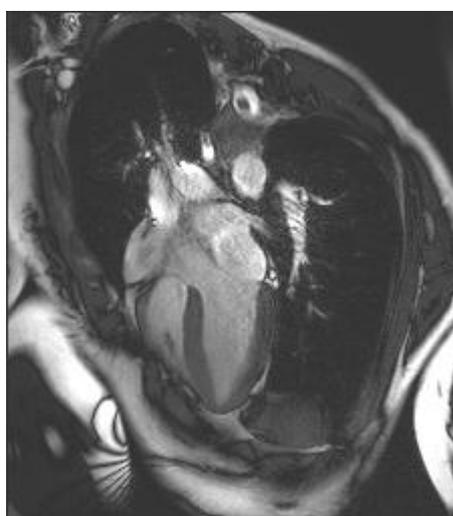


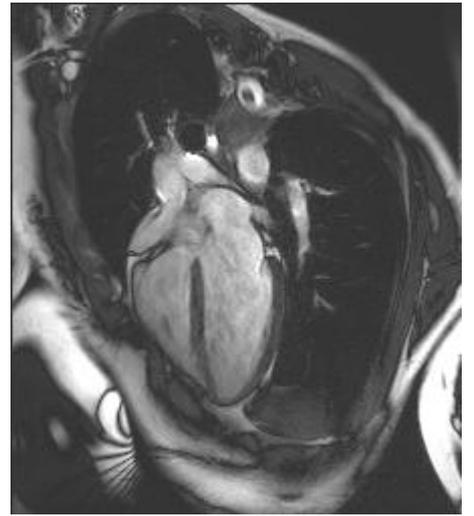
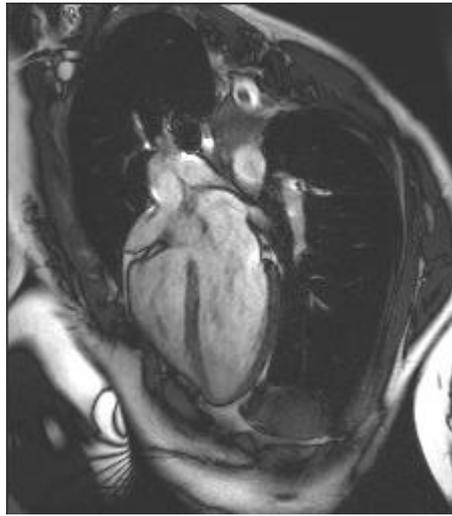
# ANNEXE 5 : IRM COUPE PA





# ANNEXE 6 : IRM GAH





# **ANNEXE 7 : PROTOCOLE DE QUANTIFICATION DE LA DÉSYNCHRONISATION CARDIAQUE À PARTIR D'IRM**

## **IRM – Protocole d'acquisition**

---

### **Séquence Ciné-IRM**

---

Séquence SSFP avec synchronisation à l'ECG rétrospective

Orientations :

Grand Axe Vertical

Grand Axe Horizontal

Petit Axe (Fonctions Ventriculaires Droite Gauche, protocole habituel)

Contraintes :

45 phases / cycle pour un RR < 1100 msec (idéal :  $TR * nb\ phase < RR$ )

Résolution spatio-temporelle +++

(Taille du pixel max = 1,8 mm ; Résolution temporelle max = 25 msec/image)

Apnée limitée à 10 secondes au maximum

### **Séquence de perfusion (Imagerie tardive)**

---

Séquence PSIR pondérée en T1 après injection d'un agent de contraste

Recherche de fibrose

Orientations :

Grand Axe Vertical

Grand Axe Horizontal

Petit Axe (Mêmes plans que la fonction)

Contraintes :

Acquisition 10 minutes après l'injection

Apnée limitée à 10 secondes au maximum

## Traitement d'image

---

### Fonction cardiaque

---

A partir des images en ciné-IRM, calcul des fonctions ventriculaires gauche et droite, ainsi que de l'épaisseur et de l'épaississement du myocarde sur un modèle à 17 segments du ventricule gauche. Le traitement des images se fera avec le logiciel QIR (développé au sein de notre laboratoire).

### Détection de la désynchronisation cardiaque

---

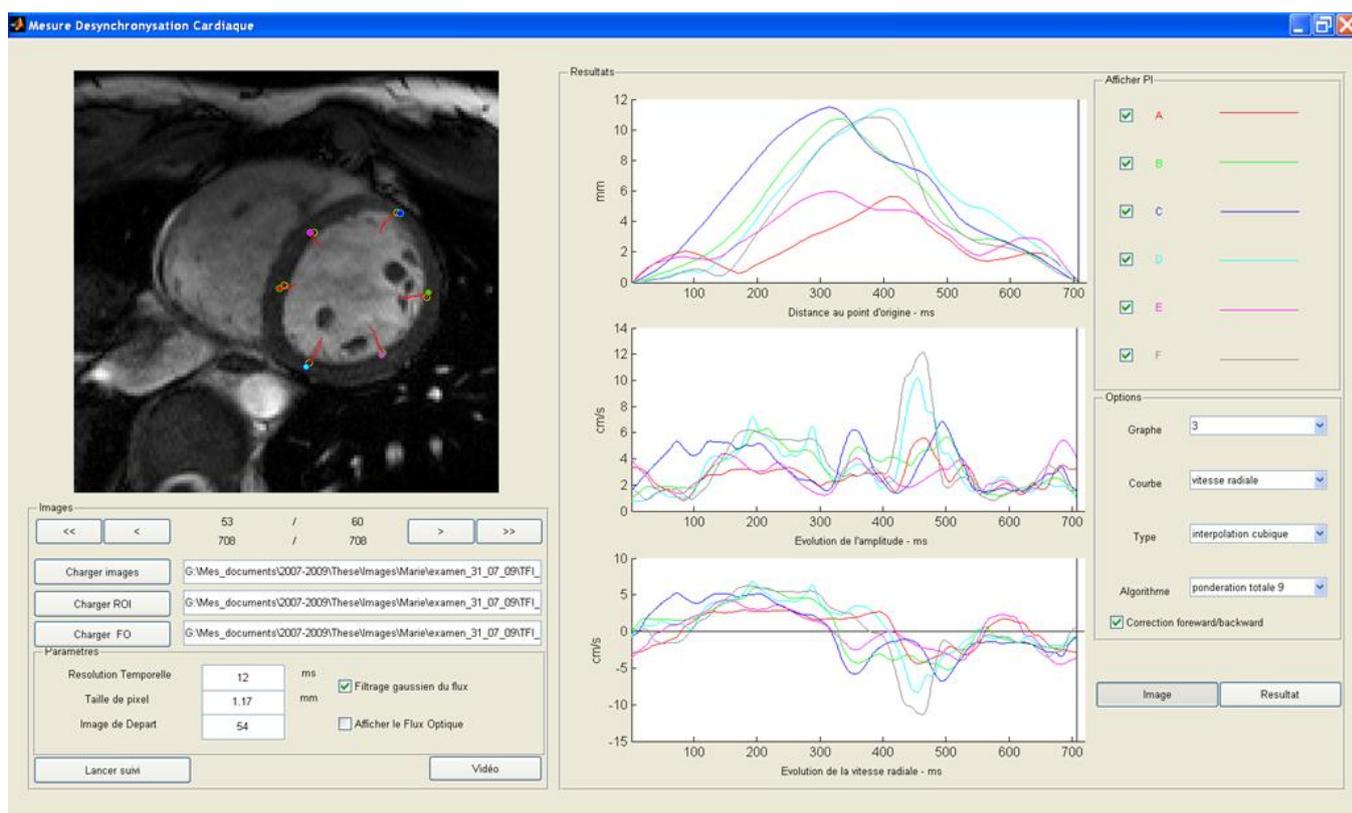
Les images obtenues en ciné-IRM à partir de séquences de type SSFP en petit axe (coupe basale) ainsi que la séquence en orientation quatre cavités sont étudiées pour quantifier l'asynchronisme. Les résultats seront comparés ceux obtenus en échocardiographie.

### Recherche de fibrose

---

Évaluation visuelle des zones anormales sur les images de perfusion (rehaussement tardif et/ou no-reflow). Si possible, estimation du pourcentage du volume du myocarde concerné.

# ANNEXE 8 : APERÇU DE L'APPLICATION DE QUANTIFICATION DE L'ASYNCHRONISME EN IRM





# BIBLIOGRAPHIE

- [ABR03] Abraham, W.T. and Hayes, D.L., *Cardiac resynchronization therapy for heart failure*. Circulation, 2003. 108(21): p. 2596-2603.
- [ADE85] Adelson, E.H. and Bergen, J.R., *Spatiotemporal Energy Models for the Perception of Motion*. J Opt Soc AM, 1985. 2(2): p. 284-299.
- [AJA06] Aja-Fernandez, S., San-José-Estépar, R., Alberola-Lopez, C., et al. . *Image quality assessment based on local variance*. in Proceedings of the 28th IEEE EMBS. 2006. New York.
- [AJA08] Aja-Fernandez, S., Alberola-Lopez, C., and Westin, C.F., *Noise and Signal Estimation in Magnitude MRI and Rician Distributed Images: A LMMSE Approach*. IEEE T Med Imaging, 2008. 17(8): p. 1383-1398.
- [ALE99] Aletras, A.H., Ding, S., Balaban, R.S., et al. , *DENSE: displacement encoding with stimulated echoes in cardiac functional MRI*. J Magn Reson, 1999. 137(1): p. 247-252.
- [AMA93] Amatur, S.C. and Vesselle, H.J., *A new approach to study cardiac motion: the optical flow of cine MR images*. Magn Reson Med, 1993. 29(1): p. 59-67.
- [ANA87] Anandan, P., *Measuring Visual Motion from Image Sequences*, in P.h.D Thesis. 1987.
- [ART92] Arts, T., Hunter, W.C., Douglas, A., et al. , *Description of the deformation of the left ventricle by a kinematic model*. J Biomech, 1992. 25(10): p. 1119-27.
- [ASO98] Aso, H., Takeda, K., Ito, T., et al. , *Assessment of myocardial fibrosis in cardiomyopathic hamsters with gadolinium-DTPA enhanced magnetic resonance imaging*. Invest Radiol, 1998. 33(1): p. 22-32.
- [AXE05] Axel, L., Montillo, A., and Kim, D., *Tagged magnetic resonance imaging of the heart: a survey*. Med Image Anal, 2005. 9(4): p. 376-393.
- [AXE89] Axel, L. and Dougherty, L., *MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization*. Radiology, 1989. 171(3): p. 841-845.
- [AXE92] Axel, L., Goncalves, R.C., and Bloomgarden, D., *Regional heart wall motion: two-dimensional analysis and functional imaging with MR imaging*. Radiology, 1992. 183(3): p. 745-750.
- [BAR02] Barron, J.L. and Klette, R. *Quantitative Color Optical Flow*. in Proceedings of the ICPR. 2002.
- [BAR04] Barron, J.L., *Experience with 3D Optical Flow on Gated MRI Cardiac Datasets*. Computer and Robot Vision, Canadian Conference, 2004: p. 370-377.
- [BAR94] Barron, J.L., Fleet, D.J., and Beauchemin, S.S., *Performance of optical flow techniques*. Int J Comput Vision, 1994(12): p. 43-77.
- [BEA95] Beauchemin, S.S. and Barron, J.L., *The Computation of Optical-Flow*. Surveys, 1995. 27(3): p. 433-467.
- [BEL06] Bellet, F., Nistoreanu, I., Pera, C., et al. , *Magnetic resonance imaging (MRI) simulation on EGEE grid architecture: a web portal design*. Stud Health Technol Inform, 2006. 120: p. 34-42.
- [BER04] Bernstein, M., King, K., and Zhou, X., *Handbook of MRI Pulse Sequences*. 2004: Academic Press.

- [BER92] Berning, J., Rokkedal Nielsen, J., Launbjerg, J., et al. , *Rapid estimation of left ventricular ejection fraction in acute myocardial infarction by echocardiographic wall motion analysis*. *Cardiology*, 1992. 80(3-4): p. 257-266.
- [BIL08] Bilchick, K.C., Dimaano, V., Wu, K.C., et al. , *Cardiac magnetic resonance assessment of dyssynchrony and myocardial scar predicts function class improvement following cardiac resynchronization therapy*. *J Am Coll Cardiol*, 2008. 1(5): p. 561-568.
- [BLA04] Blaimer, M., Breuer, F., Mueller, M., et al. , *SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method*. *Top Magn Reson Imaging*, 2004. 15(4): p. 223-36.
- [BLA92] Black, M.J., *Robust Incremental Optical Flow*. 1992: Ph.D.
- [BOH06] Böhmeke, T. and Doliva, R., *Guide de poche d'échographie cardiaque*. 2006, Paris: Flammarion médecine-sciences.
- [BRU02] Bruno, E. and Pellerin, D., *Robust motion estimation using spatial Gabor-like filters*. *Signal Process*, 2002. 82(2): p. 297 - 309.
- [BUR82] Burt, P.J., Yen, C., and Xu, X., *Local correlation measures for motion analysis: A comparative study*. *IEEE Proc. PRIP*, 1982: p. 269-274.
- [BUS09] Bussadori, C., Moreo, A., Di Donato, M., et al. , *A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in a normal adult and paediatric population: assessment of reference values*. *Cardiovasc Ultrasound*, 2009. 7: p. 8.
- [CER02] Cerqueira, M.D., Weissman, N.J., Dilsizian, V., et al. , *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*, 2002. 105(4): p. 539-542.
- [CHE92] Chéhikian, A., *Optimal algorithms for low-pass and Laplacian image pyramids computation*. *Traitement du Signal*, 1992. 9(4): p. 297-307.
- [CHE94] Chevrel, J.P., *Le Tronc*, in *Book Anatomie Clinique*, Springer, Editor. 1994. p. 622-753.
- [CHU08] Chung, E.S., Leon, A.R., Tavazzi, L., et al. , *Results of the Predictors of Response to CRT (PROSPECT) trial*. *Circulation*, 2008. 117(20): p. 2608-2616.
- [CON97] Constantinides, C.D., *Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays*. *Magn Reson Med*, 1997(38): p. 852-857.
- [DAM78] Damadian, R., Minkoff, L., Goldsmith, M., et al. , *Field-focusing nuclear magnetic resonance (FONAR)*. *Naturwissenschaften*, 1978. 65(5): p. 250-252.
- [DAU80] Daugman, J.G., *Two-Dimensional Spectral Analysis of Cortical Receptive Field Profiles*. *Vision Research*, 1980. 20(10): p. 847-856.
- [DEL08] Delfino, J.G., Fornwalt, B.K., Eisner, R.L., et al. , *Cross-correlation delay to quantify myocardial dyssynchrony from phase contrast magnetic resonance (PCMR) velocity data*. *J Magn Reson Imaging*, 2008. 28(5): p. 1086-91.
- [DIE07] Dietrich, O., Raya, J.G., Reeder, S.B., et al. , *Measurement of signal-to-noise ratios in MR images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters*. *J Magn Reson Imaging*, 2007. 26(2): p. 375-385.
- [DIE08] Dietrich, O., Raya, J.G., Reeder, S.B., et al. , *Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics*. *Magn Reson Imaging*, 2008. 26(6): p. 754-62.
- [DOU99] Dougherty, L., Asmuth, J.C., Blom, A.S., et al. , *Validation of an optical flow method for tag displacement estimation*. *IEEE Trans Med Imaging*, 1999. 18(4): p. 359-363.
- [DRU93] Drumheller, D., *General Expressions for Rician Density and Distribution Functions*. *IEEE Trans Aerosp Electron Syst*, 1993. 29(2): p. 580-588.
- [EPS07] Epstein, F.H., *MRI of left ventricular function*. *J Nucl Cardiol*, 2007. 14(5): p. 729-744.

- [FAR05] Faris, O.P. and Shein, M.J., *Government viewpoint: U.S. Food & Drug Administration: Pacemakers, ICDs and MRI*. Pacing Clin Electrophysiol, 2005. 28(4): p. 268-269.
- [FIN06] Finn, J.P., Nael, K., Deshpande, V., et al. , *Cardiac MR imaging: state of the technology*. Radiology, 2006. 241: p. 338-354.
- [FLA07] Flachskampf, F.A., *Précis d'échocardiographie*. 2007, Paris: Maloine.
- [FLE90] Fleet, D.J. and Jepson, A.D., *Computation of component image velocity from local phase information*. Int J Comput Vision, 1990(5): p. 77-104.
- [FLE91] Fleet, D.J., Jepson, A.D., and Jenkin, M.R.M., *Phase-Based Disparity Measurement*. CVGIP : Image Understanding, 1991. 53(2): p. 198-210.
- [FLE92] Fleet, D.J., *Measurement of Image Velocity*. 1992: Kluwer Academic Publishers. 224.
- [FLE93] Fleet, D.J. and Jepson, A.D., *Stability of Phase Information*. IEEE T Pattern Anal, 1993. 15(12): p. 1253-1268.
- [FLE95] Fleet, D.J. and Langley, K., *Recursive Filters for Optical Flow*. IEEE T Pattern Anal, 1995. 17: p. 61-67.
- [FOR07] Fornwalt, B.K., Arita, T., Bhasin, M., et al. , *Cross-correlation quantification of dyssynchrony: a new method for quantifying the synchrony of contraction and relaxation in the heart*. J Am Soc Echocardiogr, 2007. 20(12): p. 1330-1337.
- [GAB46] Gabor, D., *Theory of Communication*. J IEE, 1946. 93(3): p. 429-459.
- [GAU02] Gautama, T. and Hulle, M.M.V., *A Phase-based Approach to the Estimation of the Optical Flow Field Using Spatial Filtering*. IEEE T Neural Networ, 2002. 13(5): p. 1127-1136.
- [GIB93] McGibney, G. and Smith, M.R., *An unbiased signal-to-noise ratio measure for magnetic resonance images*. Med Phys, 1993. 20(4): p. 1077-1078.
- [GIM08] Gimbel, J.R., *Magnetic resonance imaging of implantable cardiac rhythm devices at 3.0 tesla*. Pacing Clin Electrophysiol, 2008. 31(7): p. 795-801.
- [GOL97] Golland, P. and Bruckstein, A.M., *Motion from color*. CVGIP, 1997. 68(3): p. 346-362.
- [GOR97] Gorce, J.M., Friboulet, D., and Magnin, I.E., *Estimation of three-dimensional cardiac velocity fields: assessment of a differential method and application to three-dimensional CT data*. Med Image Anal, 1997. 1(3): p. 245-61.
- [GOT06] Gotte, M.J., Germans, T., Russel, I.K., et al. , *Myocardial strain and torsion quantified by cardiovascular magnetic resonance tissue tagging: studies in normal and impaired left ventricular function*. J Am Coll Cardiol, 2006. 48(10): p. 2002-2011.
- [GOW01] McGowan, J.H., Martin, W., Burgess, M.I., et al. , *Validation of an echocardiographic wall motion index in heart failure due to ischaemic heart disease*. Eur J Heart Fail, 2001. 3(6): p. 731-737.
- [GRI00] Griswold, M.A., Jakob, P.M., Nittka, M., et al. , *Partially parallel imaging with localized sensitivities (PILS)*. Magn Reson Med, 2000. 44(4): p. 602-9.
- [GUD95] Gudbjartsson, H. and Patz, S., *The Rician Distribution of noisy MRI Data*. Magn Reson Med, 1995. 34(6): p. 910 - 914.
- [GUP97] Gupta, S.N., Prince, J.L., and Androutsellis-Theotokis, S., *Bandpass Optical Flow for Tagged MR Imaging*. Image Processing, International Conference on, 1997. 3: p. 364-367.
- [GUT94] Guttman, M.A., Prince, J.L., and McVeigh, E.R., *Tag and contour detection in tagged MR images of the left ventricle*. IEEE Trans Med Imaging, 1994. 13(1): p. 74-88.
- [HEE87] Heeger, D.J., *Optical Flow Using Spatiotemporal Filters*. ICCV87, 1987: p. 181-190.

- [HOC92] Hochleitner, M., Hortnagl, H., Hortnagl, H., et al. , *Long-term efficacy of physiologic dual-chamber pacing in the treatment of end-stage idiopathic dilated cardiomyopathy*. Am J Cardiol, 1992. 70(15): p. 1320-1325.
- [HOR81] Horn, B.K.P. and Schunck, B.G., *Determining Optical Flow*. Artif Intell 1981. 17: p. 185-203.
- [HUN05] Hunold, P., Schlosser, T., Vogt, F.M., et al. , *Myocardial Late Enhancement in Contrast-Enhanced Cardiac MRI: Distinction Between Infarction Scar and Non-Infarction-Related Disease*. Am. J. Roentgenol., 2005. 184(5): p. 1420-1426.
- [ISA89] Isaza, K., Thompson, A., Ethevenot, G., et al. , *Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall*. Am J Cardiol, 1989. 64: p. 66-75.
- [JI\_07] Ji, J.X., Son, J.B., and Rane, S.D., *PULSAR: A Matlab toolbox for parallel magnetic resonance imaging using array coils and multiple channel receivers*. Concepts Magn Reson B: Magn Reson Eng, 2007. 31B(1): p. 24-36.
- [KAN92] Kanal, E. and Shellock, F.G., *Policies, guidelines, and recommendations for MR imaging safety and patient management*. SMRI Safety Committee. J Magn Reson Imaging, 1992. 2(2): p. 247-248.
- [KAP08] Kapetanakis, S., Bhan, A., and Monaghan, M.J., *Echo determinants of dyssynchrony (atrioventricular and inter- and intraventricular) and predictors of response to cardiac resynchronization therapy*. Echocardiography, 2008. 25(9): p. 1020-1030.
- [KAR94] Karwatowski, S.P., Mohiaddin, R., Yang, G.Z., et al. , *Assessment of regional left ventricular long-axis motion with MR velocity mapping in healthy subjects*. J Magn Reson Imaging, 1994. 4: p. 151-155.
- [KAS06] Kastler, B., Vetter, D., Patay, Z., et al. , *Comprendre l'IRM: manuel d'auto-apprentissage (6ème édition)*. 2006, Paris: Masson.
- [KEL05] Kellman, P. and McVeigh, E.R., *Image reconstruction in SNR units: a general method for SNR measurement*. Magn Reson Med, 2005. 54(6): p. 1439-47.
- [KIM07] Kim, D. and Kellman, P., *Improved cine displacement-encoded MRI using balanced steady-state free precession and time-adaptive sensitivity encoding parallel imaging at 3 T*. NMR Biomed, 2007. 20(6): p. 591-601.
- [LAI04] Laissy, J., Vignaux, O., and Dacher, J., *Anomalies de la fonction contractile du myocarde : Aspects nosologiques en TDM et IRM*. J Radiol, 2004(9): p. 85-95.
- [LAT05] Latrémouille, C. and Lintz, F., *Anatomie du coeur*. 2005: EMC (Elsevier SAS, Paris).
- [LAU73] Lauterbur, P.C., *Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance*. Nature, 1973. 242(5394): p. 190-191.
- [LED06] Ledesma-Carbayo, M.J., Mahia-Casado, P., Santos, A., et al. , *Cardiac motion analysis from ultrasound sequences using nonrigid registration: validation against Doppler tissue velocity*. Ultrasound Med Biol, 2006. 32(4): p. 483-90.
- [LEG08] Legmann, P., Bonnin-Fayet, P., Convard, J.-P., et al. , *Échographie (4ème édition)*, ed. Masson. 2008.
- [LI\_04] Li, W., Storey, P., Chen, Q., et al. , *Dark flow artifacts with steady-state free precession cine MR technique: causes and implications for cardiac MR imaging*. Radiology, 2004. 230(2): p. 569-575.
- [LUC81] Lucas, B.D. and Kanade, T., *An iterative image registration technique with an application to stereo vision*. Proceedings of IJCAI, 1981: p. 674-679.
- [MAC96] Macovski, A., *Noise in MRI*. Magn Reson Med, 1996. 36(3): p. 494-497.
- [MAI89] Mailloux, G.E., Langlois, F., Simard, P.Y., et al. , *Restoration of the velocity field of the heart from two-dimensional echocardiograms*. IEEE Trans Med Imaging, 1989. 8(2): p. 143-53.

- [MAR02] Mark, A.G., Peter, M.J., Robin, M.H., et al. , *Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)*. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2002. 47(6): p. 1202-1210.
- [MAR02] Markl, M., Schneider, B., and Hennig, J., *Fast phase contrast cardiac magnetic resonance imaging: improved assessment and analysis of left ventricular wall motion*. *J Magn Reson Imaging*, 2002. 15(6): p. 642-653.
- [MAR90] Markandey, V. and Flinchbaugh, B.E. *Multispectral Constraints for Optical Flow Computation*. in *Proceedings of the ICCV90*. 1990.
- [MAR95] Marzetta, T. *EM algorithm for estimating the parameters of multivariate complex Rician density for polarimetric SAR*. in *Proceedings of the ICASSP-95*. 1995. Detroit, Michigan, USA.
- [MIY95] Miyatake, K., Yamagishi, M., Tanaka, N., et al. , *New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies*. *J Am Coll Cardiol*, 1995. 25: p. 717-724.
- [NAG83] Nagel, H.-H., *Displacement vectors derived from second-order intensity variations in image sequences*. *CVGIP*, 1983. 21(1): p. 85-117.
- [NAZ06] Nazarian, S., Roguin, A., Zviman, M.M., et al. , *Clinical utility and safety of a protocol for noncardiac and cardiac magnetic resonance imaging of patients with permanent pacemakers and implantable-cardioverter defibrillators at 1.5 tesla*. *Circulation*, 2006. 114(12): p. 1277-1284.
- [NET95] Netravali, A.N. and Haskell, B.G., *Digital Pictures: Representation, Compression, and Standards*. 2nd ed. 1995: Plenum. 686.
- [NOW99] Nowak, R.D., *Wavelet-Based Rician Noise Removal for Magnetic Resonance Imaging*. *IEEE Trans Image Process*, 1999. 8(10): p. 1408-1419.
- [OHT89] Ohta, N. *Optical flow detection by color images*. in *Proceedings of the IEEE Int. Conf. on Image Processing*. 1989. Pan Pacific Singapore.
- [OSM99] Osman, N.F., Kerwin, W.S., McVeigh, E.R., et al. , *Cardiac motion tracking using CINE harmonic phase (HARP) magnetic resonance imaging*. *Magn Reson Med*, 1999. 42(6): p. 1048-1060.
- [OTT94] Otte, M. and Nagel, H., *Optical flow estimation: Advances and comparisons*, in *Book Computer Vision — ECCV '94*. 1994. p. 49-60.
- [PAR96] Park, J., Metaxas, D., Young, A.A., et al. , *Deformable models with parameter functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data*. *IEEE Trans Med Imaging*, 1996. 15(3): p. 278-89.
- [PEL94] Pelc, L.R., Sayre, J., Yun, K., et al. , *Evaluation of myocardial motion tracking with cine-phase contrast magnetic resonance imaging*. *Invest Radiol*, 1994. 29(12): p. 1038-1042.
- [PRI00] Prince, J.L., Gupta, S.N., and Osman, N.F., *Bandpass optical flow for tagged MRI*. *Med Phys*, 2000. 27: p. 108-118.
- [PRU99] Pruessmann, K.P., Weiger, M., Scheidegger, M.B., et al. , *SENSE: sensitivity encoding for fast MRI*. *Magn Reson Med*, 1999. 42(5): p. 952-62.
- [REI77] Reimer, K.A., Lowe, J.E., Rasmussen, M.M., et al. , *The wavefront phenomenon of ischemic cell death. 1. Myocardial infarct size vs duration of coronary occlusion in dogs*. *Circulation*, 1977. 56(5): p. 786-794.
- [RIC44] Rice, S.O., *Mathematical Analysis of Random Noise*. *Bell Systems Tech J*, 1944. 23: p. 282-332.
- [ROE90] Roemer, P.B., Edelstein, W.A., Hayes, C.E., et al. , *The NMR phased array*. *Magn Reson Med*, 1990. 16(2): p. 192-225.
- [RUM93] Rumberger, J.A., Behrenbeck, T., Breen, J.R., et al. , *Nonparallel changes in global left ventricular chamber volume and muscle mass during the first year after transmural myocardial infarction in humans*. *J Am Coll Cardiol*, 1993. 21(3): p. 673-682.

- [SCH04] Schar, M., Kozerke, S., Fischer, S.E., et al. , *Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla*. Magn Reson Med, 2004. 51(4): p. 799-806.
- [SCH07] Schoenberg, S.O., Dietrich, O., and Reiser, M., *Parallel imaging in clinical MR applications*. Medical radiology. Diagnostic imaging. 2007, Berlin; New York: Springer.
- [SER03] Sermesant, M., *Modèle électromécanique du coeur pour l'analyse d'image et la simulation (Electromechanical Model of the Heart for Image Analysis and Simulation)*. 2003, Thèse, Université de Nice Sophia Antipolis.
- [SHE00] Shellock, F.G., *Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review*. J Magn Reson Imaging, 2000. 12(1): p. 30-36.
- [SHE04] Shellock, F.G. and Crues, J.V., *MR procedures: biologic effects, safety, and patient care*. Radiology, 2004. 232(3): p. 635-652.
- [SIJ98] Sijbers, J., den Dekker, A.J., Scheunders, P., et al. , *Maximum-likelihood estimation of Rician distribution parameters*. IEEE Trans Med Imaging, 1998. 17(3): p. 357-361.
- [SIM91] Simoncelli, E.P., Adelson, E.H., and Heeger, D.J. *Probability Distributions of Optical Flow*. in Proceedings of the CVPR91. 1991. Maui, Hawaii.
- [SIN92] Singh, A., *Incremental Estimation of Image-Flow Using a Kalman Filter*. JVCIR, 1992. 3: p. 39-57.
- [SOD97] Sodickson, D.K. and Manning, W.J., *Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays*. Magn Reson Med, 1997. 38(4): p. 591-603.
- [SON91] Song, S.M. and Leahy, R.M., *Computation of 3-D velocity fields from 3-D cine CT images of a human heart*. IEEE Trans Med Imaging, 1991. 10(3): p. 295-306.
- [SUH05] Suhling, M., Arigovindan, M., Jansen, C., et al. , *Myocardial motion analysis from B-mode echocardiograms*. IEEE Trans Image Process, 2005. 14(4): p. 525-536.
- [SUT08] Sutton, R., Kanal, E., Wilkoff, B.L., et al. , *Safety of magnetic resonance imaging of patients with a new Medtronic EnRhythm MRI SureScan pacing system: clinical study design*. Trials, 2008. 9: p. 68.
- [ULL79] Ullman, S., *The Interpretation of Visual Motion*, in. 1979, MIT Press: Cambridge, MA.
- [URA88] Uras, S., Giroso, F., Verri, A., et al. , *A computational approach to motion perception*. Biological Cybernetics, 1988. 60(2): p. 79-87.
- [USY02] Usyk, T.P., LeGrice, I.J., and McCulloch, A.D., *Computational model of three-dimensional cardiac electromechanics*. Computing and Visualization in Science, 2002. 4(4): p. 249-257.
- [WAN05] Wang, Y., Moin, K., Akinboboye, O., et al. , *Myocardial first pass perfusion: steady-state free precession versus spoiled gradient echo and segmented echo planar imaging*. Magn Reson Med, 2005. 54(5): p. 1123-1129.
- [WAN06] Wang, Z., Bovik, A., Sheikh, H., et al. , *Image quality assessment: from error visibility to structural similarity*. IEEE Trans Image Process, 2004. 13(4): p. 600-612.
- [WEY93] Weyman, A.E., *Principles and practice of echocardiography*. 1993, Philadelphia: Lea & Febiger. 360-361.
- [WOO90] Woodham, R.J. *Multiple Light Source Optical Flow*. in Proceedings of the ICCV90. 1990. Osaka, Japan.
- [WU90] Wu, S.F. and Kittler, J., *A differential method for simultaneous estimation of rotation, change of scale and translation*. Signal Processing: Image Communication, 1990. 2(1): p. 69-80.
- [ZER88] Zerhouni, E.A., Parish, D.M., Rogers, W.J., et al. , *Human heart: tagging with MR imaging-a method for noninvasive assessment of myocardial motion*. Radiology, 1988. 169(1): p. 59-63.

# Quantitative study of cardiac wall motion from cine-MRI using frequency-based optical flow methods

## ABSTRACT

The aim of this thesis is to study parietal desynchronisation of the left ventricle from conventional cine-MRI.

The first part of our work consisted in the quantification of the left ventricle wall motion of the heart directly from conventional retrospective SSFP type cine-MRI sequences used in the study of cardiac function. The developed methods for measuring displacements within the images are frequency-based optical flow methods. These techniques seem to be particularly adapted to MRI specificities. We have demonstrated their robustness in the event of Rician noise and pixel intensity variations as a function of time. These variations are often associated with the through-plane motion of the heart, in particular in the short-axis orientation.

The second part of our work concerned the assessment of desynchronisation from short axis cine-MRI. Time-displacement and time-velocity curves of the heart wall were obtained from tracking points of interest localised on the left ventricle segments close to the endocardium. With respect to the quantification of the delay between curves, our work relied on research carried out in the field of echocardiography desynchronisation. Various parameters for the measurement of desynchronisation from cine-MRI were proposed. This work was the subject of a preliminary clinical study including patients considered as normal further based on clinical examination and patients having normal or prolonged QRS duration without ischemic heart disorder. The dyssynchrony measurements from cardiac MRI were compared to measurements obtained with echocardiography. The first results indicate a good correlation between echography and MRI measurements.

The third part of our work consisted in studying heart wall motion directly from raw images from multicoil MRI. The developed optical flow algorithms were tested and they showed that it was possible to estimate myocardial movement. Preliminary results are encouraging.

The results of the preliminary study of left intraventricular asynchronism from MRI are also promising. Cardiac cine-MRI could be an alternative to echocardiography in the case of weakly echogenic patients. The validation of this quantitative technique for asynchronism from MRI is of major interest. A more detailed study is in progress, in particular to predict the response of CRT (cardiac resynchronisation therapy) of patients without ischemic disorder presenting a mechanical desynchronisation from MRI and echographic parameters.

## KEYWORDS:

Cine-MRI – Heart – Left ventricle – Motion estimation – Optical flow – Asynchronism – parietal velocity – Multicoil MRI – Multicoil optical flow

## RÉSUMÉ :

L'objectif de cette thèse est d'étudier la désynchronisation pariétale en ciné-IRM conventionnelle.

La première partie de notre travail a consisté à quantifier les mouvements de la paroi du ventricule gauche du cœur directement à partir de séquences de ciné-IRM standards, de type SSFP avec une synchronisation rétrospective, utilisées pour l'étude de la fonction cardiaque. Les méthodes développées pour mesurer les déplacements dans les images sont basées sur des techniques fréquentielles de flux optique. Ces techniques semblent particulièrement adaptées aux particularités des IRM. Nous montrons en effet leur robustesse en présence de bruit ricien et de variations d'intensité des pixels au cours du temps, variations généralement provoquées par les mouvements du cœur à travers le plan, notamment en coupe petit axe.

La seconde partie de notre travail a porté sur l'évaluation de la désynchronisation en ciné-IRM en coupe petit axe. Des courbes d'évolution des déplacements et des vitesses de la paroi au cours du temps ont été obtenues par un suivi de points d'intérêt localisés sur les différents segments du ventricule gauche proches de l'endocarde. Pour calculer les délais entre ces courbes, nous nous sommes appuyés sur les études effectuées en échocardiographie et avons proposé différents paramètres de mesure de la désynchronisation pour l'IRM. Ce travail a fait l'objet d'une étude clinique préliminaire comprenant des cœurs considérés comme normaux suite à l'examen clinique et de cœurs de patients à QRS larges et fins ne présentant pas de cardiopathie ischémique. Les mesures de désynchronisation en IRM cardiaque ont été comparées aux mesures pratiquées en échocardiographie. Les premiers résultats indiquent une corrélation entre les mesures d'échographie et d'IRM.

La troisième partie de notre travail a consisté à étudier les mouvements du cœur directement à partir des images brutes des antennes en IRM multicanaux. Les algorithmes de flux optique développés et testés pour ce type d'images ont montré qu'il était possible d'estimer les mouvements myocardiques. Les premiers résultats semblent encourageants.

Les résultats de l'étude préliminaire de l'asynchronisme intraventriculaire gauche en IRM sont prometteurs. La ciné-IRM cardiaque pourrait être une alternative à l'échocardiographie notamment pour les patients faiblement échogènes. La validation de cette technique de quantification de l'asynchronisme en IRM est un enjeu important. Une étude plus approfondie est en cours, notamment pour prédire la réponse à la CRT de patients sans cardiopathie ischémique présentant une désynchronisation mécanique à partir des facteurs de mesures en IRM et en échographie.

## DISCIPLINE :

Instrumentation et Informatique de l'Image

## MOTS-CLÉS :

Ciné-IRM – Cœur – Ventricule gauche – Estimation de mouvements – Flux optique – Asynchronisme – Vitesse pariétale – IRM multicanaux – Flux optique multicanaux