



N° d'ordre NNT : 2017LYSExxxx

THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON
opérée au sein de
L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

Ecole Doctorale
MEGA N° 162
MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE

Spécialité de doctorat
ACOUSTIQUE ET TRAITEMENT DE SIGNAL/IMAGE

Soutenue publiquement le 22/12/2017, par :
Philippe JOOS

**Imagerie ultrasonore ultra-rapide dédiée à la
quantification 3D du mouvement cardiaque**

Devant le jury composé de :

PETITJEAN Caroline	Maître de Conférences	LITIS EA 4108	Rapporteuse
SARRY Laurent	Professeur des Universités	ISIT	Rapporteur
PERNOT Mathieu	Directeur de Recherche INSERM	Institut Langevin	Examineur
LIEBGOTT Hervé	Professeur des Universités	CREATIS	Directeur de thèse
NICOLAS Barbara	Chargé de Recherche CNRS	CREATIS	Co-directrice de thèse
VRAY Didier	Professeur des Universités	CREATIS	Co-directeur de thèse
GARCIA Damien	Chargé de Recherche INSERM	CREATIS	Invité

Résumé

Cette thèse porte sur le développement et l'évaluation de techniques d'imagerie en échocardiographie. L'objectif est de proposer des méthodes d'imagerie ultrasonore ultrarapide pour estimer le mouvement cardiaque 2-D et 3-D.

Première modalité d'imagerie du cœur, l'échocardiographie conventionnelle permet la mesure des déformations myocardiques à 80 images/s. Cette cadence d'imagerie est insuffisante pour quantifier les mouvements de la totalité du myocarde lors de tests d'efforts, utiles en évaluation clinique, au cours desquels le rythme cardiaque est augmenté. De plus, la résolution temporelle actuelle en échocardiographie 3-D limite ses applications, pourtant essentielles pour une caractérisation complète du cœur.

Les contributions présentées ici sont 1) le développement et l'évaluation, pour l'application cardiaque, d'une méthode originale d'estimation de mouvement 2-D par imagerie ultrarapide et marquage des images, 2) l'étude de faisabilité de la mesure globale des déformations cardiaques avec une méthode innovante d'imagerie ultrasonore ultrarapide 2-D et 3) la généralisation de cette approche en 3-D pour l'imagerie des volumes cardiaques à haute résolution temporelle. Cette technique est basée sur l'émission d'ondes divergentes, et l'intégration d'une compensation de mouvement dans le processus de formation des volumes cardiaques.

La méthode proposée permet l'estimation des mouvements cardiaques 2-D et l'échocardiographie ultrarapide 3-D. L'évaluation de notre approche pour la quantification des déformations myocardiques locales 2-D et 3-D pourrait permettre de proposer des pistes innovantes pour poursuivre nos études et améliorer le diagnostic en routine clinique.

Table des matières

Résumé.....	2
Table des matières	4
Liste des figures.....	8
Liste des tableaux	13
Introduction	15
Chapitre 1. Echographie cardiaque pour l'étude de la fonction myocardique.....	17
1.1 Introduction et Motivation	17
1.2 Cœur, organe en mouvement	17
1.2.1 Anatomie cardiaque	17
1.2.2 Mesure de la déformation cardiaque pour évaluer les insuffisances cardiaques	20
1.3 Evaluation de la déformation cardiaque par imagerie ultrasonore	22
1.3.1 Imagerie cardiaque conventionnelle	22
1.3.2 Imagerie de la déformation myocardique.....	25
1.3.3 Etat de l'art des estimateurs de mouvement 2-D en imagerie ultrasonore	27
1.4 Intérêt de l'imagerie cardiaque ultrarapide	30
1.4.1 Imagerie 2-D.....	30
1.4.2 Imagerie de déformation 3-D	32
1.5 Une thématique très concurrentielle : évolution de méthodes dédiées à l'imagerie cardiaque ultrarapide ultrasonore et positionnement de CREATIS.....	32
1.5.1 Etat de l'art de l'imagerie ultrarapide 2-D	32
1.5.2 Imagerie ultrarapide 3-D	36
1.5.3 Objectifs de thèse et choix stratégiques	36
Chapitre 2. Caractérisation du mouvement cardiaque 2- D par imagerie ultrarapide et marquage ultrasonore : étude de faisabilité et limites.....	38
2.1 Introduction et Motivation	38
2.2 Méthode : imagerie ultrasonore ultrarapide par onde divergente avec marquage transverse et estimateur de phase 2-D	38
2.2.1 Imagerie cardiaque ultrarapide	38
2.2.2 Oscillations transverses	46
2.2.3 Estimateur de mouvement basé sur la phase des signaux	51
2.3 Etude de faisabilité	52
2.3.1 Méthode générale.....	52
2.3.2 Simulations simples : translations 1-D et 2-D	54
2.3.3 Simulations complexes 2-D.....	60

2.3.4	<i>In vitro</i> 2-D.....	66
2.4	Discussion.....	67
2.4.1	Synthèse du protocole à suivre pour estimation de mouvement 2-D en imagerie ultrarapide avec OT et PBME.....	67
2.4.2	Limitation en échographie cardiaque.....	67
2.5	Autres des pistes possible à étudier.....	68
2.5.1	Orientation du spectre : analogies avec les aberrations optiques.....	68
2.5.2	Mesure robuste de phase.....	68
2.6	Conclusion.....	69
Chapitre 3. Méthode d'imagerie ultrarapide dédiée au contexte cardiaque et estimateur de mouvement adapté : l'imagerie par compensation de mouvement (MoCo).....		
3.1	Introduction et Motivation.....	70
3.2	Théorie : imagerie ultrarapide par ondes divergentes et compensation de mouvement (MoCo).....	70
3.2.1	Séquences ultrasonores.....	70
3.2.2	Sommation cohérente des signaux et compensation de mouvement (MoCo).....	72
3.3	Méthode.....	73
3.3.1	Imagerie ultrasonore ultrarapide par compensation de mouvement.....	73
3.3.2	Speckle Tracking Échocardiographique (STE).....	74
3.3.3	Expérience <i>in vitro</i>	75
3.3.4	Expérience <i>in vivo</i>	76
3.4	Résultats.....	77
3.4.1	<i>In vitro</i>	77
3.4.2	<i>In vivo</i>	81
3.5	Discussion.....	84
3.5.1	Signification de la compensation de mouvement pour le speckle tracking échocardiographique à cadence d'imagerie élevée.....	85
3.5.2	Comparaison des algorithmes de speckle tracking.....	86
3.5.3	Améliorations possibles de la méthode du flux optique.....	86
3.5.4	Déformation globale longitudinale - DLG.....	87
3.6	Conclusion.....	88
Chapitre 4. Echocardiographie ultrarapide 3-D basée sur la méthode de compensation de mouvement (3-D MoCo).....		
4.1	Introduction et Motivation.....	89
4.2	Méthode : imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D par onde divergente et compensation de mouvement.....	90
4.2.1	Imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D, rappel de l'état de l'art.....	90
4.2.2	Compensation de mouvement et sommation cohérente 3-D.....	92

4.2.3	Expérience <i>in vitro</i>	95
4.3	Résultats.....	97
4.4	Discussion.....	100
4.4.1	Optimisation de la séquence d'émission.....	101
4.4.2	Validation expérimentale.....	102
4.4.3	Applications.....	103
4.5	Conclusion.....	104
	Conclusion.....	106
	Bibliographie Personnelle.....	109
	Bibliographie.....	111

Liste des figures

Figure 1.1 – Schéma de la géométrie du myocarde [2].....	18
Figure 1.2 – Schéma des différentes couches de la paroi cardiaque (<i>Bases de la cardiologie</i> , Docteur Elvire Mervoyer, http://campus.cerimes.fr/semiologie-cardiologique/)	18
Figure 1.3 – Anatomie du cœur : représentation des quatre chambres (image extraite de Visible Body)	19
Figure 1.4 – Déformation schématique du ventricule pendant la contraction systolique à deux instants consécutifs [3] : selon les axes radial (R), longitudinal (L) et circonférentiel (C) ; les signes positifs et négatifs indiquent respectivement des dilatations et des contractions : ici sont affichés les pour chaque axe les signes normaux lors de la systole. Sur cette représentation 2-D, on observe les déformations selon les axes R et L.....	20
Figure 1.5 - Images cardiaques par IRM taguées horizontalement et verticalement [36].....	22
Figure 1.6 – Principe d’émission de front d’onde par retard et somme [42].....	23
Figure 1.7 – Sonde cardiaque P4-2 (Verasonics) et séquence de tirs focalisés angulés [43]	24
Figure 1.8 Différents plans de coupes pour l’imagerie cardiaque [44] : la coupe Apicale 4 Chambres, A4C (en bas) permet l’observation d’un plan de coupe le long du grand axe défini précédemment, contenant les ventricules et oreillettes droites et gauches.....	24
Figure 1.9 – Image de la déformation de ventricule gauche et courbe de la DLG associée [50]	25
Figure 1.10 – Image B-mode en échographie cardiaque contenant des motifs de speckle (identifiés à gauche) permettant le suivi de mouvement de la paroi du myocarde par STE (droite) [3].....	27
Figure 1.11 – Processus de corrélation normalisée calculée dans l’espace de Fourier avec mesure du mouvement subpixellique par simple interpolation, parabolique ou gaussienne par exemple, du pic du de la corrélation normalisée [70].	28
Figure 1.12 – Principe du MLT : les transmissions à appliquer à chaque élément de la sonde pour émettre des faisceaux focalisés sont représentés individuellement en (a), (b), (c), (d), puis simultanément en (e) pour émettre 4 faisceaux focalisés simultanés dans différentes directions (f) [91].	33
Figure 1.13 – Principe de la synthèse d’ouverture [100]	34
Figure 1.14 – Principe d’imagerie ultrarapide à haute résolution avec ondes divergentes et sommation cohérente grâce à la compensation de mouvement (MoCo) [103].	35
Figure 2.1 – Illustration de l’intérêt de l’imagerie par onde divergente (droite) par rapport à l’imagerie par onde plane (gauche) pour l’observation d’un grand secteur.....	39
Figure 2.2 – Illustration de la propagation d’un front d’onde selon le principe de Huygens-Fresnel ...	40
Figure 2.3 – Illustration à une profondeur donnée du parcours du front d’onde en émission et réception pour l’imagerie par onde divergente	42
Figure 2.4 – Système d’imagerie avec émission et réception centrées sur le milieu de la sonde	44
Figure 2.5 – Différentes grilles possibles pour la formation de voies en imagerie par onde divergente, c représente la vitesse de propagation du son et f_s la fréquence d’échantillonnage des signaux reçus. ...	44
Figure 2.6 – Formation de voies dans un repère polaire garantissant l’approximation de Fraunhofer par analogie avec un système optique 4-f	45
Figure 2.7 – Montage optique 4-f pour le filtrage fréquentiel dans le plan de Fourier [110].....	46
Figure 2.8 – Principe de l’expérience des fentes d’Young : division d’un front d’onde par deux sous-ouvertures qui se comportent comme sources secondaires d’ondes sphériques. Ces ondes interfèrent dans le plan image pour former des franges oscillant dans la direction transverse de la propagation. ...	47

Figure 2.9 – A gauche, images B-mode et à droite, profils transverses des signaux RF. En haut : sans OT et en bas, avec OT.....	48
Figure 2.10 – Fonction d’apodisation pour la formation d’oscillations transverses	49
Figure 2.11 – Spectre d’une image RF construite dans le repère polaire dédié avant (gauche) et après (droite) filtrage.....	49
Figure 2.12 - Formation de voies dans un repère polaire garantissant l’approximation de Fraunhofer par analogie avec un système optique 4-f, (a) sans filtrage dans le plan de Fourier et (b) avec filtrage dans le plan Fourier permettant de créer des oscillations transverses.....	50
Figure 2.13 – Processus d’estimation de mouvement 2-D avec le PBME. Pour chaque image RF 2-D, marquée par oscillations transverses, sont extraits deux signaux analytiques correspondant à un quadrant chacun du spectre 2-D de l’image. Les phases de chacun de ces signaux analytiques sont combinées pour obtenir la phase de chaque image RF avec OT : φ_1 et φ_2 . Les sommes et soustractions de ces deux phases permettent d’obtenir les déplacements dans les directions radiales et transverses.....	52
Figure 2.14 – (a) Schéma de simulation de mouvement homogène 1-D transverse et (b) image B-mode du milieu avec OT	55
Figure 2.15 – Schéma de simulation de mouvement non homogène 2-D. A gauche : avant déplacement 2-D. A droite : après déplacement 2-D.	55
Figure 2.16 – Carte d’erreur de déplacement transverse mesuré pour un déplacement théorique homogène : à gauche sont pointés les régions aux erreurs négligeables, au milieu les erreurs supérieures à +50% et à droites les erreurs inférieures à -50%.	56
Figure 2.17 – Estimation de mouvement dans la direction transverse : mouvements réels \mathbf{x} et estimés \mathbf{o} entre 0 et 2 pixels.	56
Figure 2.18 – Carte de déplacement transverse mesuré pour un déplacement non homogène. A gauche : la référence. A droite : l’estimation.....	57
Figure 2.19 – Cartes de déplacement pour des mouvements 2-D non homogènes et histogrammes des estimations.....	57
Figure 2.20 – Illustration du contenu fréquentiel étendu (en bas à gauche) des images avec OT (B-mode en haut à droite). Le quadrant rouge en bas à droite illustre les couples « mono-fréquences » à considérer dans l’approche « mono-fréquentielle »	58
Figure 2.21 – Cartes d’erreur de déplacement transverse mesuré pour un déplacement théorique homogène : à gauche l’approche classique avec filtrage à large contenu fréquentiel, à droite l’approche mono-fréquentielle.....	59
Figure 2.22 – Evolution de λ_θ à σ_θ constant pour le filtrage et estimation de mouvement pour un déplacement transverse homogène de 0.1 pixel	59
Figure 2.23 – Evolution de σ_θ à λ_θ constant pour le filtrage et estimation de mouvement pour un déplacement transverse homogène de 0.1 pixel	60
Figure 2.24 – En haut, images B-mode du disque en coordonnées polaires et en bas, spectres. A gauche, sans OT et à droite, avec OT.	62
Figure 2.25 – Cartes de déplacements du disque tournant : à gauche, déplacement transverse et à droite, déplacement radial. En haut : estimations avec PBME en approche multi-fréquences et filtrage spatial. En bas : références.	62
Figure 2.26 – A gauche, images B-mode avec OT du modèle numérique de cœur (coupe petit axe) en coordonnées polaires et à droite, spectre associé.....	63
Figure 2.27 – Cartes de déplacements du modèle numérique de cœur en coupe petit axe : à gauche, déplacement transverse et à droite, déplacement radial. En haut : estimations avec PBME en approche mono-fréquence et filtrage spatial. En bas : références.....	63

Figure 2.28 – Carte de déplacement transverse du modèle numérique de cœur en coupe petit axe, avec en haut, référence et en bas, PBME : estimations avec approches cumulant successivement (de gauche à droite) (a) le moyennage spatial, (b) l’approche multi-fréquences, (c) le moyennage temporel et (d) l’approche multi-lag.	64
Figure 2.29 – Carte de déplacement transverse avec PBME et image B-mode avec OT pour le disque tournant	65
Figure 2.30 – Carte de déplacement transverse du modèle numérique de cœur en coupe petit axe, avec PBME.....	65
Figure 2.31 – Carte de déplacement transverse avec PBME et OT pour le disque tournant <i>in vitro</i>	66
Figure 2.32 – PSF d’un diffuseur placé dans un secteur angulaire en bord d’image et spectre associé sur ce secteur	68
Figure 3.1 – Description de la génération des faisceaux divergents : ondes divergentes successives émises de points focaux virtuels situés en arrière de la sonde, de coordonnées (x_v, z_v) . Les positions des sources virtuelles sont déterminées par l’orientation des faisceaux (tilt α) et leur largeur (β). L’ensemble des éléments de la sonde est utilisé pour émettre les signaux et avoir une ouverture maximale de largeur a [103].....	71
Figure 3.2 – A : processus de sommation cohérente des images. B : processus pour le STE.	74
Figure 3.3 – Erreurs normalisées <i>in vitro</i> des vitesses (a) radiales et (b) transverses, mesurées par interpolation du pic de corrélation et flux optique lorsque MoCo n'est pas intégré dans le processus de composition. L'abscisse représente la vitesse aux bords du disque. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.	77
Figure 3.4 – Exemples de champs de vitesse estimés sur le disque tournant avec l’interpolation du pic de corrélation sans MoCo. Les vitesses maximales de rotation du disque étaient de (a) 2 cm/s et de (b) 20 cm/s. Les données n'ont pas été régularisées ici. Des échelles différentes pour les vecteurs de vitesse sont utilisées entre (a) et (b) pour faciliter la comparaison.	78
Figure 3.5 – Erreurs normalisées <i>in vitro</i> des vitesses (a) radiales et (b) transverses, mesurées par interpolation du pic de corrélation, corrélation de phase et flux optique appliqués sur les images obtenues avec des ondes simples. L'abscisse représente la vitesse aux bords du disque. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.	79
Figure 3.6 – Exemples de champs de vitesse <i>in vitro</i> estimés et les erreurs correspondantes (colonne de droite), lorsque la vitesse aux bords du disque est de 15 cm/s. De haut en bas: champs théoriques de vitesses et vitesses estimées par interpolation du pic de corrélation, corrélation de phase et flux optique.....	80
Figure 3.7 – Erreurs normalisées <i>in vitro</i> des vitesses dans les directions (a) radiale et (b) transverse, mesurées par l’interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. Les échelles en ordonnée sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.	81
Figure 3.8 – Erreurs normalisées <i>in vitro</i> des vitesses dans les directions (a) radiale et (b) transverse, mesurées par l’interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique, par imagerie standard avec le GE, et imagerie ultrarapide avec le Verasonics. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.	81
Figure 3.9 – Champs de vitesse du myocarde gauche chez un sujet sain, à gauche, systolique et à droite, diastolique. De haut en bas: images des champs de vitesse dérivés des trois approches d’estimation subpixelles différentes basées sur l’interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique.	82
Figure 3.10 – Déformation longitudinale globale (DLG) chez un sujet sain (identique à la Figure 3.9). La DLG a été obtenue à partir de l'estimation du mouvement mesurée par les trois approches	

d'estimation subpixelique différentes basées sur l'interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. La DLG fournie par l'échographe clinique GE est représentée comme référence.....	83
Figure 3.11 - Les distributions des pics de DLG déterminés chez les dix sujets sains par les trois approches d'estimation subpixelique différentes basées sur l'interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. La distribution de pics de DLG obtenue avec l'échographe clinique GE est représentée comme référence.....	84
Figure 3.12 – Comparaison des images mode-B du ventricule gauche en vue apicale-quatre chambres avec segmentation de l'endocarde pour illustrer la difficulté de faire concorder les acquisitions, à gauche, du GE et à droite, du Verasonics, afin de comparer les cartes de champ de vitesses.....	88
Figure 4.1 – Schéma de transmission : T = 4 transmissions successives de M = 8 signaux focalisés pour reconstruire un secteur entier (N = 32) en élévation pour une valeur d'azimut donnée. Pour un volume entier de N = 32 secteurs en azimut, l'opération est répétée 32 fois [137]......	91
Figure 4.2 – Description du principe d'émission et composition d'ondes sphériques divergentes	94
Figure 4.3 – Angles orientés utilisés pour l'échocardiographie 3-D, à haute cadence, basée sur des ondes divergentes sphériques	94
Figure 4.4 – Positions des sources virtuelles dans le plan projeté derrière la sonde.....	95
Figure 4.5 – Photographie du montage expérimental avec quatre Verasonics synchronisés	96
Figure 4.6 – Photographie de la sonde matricielle 2-D de fréquence centrale 3 MHz avec 32 × 32 éléments et un pitch de 0.3 mm. L'ouverture totale de la sonde est inférieur à 1 cm dans les deux directions.....	96
Figure 4.7 – Photographie du montage expérimental <i>in vitro</i> : un disque de 10 cm de diamètre, relié à un moteur, tournant à différentes vitesses est plongé dans une cuve d'eau. Les images sont obtenues avec quatre échographes Verasonics combinés et synchronisés pour obtenir 1024 canaux connectés à une sonde matricielle de fréquence centrale 3 MHz avec 32 × 32 éléments.....	97
Figure 4.8 – Schéma du dispositif expérimental et de la portion de volume de disque représentée en imagerie Doppler tissulaire	98
Figure 4.9 – Carte de vitesses Doppler pour une portion de volume du disque tournant à une vitesse maximum de 12 cm/s	98
Figure 4.10 – Images B-mode de plans de coupe du volume 3-D du disque, en haut, sans MoCo 3-D et en bas, avec MoCo 3-D intégré dans le processus de composition cohérente. Sans MoCo 3-D, le contraste est préservé uniquement au centre du disque (partie brillante) où les vitesses radiales sont nulles. A l'inverse, lorsque le MoCo 3-D est intégré dans le processus de composition, la partie brillante, où le contraste est préservé, s'étend sur la quasi-totalité du secteur.	99
Figure 4.11 – Courbe d'évolution du contraste des inclusions anéchoïques en fonction de la vitesse de rotation du disque, avec et sans MoCo 3-D intégré dans le processus de composition cohérente. Les régions d'intérêt, utilisées pour calculer le contraste, sont représentées sur les images B-mode au-dessus des courbes correspondantes.	100
Figure 4.12 – Optimisation possible de la séquence d'angles orientés utilisés pour l'échocardiographie 3-D à haute cadence basée sur des ondes divergentes sphériques : N1 représente l'ensemble des angles utilisés dans l'estimation de vitesses Doppler par autocorrélation	102

Liste des tableaux

Tableau 2.1 – Comparaison de la complexité de l'étude d'estimation de mouvement 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide pour la carotide et le cœur	53
Tableau 2.2 – Etudes successives de validation et degrés de complexité associés. En vert les degrés de complexité identiques aux travaux d'imagerie ultrarapide 2-D menés sur la carotide. En rouge les différents degrés de complexités dans le contexte de l'imagerie cardiaque. Les descriptions de chacune des études (1 ^{ère} colonne) sont proposées dans la suite.	53
Tableau 2.3 – Paramètres généraux des différentes études	54
Tableau 3.1 – Paramètres d'acquisition et de post-traitement pour les études <i>in vitro</i> and <i>in vivo</i> avec l'échographe de recherche Verasonics.....	74

Introduction

L'échocardiographie 2-D est la première modalité d'imagerie du cœur. L'estimation de mouvement 2-D du cœur (Speckle Tracking Échocardiographique, STE) est un enjeu clinique essentiel. Elle permet en effet d'extraire un paramètre global robuste en routine clinique pour l'évaluation de la fonction cardiaque : la déformation longitudinale globale (Global Longitudinal Strain, GLS). Les cadences d'imagerie utilisées pour ces examens sont de l'ordre de 80 images/s.

Pour l'évaluation de certaines pathologies, il peut être avantageux d'augmenter le rythme cardiaque pendant l'examen échocardiographique. Dans ces conditions, les cadences d'imagerie 2-D actuelles ne sont pas suffisantes pour la quantification des déformations du myocarde. Enfin, l'échocardiographie 3-D serait nécessaire pour véritablement caractériser la fonction cardiaque. La technologie d'imagerie 3-D actuelle est limitée en résolution temporelle et ne permet pas la mesure de mouvements cardiaques 3-D en routine clinique. Des techniques d'imagerie ultrasonore ultrarapides 2-D et 3-D sont donc nécessaires.

Dans ce contexte, l'objectif de la thèse fut de développer des méthodes d'imagerie ultrasonore ultrarapide et d'estimation de mouvement cardiaque en 2-D dans un premier temps, puis de les étendre en 3-D. L'organisation du manuscrit de thèse est la suivante :

- Le Chapitre 1 présente l'intérêt de l'échographie cardiaque pour l'étude de la fonction myocardique. Un état de l'art des techniques d'imagerie ultrasonore ultrarapide et d'estimation de mouvement est proposé dans cette partie.
- Le Chapitre 2 porte sur la première contribution des travaux de thèse, présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium 2015 (Joos et al. 2015). Une étude de faisabilité sur la caractérisation du mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrarapide et oscillations transverses. Cette étude étend la technique des oscillations transverses en imagerie par ondes divergentes dans le contexte cardiaque. Les limites de la méthode sont évaluées avec des simulations simples, un modèle numérique réaliste de cœur et des acquisitions *in vitro*.
- Le Chapitre 3 présente la deuxième contribution des travaux de thèse, présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium 2016 (Joos et al. 2016). Il s'agit de l'évaluation d'une méthode originale d'imagerie ultrarapide par compensation de mouvement pour la mesure de la déformation cardiaque. Ces travaux menés en collaboration avec le Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal sont une preuve de concept de STE à haute cadence d'imagerie. Les conclusions sont appuyées par des résultats *in vitro* et *in vivo*. L'article dédié à cette étude est en cours de révision (Joos et al., IEEE TUFFC).
- Le Chapitre 4 est dédié à la dernière contribution des travaux de thèse, présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium 2017 (Joos et al. 2017). Suite à la preuve de concept de la mesure de mouvements cardiaques 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide, ces travaux étendent la méthode en 3-D. L'étude montre la faisabilité d'imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D par ondes divergentes et compensation de mouvement. Des résultats *in vitro* ont pu être obtenus avec quatre échographes de recherches de 256 voies (Verasonics Vantage) synchronisés pour obtenir 1024 canaux connectés à une sonde matricielle 32×32, grâce à une collaboration avec le LabTAU. L'article de journal présentant ces résultats est en cours de rédaction.

Chapitre 1.

Echographie cardiaque pour l'étude de la fonction myocardique

1.1 Introduction et Motivation

L'objectif de ce premier chapitre est de présenter l'intérêt et le potentiel de l'imagerie ultrasonore dans le contexte de l'étude de la fonction cardiaque. Le muscle cardiaque est d'abord décrit avec un intérêt spécifique pour les phénomènes de mouvement cardiaque. L'intérêt de la quantification des déformations cardiaques pour prédire les pathologies cardiovasculaires est ensuite présenté dans ce chapitre. Les techniques exploitant l'imagerie ultrasonore pour évaluer et quantifier le mouvement cardiaque sont énoncées et comparées ici. Nous montrons alors que des cadences d'imagerie plus élevées permettraient d'abord de mieux caractériser le mouvement cardiaque en utilisant et adaptant les méthodes d'analyses décrites précédemment. De plus, l'imagerie cardiaque ultrarapide permettrait l'introduction de nouvelles mesures 2-D et 3-D que nous présentons dans cette partie. L'imagerie ultrasonore a un réel potentiel innovant dans ce secteur et se présente comme la modalité incontournable dans les développements actuels et innovations futures de l'imagerie cardiaque. A cette occasion un état de l'art de l'imagerie cardiaque ultrasonore conventionnelle et ultrarapide est proposé. Enfin nous décrivons brièvement, dans ce chapitre, le positionnement du laboratoire CREATIS sur cette thématique et les axes de recherche que nous avons définis au cours de cette thèse.

1.2 Cœur, organe en mouvement

1.2.1 Anatomie cardiaque

Le cœur est un muscle de forme pyramidale triangulaire situé entre les poumons. On appelle grand axe l'axe reliant sa base à son sommet, l'apex (Figure 1.1). Il est composé de quatre cavités entourées par le muscle cardiaque : le myocarde [1] . On appelle péricarde l'enveloppe externe du myocarde et endocarde son enveloppe interne. Ces trois couches péricarde, myocarde, endocarde, forment ce qu'on appelle communément la paroi cardiaque (Figure 1.2). Les deux cavités supérieures du cœur sont les oreillettes séparées par le septum inter auriculaire. Les deux cavités inférieures sont les ventricules droit et gauche, séparés par le septum inter ventriculaire. On parle ainsi d'un cœur droit et d'un cœur gauche composés chacun des couples oreillette-ventricule correspondants. Ces couples oreillette-ventricule sont séparés par les valves atrio-ventriculaires, respectivement les valves tricuspides et mitrales pour les cœurs droit et gauche (Figure 1.3). Dans la suite nous nous intéresserons exclusivement au fonctionnement du ventricule gauche et on appellera simplement septum la paroi le séparant du ventricule droit. Le choix d'étudier essentiellement le ventricule gauche se justifie par son rôle prédominant dans le fonctionnement cardiaque : la grande majorité des examens cliniques cardiaques sont ainsi dédiés à l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche.

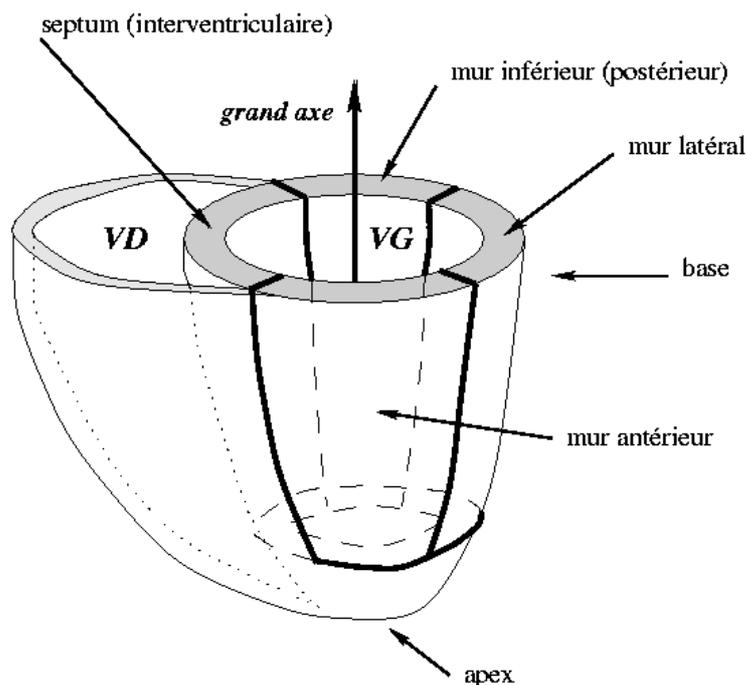


Figure 1.1 – Schéma de la géométrie du myocarde [2]

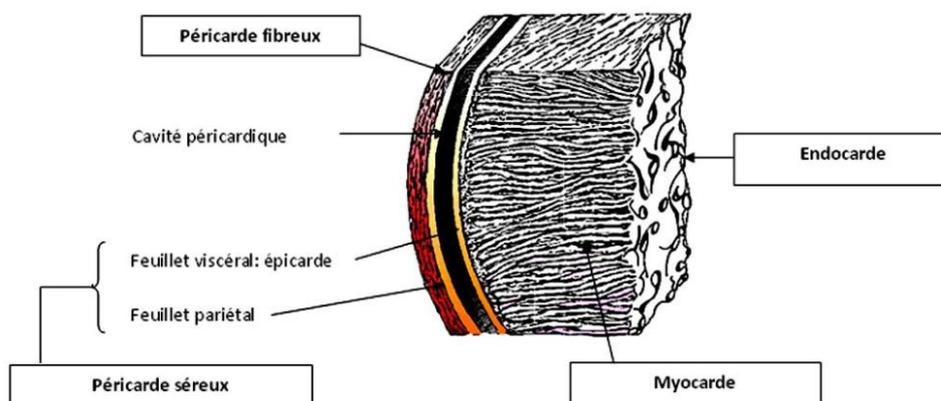


Figure 1.2 – Schéma des différentes couches de la paroi cardiaque
(Bases de la cardiologie, Docteur Elvire Mervoyer,
<http://campus.cerimes.fr/semiologie-cardiologie/>)

Le cœur est l'organe pilotant le système cardiovasculaire, par ses quatre cavités se contractant de façon séparée. Le sang veineux, pauvre en oxygène, entre par l'oreillette droite, puis le ventricule droit pour être éjecté vers l'artère pulmonaire et les poumons où se font les échanges gazeux. Le sang, à présent riche en oxygène, pénètre dans l'oreillette gauche puis le ventricule gauche et ressort par l'aorte pour alimenter ensuite tous les organes. Les ventricules droit et gauche sont séparés respectivement des artères pulmonaires et aortiques par les valves pulmonaires et aortiques. Ce rôle de pompe, essentiel pour la circulation sanguine de l'oxygène et des nutriments, et l'évacuation des déchets, est assuré de manière cyclique et met en jeu des phénomènes de déformation du cœur définissant la fonction cardiaque.

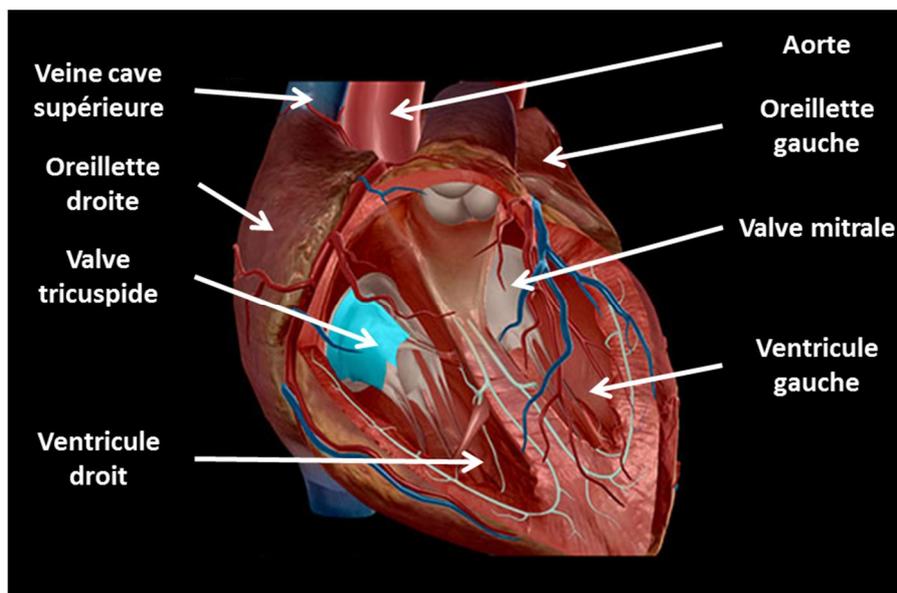


Figure 1.3 – Anatomie du cœur : représentation des quatre chambres (image extraite de Visible Body)

Nous décrivons ici plus en détail le fonctionnement cardiovasculaire. De manière générale, le rôle des oreillettes est de recevoir le sang et celui des ventricules est de l'expulser. On distingue ainsi deux phénomènes de déformation cardiaque qui se suivent : la systole ou contraction et la diastole ou relâchement. Les systoles (puis les diastoles) auriculaires gauche et droite sont quasi simultanées. Il en est de même pour les ventricules gauche et droit. En revanche les contractions des auricules et ventricules ne sont pas synchrones. Dans la suite, on utilisera les termes de systole et diastole pour décrire les déformations des ventricules, et en particulier du ventricule gauche. On définit pour le cycle cardiaque quatre temps : la contraction iso-volumétrique, l'éjection systolique, la relaxation iso-volumétrique et le remplissage ventriculaire.

- La phase de contraction iso-volumique marque le début de la systole : alors que les ventricules sont pleins de sang, ils se contractent et les valves auriculo-ventriculaires se ferment entraînant une augmentation de la pression.
- Lorsque la pression ventriculaire est assez élevée a lieu l'éjection systolique : le sang est expulsé à l'extérieur des ventricules par l'ouverture des valves pulmonaires et aortiques.
- Suite à la fermeture des valves pulmonaires et aortiques, le volume de sang restant dans les ventricules est faible ou nul et la pression intra-ventriculaire diminue, c'est la relaxation iso-volumétrique marquant le début de la diastole.
- Le remplissage ventriculaire a alors lieu en deux phases. On observe d'abord une phase de remplissage rapide à l'ouverture des valves atrio-ventriculaires lorsque la pression ventriculaire devient assez faible et que le sang accumulé dans les oreillettes entre dans les ventricules. A la fin de la diastole, c'est au tour des oreillettes de se contracter, entraînant une deuxième phase de remplissage lent des ventricules.

Afin de préciser à présent les mécanismes de déformation et mouvements du ventricule gauche, on définit usuellement les axes radial (R), longitudinal (L) et circonférentiel (C) de la paroi cardiaque. Lors de la systole, et inversement pendant la diastole on décrit la contraction du ventricule gauche par quatre mouvements distincts : épaissement de la paroi (R), raccourcissement circonférentiel (C) et longitudinal (L) et torsions le long du grand axe (Figure 1.4). On ajoute que le rythme cardiaque moyen est de 75 battements par minutes, soit environ 800 ms par cycle cardiaque : 300 ms pour la

systole et 500 ms pour la diastole. Les vitesses des phénomènes de déformation du ventricule gauche sont très variables et peuvent atteindre jusqu'à 20 cm/s. La quantification de ces phénomènes de déformations permet de décrire le fonctionnement cardiaque et prédire les pathologies cardiovasculaires, cette caractérisation est possible grâce entre autre aux méthodes d'imagerie.

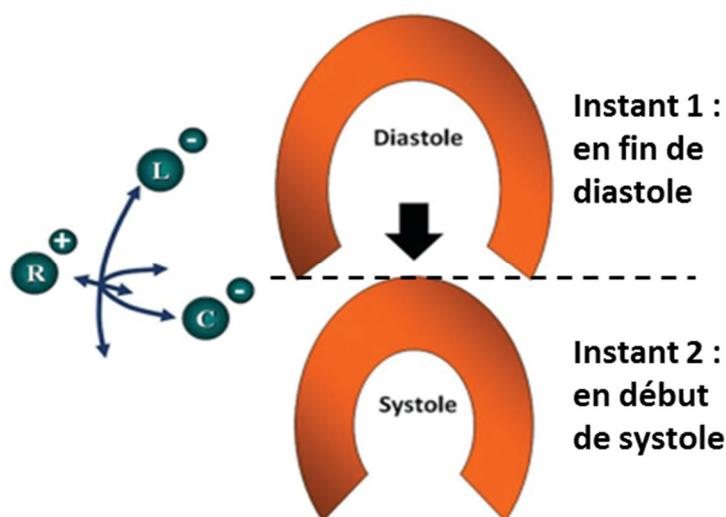


Figure 1.4 – Déformation schématique du ventricule pendant la contraction systolique à deux instants consécutifs [3] : selon les axes radial (R), longitudinal (L) et circonférentiel (C) ; les signes positifs et négatifs indiquent respectivement des dilatations et des contractions : ici sont affichés les pour chaque axe les signes normaux lors de la systole. Sur cette représentation 2-D, on observe les déformations selon les axes R et L.

1.2.2 Mesure de la déformation cardiaque pour évaluer les insuffisances cardiaques

L'évaluation de la fonction systolique ventriculaire gauche globale joue un rôle clé dans le pronostic des maladies cardiaques. Dans la mesure où le ventricule gauche assure l'expulsion du sang du cœur vers la circulation sanguine, on peut vérifier son bon fonctionnement par la mesure de variation du volume sanguin intra-ventriculaire à sa contraction. Cette mesure de fraction d'éjection ventriculaire gauche (FEVG) est le paramètre le plus utilisé et peut être déterminé par échocardiographie. La FEVG indique le pourcentage de sang du ventricule gauche expulsé lors de l'éjection systolique. Une FEVG normale est comprise entre 50% et 70%. On peut la quantifier en échocardiographie 2-D par des mesures bidimensionnelles du volume ou du diamètre de la paroi ventriculaire [4]. Alors que la FEVG est un indicateur très répandu de pathologies cardiaques, cette mesure est très dépendante des paramètres utilisés (hypothèses géométriques, orientation de la sonde cardiaque) et peut apparaître normale dans certaines conditions, ne révélant pas de dysfonctionnements de la contraction ventriculaire [3].

L'imagerie des déformations du muscle cardiaque est apparue comme une méthode plus fiable et précise pour la caractérisation de la fonction cardiaque [5]. Il s'agit de l'imagerie de déformation myocardique (strain) et du taux ou vitesse de déformation (strain rate), possibles en échographie [6]. La déformation myocardique représente, en pourcentage, la variation de longueur d'un segment du myocarde par rapport à sa longueur au repos. Le taux de déformation est le taux de variation de la déformation myocardique, il représente la vitesse de la déformation du muscle. La mesure de déformation myocardique est réalisée sur les trois axes décrits précédemment. La déformation

longitudinale globale (DLG ou Global Longitudinal Strain, en anglais, GLS) notamment est plus sensible que la FEVG pour détecter certaines pathologies cardiovasculaires, dans des cas où la FEVG est préservée. De même que pour la FEVG, la DLG est un pourcentage qui représente la variation de la longueur du ventricule à tout instant, par rapport à sa longueur maximale. Pour un sujet sain, la valeur maximale de DLG est d'environ 20% en pic systolique [7]. On montre aujourd'hui que chez des patients atteints de pathologies cardiaques, des troubles de la déformation du myocarde sont observables, avec des fractions d'éjection sanguine normale [8] [9]. Etant donnée la large gamme de constructeurs d'appareils d'échocardiographie, les cartes de déplacements myocardiques locaux pour un même sujet, obtenues à des instants différents avec des appareils différents, peuvent être très variables. La DLG étant un paramètre scalaire global, elle peut être comparée d'une mesure à l'autre. On considère ainsi la DLG comme le marqueur clinique le plus robuste pour caractériser les déformations cardiaques [10]. Chez les patients exposés aux risques cardiovasculaires, telles que les populations diabétiques [11] [12], âgées [13] [14], souffrant d'hypertension [15][16][17], entre autres, on observe des troubles des mouvements de déformation du ventricule gauche. Nous décrivons ici seulement quelques applications cliniques révélatrices de l'intérêt de la DLG.

Cardio-toxicité en chimiothérapie – Dans le cas de patients sous traitements chimio thérapeutiques, les médicaments anticancéreux peuvent induire des insuffisances cardiaques. Il est essentiel de détecter ces effets afin d'interrompre ou modifier le traitement. Ces dysfonctionnements cardiaques sont évalués en combinant la FEVG et la DLG [18]: une diminution précoce du pic de DLG permet de détecter l'anomalie de la fonction de contraction ventriculaire avant une baisse de la FEVG [19] [20].

Sténose aortique - La sténose aortique désigne le rétrécissement de l'ouverture de la valve aortique, ce qui limite l'éjection du sang [21]. En cas de sténose grave, la valve aortique doit être remplacée chirurgicalement ou par voie percutanée. L'impact de la sténose sur le volume du ventricule gauche est l'un des paramètres utilisé dans la prise de décision de remplacement de la valve. Il a été montré que la DLG permet dans le cas de sténose aortique de prédire la mortalité de patients présentant pourtant une FEVG préservée [22][23]. La combinaison de la DLG et des examens usuels d'évaluation de la sténose aortique pourraient ainsi améliorer son suivi et le remplacement de la valve aortique [24].

Maladie des artères coronaires et infarctus du myocarde – Le pic de DLG est significativement réduit chez les patients ayant eu un infarctus du myocarde et est en corrélation avec la taille de l'infarctus [25][26]. Il a également été montré, alors que la FEVG est préservée, que la DLG permet la prédiction de mort cardiaque soudaine après un infarctus du myocarde [27] [28]. Une DLG anormale peut aussi indiquer une maladie des artères coronaires [29] ou des anomalies de la fonction de contraction du ventricule gauche chez les patients atteints d'une maladie coronarienne [30].

Enfin, les applications de l'imagerie de déformation ne se limitent pas à l'étude du ventricule gauche seulement, mais s'étendent aux quatre chambres cardiaques. La quantification de la déformation du ventricule droit pourrait permettre la détection de l'hypertension artérielle pulmonaire [31] et être utilisé en évaluation clinique [32]. L'imagerie de déformation de l'oreillette gauche est étudiée dans le cadre de la fibrose auriculaire [33].

La quantification de la déformation cardiaque par imagerie est donc un indicateur quantitatif de nombreuses pathologies cardiaques. Si l'imagerie de déformation myocardique est reproductible, il existe cependant différentes modalités d'imagerie et méthodes de calculs pour l'implémenter. La qualité de l'imagerie, tant en résolution spatiale que temporelle, est déterminante pour le succès de cette approche.

1.3 Evaluation de la déformation cardiaque par imagerie ultrasonore

L'échocardiographie est la modalité d'imagerie la plus répandue pour la caractérisation de la déformation cardiaque. Elle a l'avantage d'être peu coûteuse, totalement non invasive, facilement portable, de permettre un diagnostic en temps réel et surtout une haute résolution temporelle. Dans notre contexte de mesure de déformations d'un muscle en mouvement, la question de la résolution temporelle est primordiale pour parvenir à une imagerie de déformation myocardique. La présence de speckles (motif d'interférences aléatoires) dans ces images, du au principe physique de propagations des ondes ultrasonores dans les tissus diffusants, permet l'application de méthodes de suivi de mouvement (présentées dans la section 1.3.2.2).

L'autre modalité d'imagerie très utilisée pour l'étude de la fonction cardiaque est l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM). Si l'IRM présente l'avantage d'un très grand contraste, elle est limitée en cadence d'imagerie : pour un examen cardiaque, elle nécessite une synchronisation avec un électrocardiogramme et un temps d'examen pouvant durer jusqu'à une heure au cours de laquelle le patient doit retenir sa respiration par séquences. C'est avec l'IRM pour l'estimation de mouvement cardiaque que sont nées les techniques de marquage (tagging) pour compenser l'absence de texture dans le muscle : on parle d'IRM « taguée » [34] (Figure 1.5). Ce principe d'enrichissement de la texture de l'image a inspiré le marquage transverse dans les images ultrasonores [35] et sera présenté dans la section 1.3.3.4.

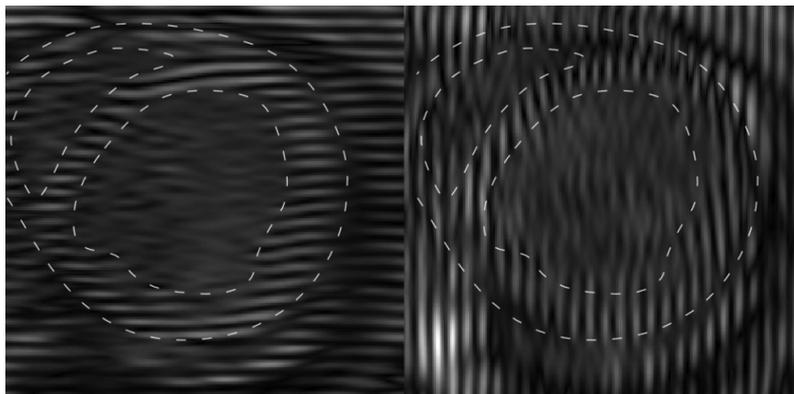


Figure 1.5 - Images cardiaques par IRM taguées horizontalement et verticalement [36]

1.3.1 Imagerie cardiaque conventionnelle

Afin de décrire les méthodes d'évaluation de la fonction cardiaque par échographie, il convient de présenter les principes de l'imagerie ultrasonore.

Le principe de l'imagerie ultrasonore [37] est celui de l'émission d'un signal et de l'analyse de signaux réfléchis avec la même sonde ultrasonore. Une sonde ultrasonore est composée d'une série d'éléments actifs pouvant émettre de façon indépendante un signal ultrasonore de fréquence centrale f_0 . A l'émission, ces éléments actifs piézoélectriques sont des sources d'ondes ultrasonores divergentes par vibration mécanique. Dans l'ensemble du milieu, les tissus et les différentes hétérogénéités se comportent comme des diffuseurs qui rétrodiffusent les ondes ultrasonores émises. Les signaux diffusés sont captés par l'ensemble des éléments piézoélectriques de la sonde, convertis en signaux électriques, puis traités et analysés, selon l'application, pour construire l'image. Il existe de nombreuses techniques de reconstruction d'image, ou formation de voies, et les plus répandues sont par « retard et somme » [38] ou par traitement dans le domaine Fourier [39][40][41]. La technique de retard et somme, que nous utiliserons dans la suite, consiste à appliquer des lois de retards en réception

sur les éléments de la sonde afin de sommer de façon constructive les signaux rétrodiffusés par un même diffuseur du milieu.

Plusieurs types de signaux sont utilisés en imagerie ultrasonore : citons le signal RF (radiofréquence), le signal IQ (In phase Quadrature signal), l'enveloppe du signal IQ et l'enveloppe en log compressée. Le signal RF est un signal réel obtenu après formation de voies, caractérisé par sa fréquence centrale f_0 et sa largeur de bande alors que le signal IQ est un signal complexe obtenu par démodulation du signal RF par rapport sa fréquence centrale f_0 . On définit le signal $IQ(t)$ en fonction du temps t à partir des signaux $RF(t)$:

$$RF(t) \rightarrow RF(t) \exp(-j2\pi f_0 t) \rightarrow \text{Filtre Passe-bas} \rightarrow IQ(t) \quad (1.1)$$

Ces signaux sont utilisés pour l'estimation de mouvement ou imagerie Doppler.

L'enveloppe du signal, obtenue en prenant la transformée de Hilbert du signal RF (valable pour les signaux à bande étroite, ce qui est une approximation supposée toujours valide en imagerie ultrasonore) ou le module du signal IQ, est également très utilisée en estimation de mouvement. L'image B-mode finale est obtenue par compression logarithmique du signal enveloppe.

L'échocardiographie conventionnelle permet de faire des images cardiaques avec des ondes dites focalisées à environ 50-80 images/s. La focalisation consiste à appliquer une loi de retard à l'émission sur chacun des éléments de la sonde pour que toutes les ondes ultrasonores (Figure 1.6), émises par chacun des éléments, se propageant dans le milieu se rencontrent en un point focal. Ce point focal est l'endroit du milieu recevant ainsi le maximum d'énergie, tandis que le reste de l'énergie est concentré essentiellement le long d'une ligne reliant le centre de la sonde et le point focal. Cette ligne du milieu peut être reconstruite par les techniques d'imagerie comme le retard et somme. En balayant le milieu avec des émissions successives sur des points focaux répartis, on peut ainsi reconstruire une image complète ligne à ligne, garantissant une grande énergie pour chaque région (Figure 1.7).

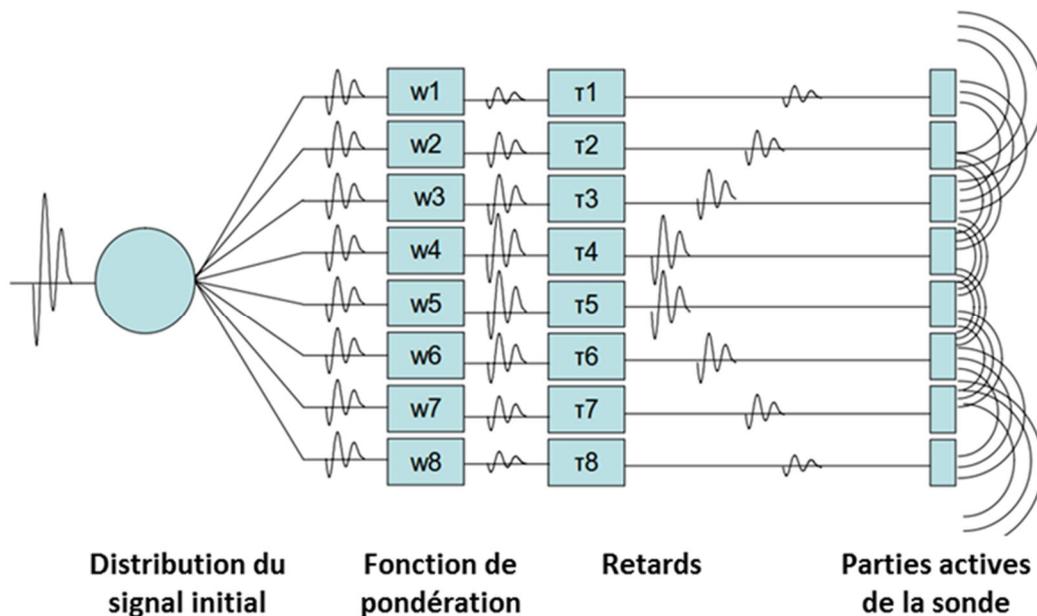


Figure 1.6 – Principe d'émission de front d'onde par retard et somme [42]

Si l'onde ultrasonore peut se propager dans les tissus, sa propagation est limitée dans les os aux fréquences utilisées en échographie. La position du cœur nécessite que la conception des sondes d'échocardiographie permette une observation entre les côtes. La taille des sondes est donc limitée à quelques centimètres, avec la partie des éléments actifs de l'ordre de 2 cm (Figure 1.7). Ces contraintes de faible ouverture obligent à des observations avec des vues sectorielles et des faisceaux angulés (Figure 1.7). Les secteurs observés en imagerie cardiaque dépendent donc de la position de la sonde (Figure 1.8), on utilisera dans la suite la vue Apicale 4 Chambres (A4C) qui permet la quantification de la déformation cardiaque. La vue A4C permet d'imager un plan de coupe le long du grand axe défini précédemment, et l'observation sur la même image des ventricules et oreillettes droits et gauches.

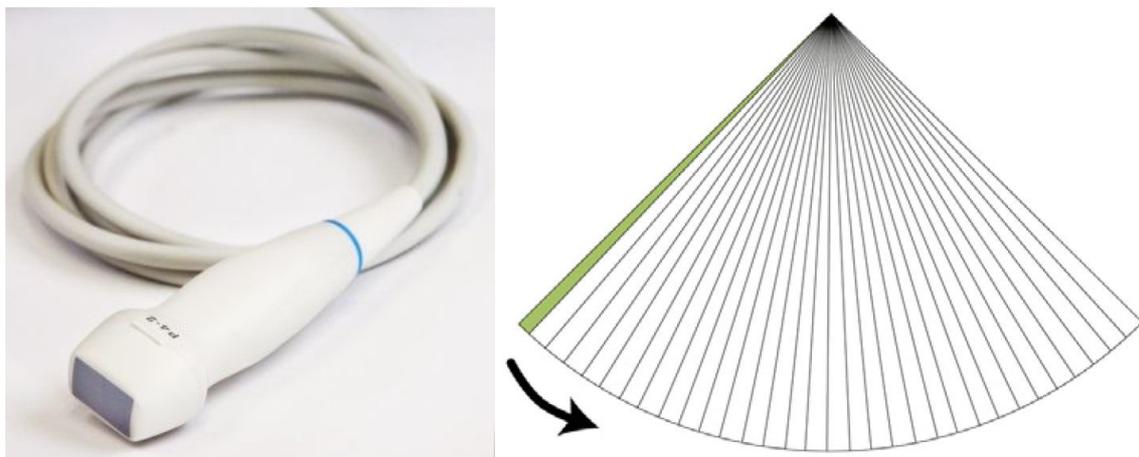


Figure 1.7 – Sonde cardiaque P4-2 (Verasonics) et séquence de tirs focalisés angulés [43]

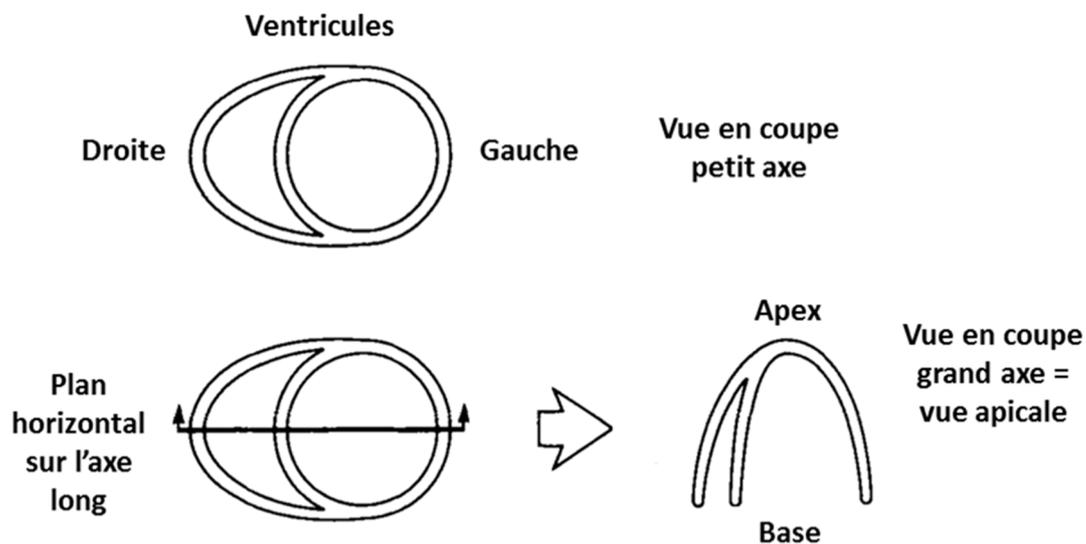


Figure 1.8 Différents plans de coupes pour l'imagerie cardiaque [44] : la coupe Apicale 4 Chambres, A4C (en bas) permet l'observation d'un plan de coupe le long du grand axe défini précédemment, contenant les ventricules et oreillettes droits et gauches.

1.3.2 Imagerie de la déformation myocardique

On utilise en général en échocardiographie la déformation longitudinale globale (DLG) présentée précédemment. La DLG est généralement obtenue à partir des acquisitions en vue Apicale 4 Chambres (A4C), elle se définit par : $DLG(t) = 100 [L(t) - \max(L)] / \max(L)$. Le segment, de longueur $L(t)$ évoluant au cours du temps t , utilisé en imagerie de déformation myocardique est alors en général la paroi du ventricule gauche. Par convention la DLG est négative pour la contraction et positive pour le relâchement, soit une DLG négative en systole et positive en diastole pour un sujet sain. On rappelle que pour un sujet sain, le pic systolique est d'environ 20% (Figure 1.9).

La déformation myocardique est dérivée de mesures locales de déplacement ou vitesse du myocarde et peut être obtenue en clinique par imagerie tissulaire Doppler (Tissue Doppler Imaging, en anglais, TDI) [45][46][47] et suivi de speckles échocardiographique (dans la suite, Speckle Tracking Echocardiography, en anglais, STE) [48]. Nous définissons plus précisément le speckle en 1.3.2.2. Les avantages du STE sur le TDI sont nombreux : résultats 2-D contre 1-D, sensibilité au bruit inférieure et meilleure résolution temporelle [49].

Nous présentons dans un premier temps les principes du TDI et du STE utilisés actuellement en clinique puis une revue des différentes méthodes d'estimation de mouvement utilisée en STE est proposée.

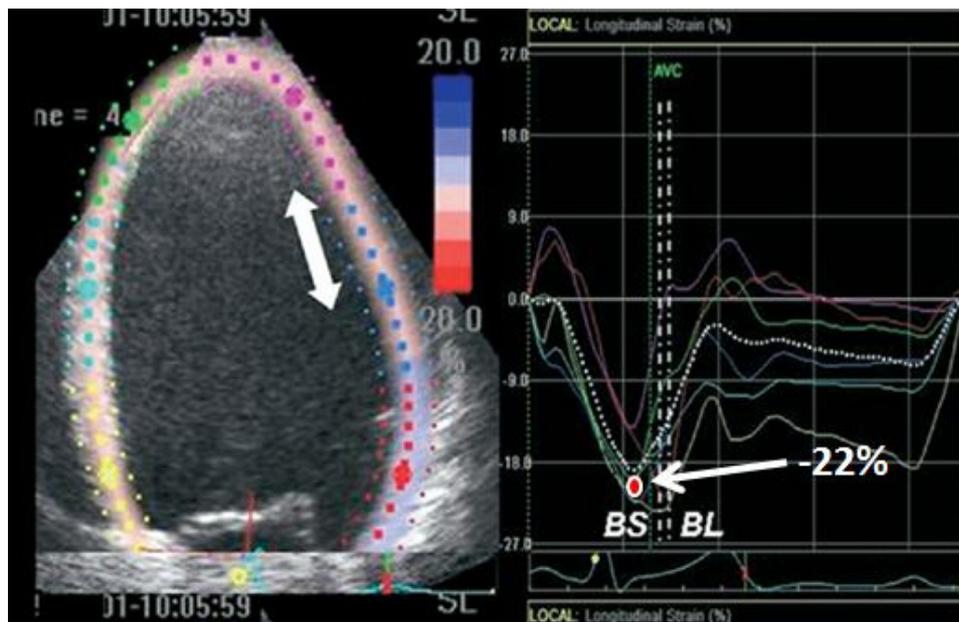


Figure 1.9 – Image de la déformation de ventricule gauche et courbe de la DLG associée [50]

1.3.2.1 Déformation par imagerie tissulaire Doppler

L'imagerie tissulaire Doppler permet de calculer des vitesses tissulaires avec un estimé de la phase dans la direction de propagation des faisceaux. L'effet Doppler représente le changement de fréquence Δf d'une onde de fréquence centrale f_0 se propageant dans un milieu de célérité c lorsqu'elle est réfléchiée sur un objet se déplaçant à une vitesse v . L'information est 1-D puisque la variation de fréquence Δf dépend de la direction de propagation de l'onde ultrasonore par rapport à celle de l'objet θ .

$$v = \frac{\Delta f c}{2f_0 \cos \theta} \quad (1.2)$$

Dans la pratique, pour réaliser l'imagerie Doppler, une série de faisceaux focalisés sont transmis successivement le long d'une même ligne. Puis un balayage sur l'ensemble du secteur de ces répétitions de tirs permet le calcul de vitesses dans toute l'image. Les signaux émis sont limités à quelques cycles de sinusoides à la fréquence f_0 : l'acquisition est faite en Doppler pulsé. A une profondeur donnée, le traitement des signaux reçus successivement permet de remonter au décalage de fréquence Doppler Δf et donc la vitesse v .

En imagerie tissulaire Doppler, les vitesses sont estimées dans la direction de propagation du faisceau émis, l'angle θ vaut ainsi 0 pour chaque ligne Doppler. L'une des méthodes d'estimation les plus répandues utilise la phase de la fonction d'autocorrélation du signal à partir d'un ensemble de signaux IQ [51]. Soit PRF la fréquence de répétition des signaux transmis (pulse rate frequency) et φ la phase de l'autocorrélation des signaux IQ, on a :

$$\varphi = \frac{2\pi \Delta f}{PRF} \quad (1.3)$$

D'où la vitesse Doppler :

$$v = \frac{PRF c}{4\pi f_0} \varphi \quad (1.4)$$

La première limite de l'estimation de vitesse par Doppler tissulaire est la dépendance angulaire de la mesure. L'estimation se faisant dans une seule direction par ligne de l'image, les résultats ne sont que des projections 1-D de mouvements en réalité 3-D. S'il est très précis, la deuxième limite de cet estimateur 1-D reste celle des estimateurs de phase, à savoir les effets de repliement de spectre dus au calcul de phase appartenant à l'intervalle $]-\pi/2 ; \pi/2]$ de longueur π . En conséquence la vitesse de Nyquist, vitesse maximum détectable v_{\max} est de :

$$v_{\max} = \frac{PRF c}{4f_0} \quad (1.5)$$

Des estimateurs de mouvements multidimensionnels et permettant d'accéder à d'importantes vitesses tissulaires sont nécessaires pour l'imagerie de déformation myocardique.

1.3.2.2 Mesure de la déformation par speckle tracking échocardiographique (STE)

Le suivi de speckle en imagerie ultrasonore a été proposé la première fois pour estimer les vitesses du flux sanguin dans les veines humaines [52]. La technique a ensuite fait l'objet de nombreux travaux pour la mesure de la déformation cardiaque notamment. En échocardiographie, le STE est principalement réalisé en différé par le clinicien après l'acquisition et l'enregistrement d'une séquence d'images B-mode sur un cycle cardiaque en général. L'échocardiographie conventionnelle avec des cadences d'imagerie de l'ordre de 50-80 images/s est jugée optimale en clinique pour garantir le STE du cœur au repos battant à environ 75 battements par minute [53].

Le STE a été introduit pour mesurer la déformation myocardique en 2-D et s'affranchir des limites théoriques de repliement de spectre en TDI. Le speckle tracking exploite la présence dans les images ultrasonores de grains de speckle aléatoirement répartis dans les tissus (Figure 1.10). En échographie,

le speckle est une figure d'interférence aléatoire due à la multitude des diffuseurs réémettant des ondes ultrasonores en direction de la sonde. Les phases et amplitudes relatives des signaux rétrodiffusés entraînent une distribution aléatoire d'interférences constructives et destructives : on observe ainsi une granularité dans les images ultrasonores obtenues. Lorsque les tissus sont en mouvement, ces motifs supposés uniques se déplacent dans l'image en suivant le mouvement. Il est alors possible de mesurer les mouvements locaux en suivant les trajectoires des figures de speckle (Figure 1.10).

Cette technique d'estimation de mouvement repose sur la conservation des motifs de speckle sur des régions d'intérêt entre les images successives, c'est-à-dire la conservation du schéma d'interférence entre les diffuseurs du tissu en mouvement. On observe alors la reconstruction du même motif d'interférence, simplement décalé spatialement dans l'image. Dans le cadre de cette approximation, l'amplitude et les retards relatifs des signaux réfléchis doivent rester constants entre les acquisitions successives. Pour que cette approximation soit correcte, les positions relatives locales des diffuseurs ne doivent pas changer entre les images successives. La qualité des images est essentielle pour préserver les motifs de speckle et assurer leur suivi d'une acquisition à l'autre.

Il existe différentes manières d'implémenter le STE. On utilise communément la technique de mise en correspondance des blocs (dans la suite, block matching, en anglais) pour une estimation à l'échelle du pixel associée à une méthode de raffinement subpixelique. Le block matching consiste à sélectionner une région d'intérêt dans une première image et à détecter dans une seconde image la région d'intérêt la plus ressemblante. Les principes du block matching et différentes implémentations sont présentées ci-après.

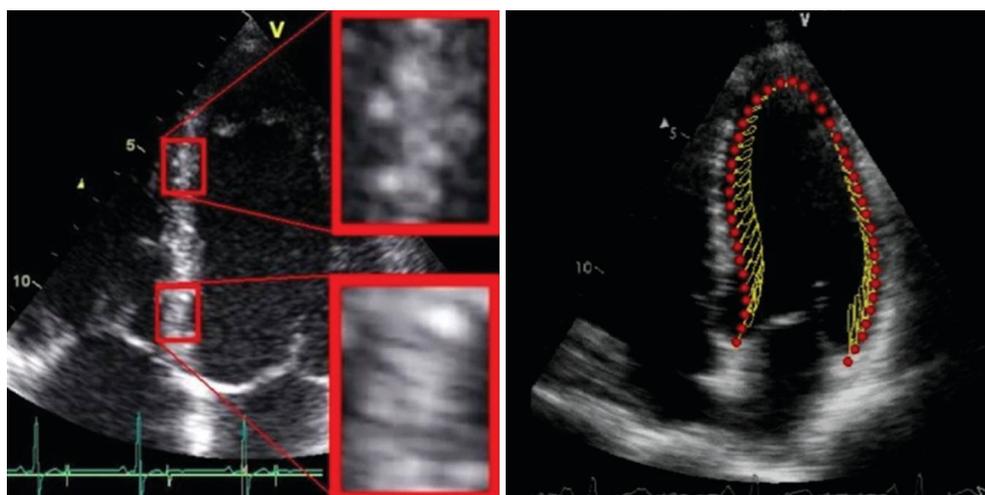


Figure 1.10 – Image B-mode en échographie cardiaque contenant des motifs de speckle (identifiés à gauche) permettant le suivi de mouvement de la paroi du myocarde par STE (droite) [3]

1.3.3 Etat de l'art des estimateurs de mouvement 2-D en imagerie ultrasonore

1.3.3.1 Block matching

Les algorithmes de block matching [54] [55] [56] permettent de faire correspondre une région d'intérêt entre une image et la suivante. Pour cela, l'image est divisée en blocs usuellement rectangulaires et la recherche des régions correspondantes dans l'image suivante se fait dans le voisinage des blocs. Notons que cette recherche peut être réalisée pour tous les pixels de la région d'intérêt (Full Search Method) ou pour certains pixels sélectionnés seulement [57] [58] afin de réduire les temps de calcul avec des techniques de descente de gradient par exemple [59].

La méthode la plus ancienne [60] et la plus utilisée [61] [62] [63] [64] pour calculer la similarité entre acquisitions successives en imagerie médicale ultrasonore est la corrélation croisée normalisée entre deux images ou un ensemble d'image. Une autre façon simple d'implémenter le block matching est de comparer les intensités des pixels avec les méthodes de somme des différences absolues (dans la suite, Sum of Absolute Difference, en anglais, SAD) [65] et sommes des différences au carré (dans la suite, Sum of Squared Differences, en anglais, SSD) [66]. Les techniques de SAD ont été proposées en alternative aux méthodes de corrélation car moins coûteuses en temps de calcul : les seules opérations sont une soustraction pixels à pixels et une somme. Un désavantage des techniques de SAD est l'absence de terme de normalisation, la rendant très sensible aux variations spatiales et temporelles d'intensité. Ces approches peuvent s'appliquer sur les signaux RF ou enveloppe.

Nous développons dans la suite uniquement la technique de corrélation normalisée avec une recherche de similarité dans toute la région d'intérêt considérée. Si la corrélation R peut être calculée dans le domaine spatial [67], elle est communément calculée comme un simple produit normalisé dans l'espace de Fourier des régions d'intérêt des images successives I_1 et I_2 (Figure 1.11): on parle alors de corrélation de phase [68].

$$R = TF^{-1} \left[\frac{TF[I_2] \overline{TF[I_1]}}{|TF[I_2] TF[I_1]|} \right] \quad (1.6)$$

Le déplacement en pixel est évalué en détectant la position du maximum de la corrélation normalisée. Cette valeur du déplacement est donc une mesure en pixel limitée par la résolution spatiale des images. Un raffinement subpixelique permet d'améliorer le résultat. Cette nouvelle estimation peut être obtenue par exemple par simple interpolation, parabolique ou gaussienne par exemple, du pic de la corrélation normalisée [69] ou d'autres méthodes plus complexes que nous présentons dans la suite. Toutes les méthodes d'estimation de mouvement décrites dans la suite peuvent être implémentées de façon indépendante ou comme méthode de raffinement subpixelique combinée au block matching. Les performances et limites de ces méthodes seront présentées au Chapitre 3.

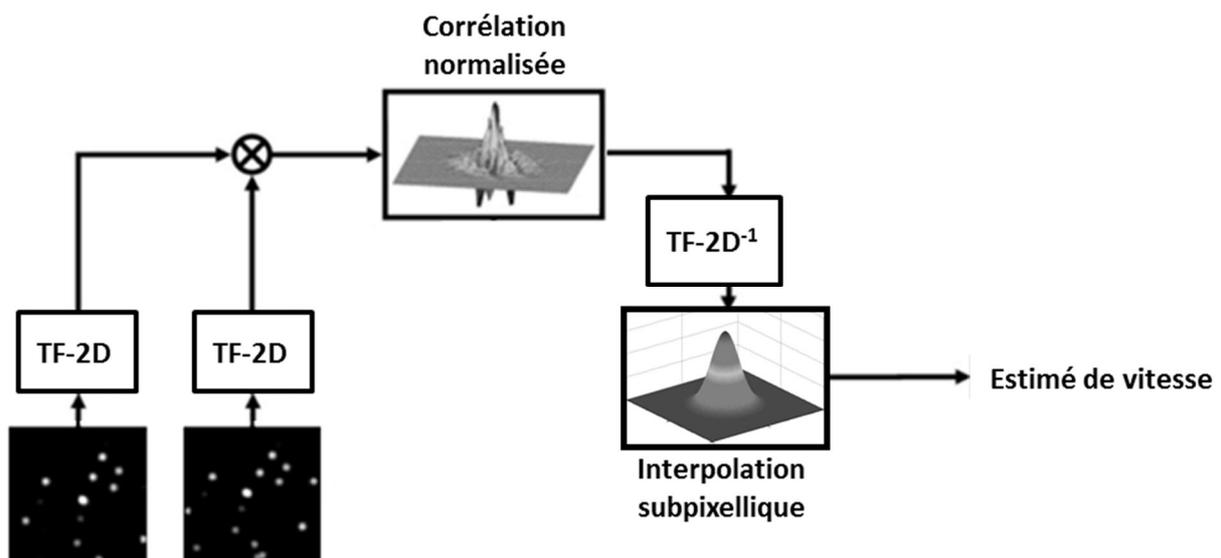


Figure 1.11 – Processus de corrélation normalisée calculée dans l'espace de Fourier avec mesure du mouvement subpixelique par simple interpolation, parabolique ou gaussienne par exemple, du pic de la corrélation normalisée [70].

1.3.3.2 Méthodes de corrélation de phase

La méthode de corrélation de phase [71] est basée sur la mesure de la phase du spectre de la corrélation. Soit $I_1(x,y)$ et $I_2(x,y)$ les intensités des régions d'intérêt de deux images successives et (dx, dy) le déplacement entre les deux images. On a :

$$I_2(x, y) = I_1(x - dx, y - dy) \quad (1.7)$$

Soit dans l'espace de Fourier :

$$TF[I_2(x, y)](u, v) = TF[I_1](u, v) \exp(-i(u dx + v dy)) \quad (1.8)$$

On obtient ainsi, d'après les équations (1.7) et (1.8), le spectre P de la corrélation croisée normalisée :

$$P(u, v) = \frac{TF[I_2](u, v) \overline{TF[I_1]}(u, v)}{|TF[I_2](u, v) \overline{TF[I_1]}(u, v)|} = \exp(-i(u dx + v dy)) \quad (1.9)$$

La phase de ce spectre de puissance est ainsi un plan 2-D de pente (dx, dy) . Pour retrouver le mouvement il s'agit alors d'interpoler l'équation de ce plan de phase.

1.3.3.3 Méthodes différentielles

Les méthodes différentielles ou de flux optique (Horn & Schunck)[72] [73][55] sont basées sur la conservation de l'intensité de tout point de l'image au cours du déplacement. On distingue des méthodes globales (Horn & Schunck [72]) et locales (Lucas & Kanade [74]) d'estimations de mouvement par flux optique. Les deux approches peuvent également être combinées [75]. Nous décrivons ici seulement l'approche locale qui sera utilisée dans la suite (Chapitre 3). Cette méthode résout l'équation du flux optique en supposant que le déplacement est petit et constant dans une région d'intérêt. Soient (V_x, V_y) les composantes de la vitesse particulière 2-D locale constante dans ce voisinage et $I(x,y)$ l'intensité dans ce voisinage, on a alors pour tout point de ce voisinage :

$$\frac{\partial I}{\partial x}(x, y, t) V_x + \frac{\partial I}{\partial y}(x, y, t) V_y + \frac{\partial I}{\partial t}(x, y, t) = 0 \quad (1.10)$$

Cette équation de conservation du flux exprimée en N pixels de la région d'intérêt considérée donne un système de N équations à deux inconnues V_x et V_y .

$$\begin{aligned} \frac{\partial I}{\partial x}(x_1, y_1, t) V_x + \frac{\partial I}{\partial y}(x_1, y_1, t) V_y - \frac{\partial I}{\partial t}(x_1, y_1, t) &= 0 \\ \frac{\partial I}{\partial x}(x_2, y_2, t) V_x + \frac{\partial I}{\partial y}(x_2, y_2, t) V_y - \frac{\partial I}{\partial t}(x_2, y_2, t) &= 0 \\ \dots & \\ \frac{\partial I}{\partial x}(x_N, y_N, t) V_x + \frac{\partial I}{\partial y}(x_N, y_N, t) V_y - \frac{\partial I}{\partial t}(x_N, y_N, t) &= 0 \end{aligned} \quad (1.11)$$

Ce système représenté matriciellement sous la forme $Ax=B$ (1.12), contient plus d'équations que d'inconnues.

$$A = \begin{pmatrix} \frac{\partial I}{\partial x}(x_1, y_1, t) & \frac{\partial I}{\partial y}(x_1, y_1, t) \\ \frac{\partial I}{\partial x}(x_2, y_2, t) & \frac{\partial I}{\partial y}(x_2, y_2, t) \\ \dots & \dots \\ \frac{\partial I}{\partial x}(x_N, y_N, t) & \frac{\partial I}{\partial y}(x_N, y_N, t) \end{pmatrix}; x = \begin{pmatrix} V_x \\ V_y \end{pmatrix}; B = \begin{pmatrix} -\frac{\partial I}{\partial t}(x_1, y_1, t) \\ -\frac{\partial I}{\partial t}(x_2, y_2, t) \\ \dots \\ -\frac{\partial I}{\partial t}(x_N, y_N, t) \end{pmatrix}$$

On trouve usuellement une pseudo-solution de ce système en résolvant aux moindres carrés le système d'équations normales, en notant tA la transposée de A :

$${}^tAAX = {}^tAB \quad (1.13)$$

1.3.3.4 Estimateur de phase 2-D avec marquage ultrasonore

Nous avons présenté précédemment l'estimateur de phase Doppler, avec en limite principale une information uniquement 1-D. Des méthodes de marquages ultrasonores ont alors été proposées pour introduire des motifs d'oscillations transverses [35] dans les images et ainsi permettre un estimé Doppler à la fois radial et transverse. Le principe général du marquage par oscillations transverses et de faire interférer les signaux en réception par analogie avec l'expérience optique des fentes d'Young afin de générer une figure d'interférence de phase connue. Le déphasage entre deux images de cette figure d'interférence transverse à la direction de propagation permet ainsi de calculer le mouvement transverse. Le mouvement dans l'axe de propagation des faisceaux est quant à lui calculé en observant le déphasage dans la direction radiale.

Le masque d'interférence pour générer les oscillations transverses en imagerie ultrasonore peut être obtenu soit par apodisation des signaux en réception, soit par filtrage dans l'espace de Fourier.

L'estimateur de phase 2-D basée sur les oscillations transverses a été proposé à CREATIS [76]. Il a démontré son potentiel pour l'estimation du mouvement cardiaque en imagerie conventionnelle [77] et l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne par imagerie ultrasonore ultrarapide 2-D [78] et 3-D [79]. Les travaux sur cet estimateur font l'objet de ma première contribution, nous le présenterons donc en détail au Chapitre 2.

1.4 Intérêt de l'imagerie cardiaque ultrarapide

Si l'imagerie conventionnelle permet l'imagerie de déformation myocardique à 50-80 images/s dans la plupart des examens, il existe des situations pour lesquelles l'augmentation des cadences d'imagerie serait d'un grand intérêt clinique pour l'étude de la contraction du ventricule gauche notamment.

1.4.1 Imagerie 2-D

1.4.1.1 Echocardiographie de stress

Il est par exemple recommandé d'augmenter le rythme cardiaque pour la détection de sténose coronaire, c'est-à-dire le rétrécissement d'artères coronaires. Il s'agit là de l'échocardiographie de stress [80] qui peut être réalisée au cours d'un effort physique ou avec injection de dobutamine, un médicament permettant d'augmenter la fréquence de battement cardiaque, simulant un effort. Lors d'une échocardiographie de stress, la cavité cardiaque observée est en général le ventricule gauche. L'objectif de l'examen est de détecter, avec cette augmentation forcée du rythme cardiaque, des régions du muscle au fonctionnement anormal, indiquant une zone non suffisamment irriguée en sang.

L'échocardiographie de stress permet notamment de diagnostiquer des maladies coronariennes chroniques pour les patients ayant eu un infarctus du myocarde. L'enjeu est majeur puisqu'un muscle souffrant d'une ischémie, soit une diminution d'apport sanguin, subit une baisse de l'oxygénation des tissus pouvant causer la nécrose. D'autres méthodes d'examens non invasifs sont utilisées selon les situations pour le diagnostic d'ischémies cardiaques : électrocardiogramme, scintigraphie, IRM, Tomographie à Emission de Positons [81]. Le seul marqueur d'une ischémie en échographie de stress est un mouvement anormal de la paroi cardiaque. Dans la pratique, l'interprétation des images échographiques se fait de manière qualitative avec observation sur les images ultrasonores B-mode de la variation d'épaisseur de la paroi du myocarde avant, pendant et après l'application du stress. Le rythme de cœur pouvant dépasser 120-140 battements par minutes, les techniques de mesure de déformation en imagerie conventionnelle présentées précédemment ne sont pas adaptées pour évaluer quantitativement les variations rapides de la déformation cardiaque. En effet, la conservation des figures de speckle décrites précédemment n'est plus garantie à cause des vitesses de déplacement et du mouvement hors plan important en examen d'échocardiographie de stress : la décorrélation des signaux dégrade le suivi du speckle. Le problème de la reproductibilité des diagnostics en échocardiographie de stress n'est à ce jour pas résolu [82]. Dans le cas de cette problématique clinique, l'augmentation des cadences d'imagerie permettant le STE à 100-500 images/s serait un bénéfice majeur.

1.4.1.2 Mécanismes rapides du cycle cardiaque

Il existe également pour un cœur battant normalement à environ 75 battements par minutes des événements pour lesquels l'imagerie conventionnelle n'est pas capable de quantifier les déformations. Citons par exemple la propagation des contractions et relaxations mécaniques lors de la dépolarisation ventriculaire [83]. Il s'agit d'une onde qui se propage dans les oreillettes et le long des fibres de la paroi ventriculaire qui peut permettre le diagnostic de troubles du rythme cardiaque. Une dépolarisation anormale peut par exemple être le signe d'une tachycardie auriculaire. La vitesse de propagation de cette onde est de l'ordre de 0.5 à 2 m/s. Une nouvelle fois les techniques d'imagerie conventionnelle à 50-80 images/s ne permettent pas l'observation de ces phénomènes rapides. On peut également évoquer la mesure de la contractilité ventriculaire qui peut être obtenue en déterminant l'accélération iso-volumique pendant la phase de contraction iso-volumique décrite précédemment [84]. Durant cette période les mécanismes sont très courts et l'imagerie ultrarapide serait d'un grand intérêt pour augmenter la compréhension de la fonction contractile du cœur.

De plus la majorité des études de la déformation myocardiques en STE évaluent uniquement la DLG du ventricule gauche pour des raisons pratiques. Grâce à son large champ de vue, l'imagerie ultrarapide permettrait d'implémenter le STE sur les quatre chambres cardiaques en même temps : des travaux récents montrent l'intérêt d'évaluer la DLG sur les quatre chambres en simultané pour étudier leurs relations fonctionnelles [85].

Le potentiel clinique de l'imagerie ultrasonore ultrarapide est ainsi énorme pour permettre une meilleure compréhension de la fonction cardiaque et un diagnostic plus efficace de nombreuses pathologies cardiaques [43] [86]. Enfin, si l'ensemble des examens présentés jusqu'alors repose sur l'échographie cardiaque conventionnelle 2-D, l'imagerie cardiaque 3-D ne pourra se développer que grâce à l'imagerie ultrarapide.

1.4.2 Imagerie de déformation 3-D

L'imagerie 3-D est un développement essentiel pour quantifier complètement les déformations cardiaques. En effet, les mouvements du cœur décrits jusqu'alors ne sont pas contenus dans un plan, ce qui limite les techniques d'imagerie de déformation localisées sur des plans de coupe 2-D. La résolution temporelle de l'échocardiographie 3-D conventionnelle, c'est-à-dire par ondes focalisées, est de l'ordre de quelques volumes par seconde. Pour enregistrer un volume contenant l'ensemble du myocarde, l'échographie 3-D est réalisée par les acquisitions successives de petits volumes pendant des battements cardiaques consécutifs. La reconstruction de l'image finale demande donc l'empilement de ces ensembles de volumes imagés à des instants différents et limite les applications de STE. Le développement d'imagerie 3-D ultrarapide permettrait donc l'observation de tout le myocarde au cours d'un unique cycle cardiaque.

Les techniques d'imageries ultrarapides se sont développées au cours des dernières années en échographie et doivent à présent prouver leur faisabilité dans le cas des contraintes de l'imagerie cardiaque. Ces dernières sont énoncées en section 1.5.2 et détaillées au Chapitre 4.

1.5 Une thématique très concurrentielle : évolution de méthodes dédiées à l'imagerie cardiaque ultrarapide ultrasonore et positionnement de CREATIS

Nous présentons ici les méthodes d'imagerie ultrasonore ultrarapide en parallèle des choix stratégiques réalisés au cours de la thèse pour en définir les objectifs. Cet exposé s'inscrit également plus généralement dans le positionnement du laboratoire CREATIS quant à l'imagerie cardiaque ultrasonore.

Au cours des dernières années de nombreuses techniques ont été proposées pour augmenter les cadences d'imagerie ultrasonore cardiaque. Ces méthodes reposent à la fois sur la transmission de fronts d'onde focalisés et non focalisés. Pour chacune de ces méthodes l'objectif est de préserver la qualité des images en échocardiographie ultrarapide puis de démontrer leurs performances pour l'estimation du mouvement cardiaque.

1.5.1 Etat de l'art de l'imagerie ultrarapide 2-D

1.5.1.1 Ondes focalisées

1.5.1.1.1 MLA

Historiquement, alors que l'imagerie conventionnelle était basée sur les transmissions successives d'onde focalisées pour scanner le milieu, il a d'abord été proposé de ne pas reconstruire une ligne de l'image à chaque tir focalisé mais plusieurs en parallèle [87]. En reconstruisant N lignes centrées autour du faisceau focalisé, la technique du « Multi-Line Acquisition » (MLA) permet d'augmenter d'un facteur N la cadence d'imagerie. Le nombre de lignes reconstruites pour chaque tir est en général de 4.

1.5.1.1.2 MLT

Il a ensuite été proposé dès 1992 de transmettre plusieurs faisceaux focalisés dans différentes direction à chaque émission [88] (Figure 1.12). Cette technique du « Multi-Line Transmit » (MLT), combiné au MLA, a montré son intérêt très récemment seulement pour l'application à l'imagerie cardiaque [89], avec une première preuve de faisabilité *in vivo* en 2014 [90]. En MLT, le nombre de lignes transmises en simultanées est généralement de 4. Il a ainsi été montré que la combinaison MLT-MLA peut permettre l'augmentation des cadences d'échocardiographie d'un facteur 16. L'application à l'estimation de mouvement cardiaque du MLT a été montrée en 2016 [91] avec des résultats d'imagerie tissulaire Doppler à plus de 200 images/s.

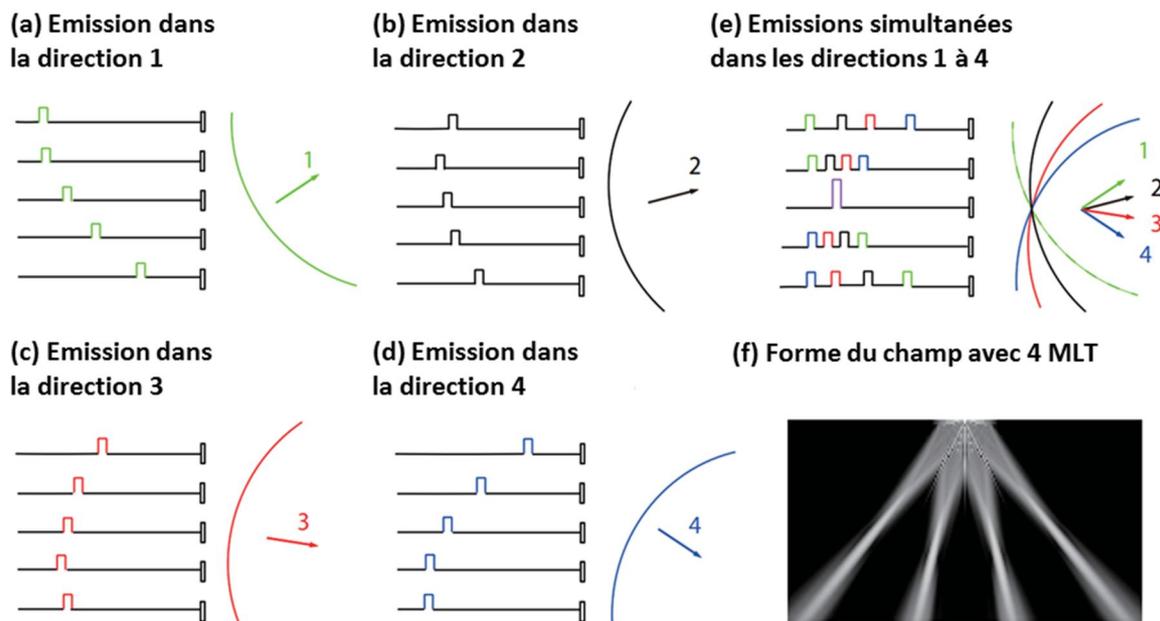


Figure 1.12 – Principe du MLT : les transmissions à appliquer à chaque élément de la sonde pour émettre des faisceaux focalisés sont représentés individuellement en (a), (b), (c), (d), puis simultanément en (e) pour émettre 4 faisceaux focalisés simultanés dans différentes directions (f) [91].

1.5.1.2 Ondes non focalisées

1.5.1.2.1 Ondes Planes – Ondes Divergentes

L'imagerie par ondes non focalisées est la seconde grande famille de technique d'imagerie ultrarapide. L'imagerie par onde plane est apparue d'abord pour des applications non cardiaques. Avec des sondes de grandes ouvertures (sondes linéaires), la transmission d'un front d'onde plan en appliquant le même retard d'émission à tous les éléments permet d'imager tout le milieu en une seule insonification. L'application des méthodes de reconstruction par retard et somme ou dans l'espace de Fourier permet ainsi de reconstruire une image de tout le milieu à chaque tir. L'énergie n'étant pas localisée sur une ligne autour d'un point focal comme dans les méthodes précédentes, la qualité des images est inférieure. Pour résoudre les problèmes de résolution d'images, plusieurs ondes planes peuvent être émises successivement dans des directions angulées. Pour chaque onde plane, des images de basse résolution sont obtenues et ensuite sommées, de manière cohérente, pour reconstruire l'image finale de haute qualité. Cette approche a été initialement proposée en élastographie [38][92]. L'utilisation d'une onde plane pour faire de l'estimation de mouvement de la carotide en imagerie ultrarapide a été proposée par CREATIS [78]. L'imagerie par onde plane fait l'objet de nombreux développements et a

été mise en valeur au congrès IEEE IUS 2016 avec le challenge PICMUS (Plane-wave Imaging Challenge in Medical UltraSound) organisé notamment par le DTU de Copenhague et CREATIS (https://www.creatis.insa-lyon.fr/Challenge/IEEE_IUS_2016/).

Pour l'application cardiaque, une contrainte présentée précédemment est la faible largeur d'ouverture. Pour tout de même imager l'ensemble du muscle cardiaque en une seule insonification, il a été proposé de transmettre un front d'onde non plus plan mais divergent [93][94]. Ce front d'onde sphérique est obtenu en appliquant des retards à l'émission sur les éléments actifs pour les focaliser sur une source virtuelle placée en arrière de la sonde. De la même manière que pour l'imagerie par onde plane, l'ensemble du milieu rétrodiffuse le signal vers la sonde. Une image basse résolution de l'ensemble du milieu insonifié peut être reconstruite. Pour augmenter la qualité des images, il est possible pour les tissus inertes ou à faible mouvement d'émettre successivement des ondes divergentes angulées dans des directions différentes. En sommant, de manière cohérente, les images basses résolutions reconstruites une image haute résolution est obtenue. Le principe de l'imagerie par onde divergente est détaillé au Chapitre 2.

L'imagerie par onde divergente utilise les mêmes types de transmission que l'imagerie par synthèse d'ouverture. Avec l'imagerie par synthèse d'ouverture, les éléments ou ensemble d'éléments sont activés successivement pour transmettre une série d'ondes divergentes. L'ensemble des éléments enregistrent le signal reçu après chaque émission pour former des images de basse qualité. La combinaison cohérente de ces images permet enfin d'obtenir des images de haute résolution (Figure 1.13). Cette méthode d'imagerie inspirée des systèmes radar [95] s'est développée en imagerie médicale ultrasonore dans les années 1990 [96][97]. C'est en imagerie par synthèse d'ouverture qu'ont été étudiés initialement les problèmes liés au mouvement dans la formation des images [98] et l'importance de méthodes de compensation de mouvement [99][100].

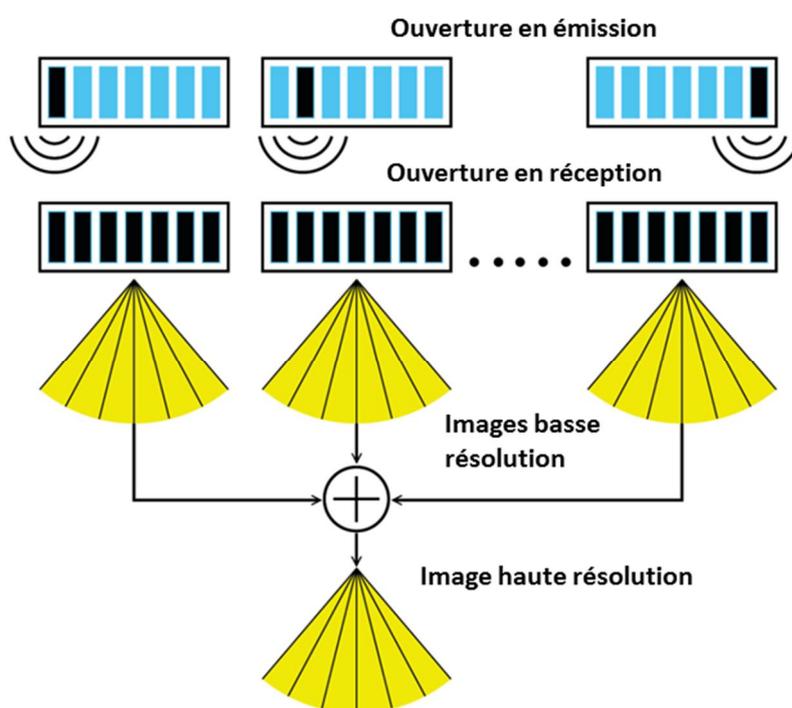


Figure 1.13 – Principe de la synthèse d'ouverture [100]

1.5.1.2.2 MoCo : Imagerie haute résolution pour l'application cardiaque

La combinaison directe de tirs d'ondes divergentes angulées dans différentes directions pour compenser l'absence de focalisation à l'émission et retrouver la résolution spatiale des images et leur contraste ne peut être appliquée directement dans le cadre de l'imagerie cardiaque. En effet à cause des mouvements rapides du cœur la cohérence n'est pas préservée entre les images successives et toute sommation entraîne des interférences destructives et de la perte de contraste et résolution [101]. Cet effet serait d'autant plus visible en échocardiographie de stress présentée précédemment. Des approches originales de sommation cohérente d'images reconstruites à partir de tirs angulés successifs d'ondes planes [102] (2013) et en synthèse d'ouverture [100] (2014) ont été proposées récemment, mais c'est seulement en 2016 [103] que leur faisabilité *in vivo* pour l'application cardiaque a été montrée avec des ondes divergentes. Le principe consiste à compenser les délais de phases des signaux reçus dues aux grands mouvements des tissus (Figure 1.14). Le mouvement doit être estimé entre les images successives pour assurer leur recalage. Notons que différentes techniques d'estimation du mouvement inter-images ont été proposées en 1-D ou 2-D. En appliquant ces délais pour re-phaser les signaux avant combinaison des images, la sommation cohérente est assurée. Ces méthodes de compensation de mouvement (MoCo) ont montré une augmentation significative de la qualité des images cardiaques. Le MoCo sera présenté en Chapitre 3.

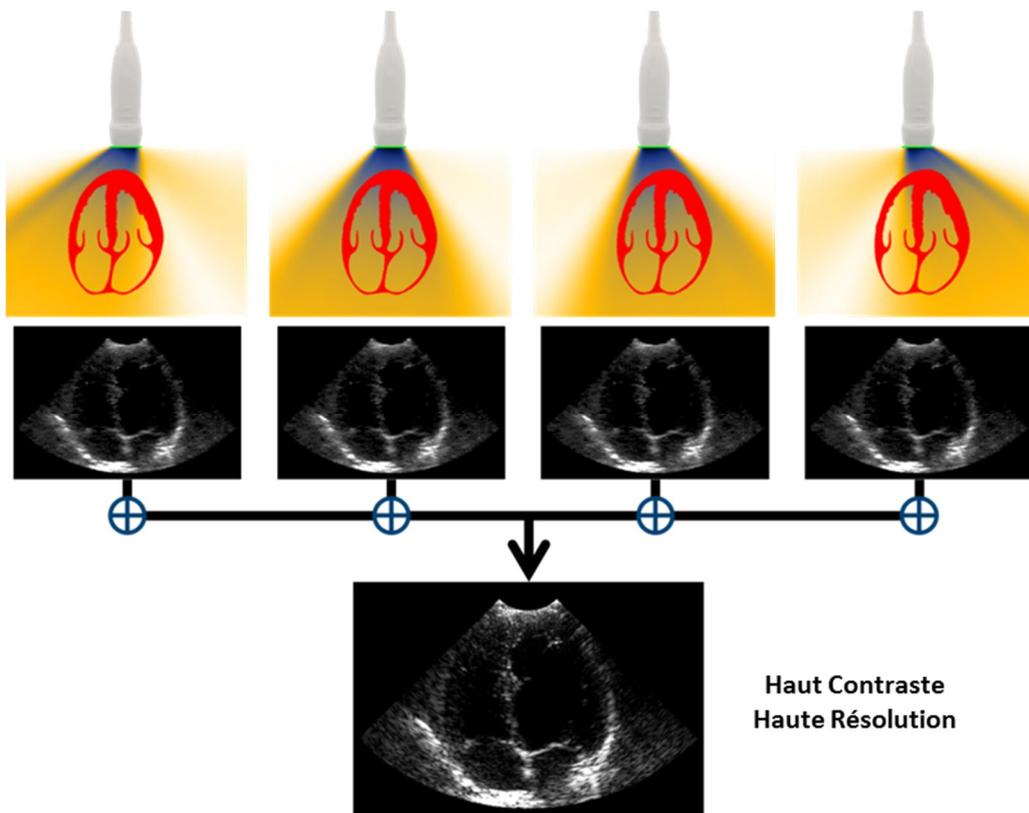


Figure 1.14 – Principe d'imagerie ultrarapide à haute résolution avec ondes divergentes et sommation cohérente grâce à la compensation de mouvement (MoCo) [103].

1.5.1.3 Conclusion

L'imagerie cardiaque ultrarapide haute résolution 2-D en est ainsi à ses débuts puisque les premiers résultats probants datent de 2016 à la fois pour les techniques de MLT [91] et d'ondes divergentes par sommation cohérente [103]. Ces premières études sont prometteuses pour de nombreuses applications en échocardiographie.

1.5.2 Imagerie ultrarapide 3-D

Si l'imagerie cardiaque ultrarapide haute résolution 2-D en est ainsi à ces débuts, son extension en 3-D est encore à l'état de concept. Cependant, comme évoqué précédemment, son développement sera essentiel pour permettre l'imagerie de déformation myocardique 3-D non réalisable actuellement avec l'imagerie ultrasonore 3-D par ondes focalisées.

L'imagerie cardiaque ultrasonore 3-D repose sur le même principe que pour l'imagerie 2-D. En revanche les sondes ne sont plus composées d'éléments actifs agencés en ligne mais en matrices 2-D. Les contraintes d'ouverture et de taille de sonde, liées à l'anatomie du cœur situé entre les côtes, restent inchangées.

Les pistes de travail actuellement suivies par la communauté scientifique en imagerie ultrasonore reposent sur les extensions des méthodes par ondes focalisées et non focalisées citées précédemment :

- Extension en 3-D de la technique du Multi-Line-Transmit : des premiers travaux en ce sens ont été proposés en 2017 en simulation [104].
- Extension en 3-D de l'imagerie par onde divergente [105]. Nous expliquons en 5.3 notre stratégie : il a été choisi pour l'imagerie 3-D de travailler également avec des techniques d'ondes divergentes et de compensation de mouvement. Le principe de l'imagerie 3-D par ondes divergentes est détaillé au Chapitre 4.

A noter que les volumes de données sont très importants en imagerie 3-D : la réduction du volume de données à acquérir tout en préservant la qualité des images est également un enjeu clé pour le développement de l'échocardiographie ultrarapide 3-D. La définition de géométrie de matrices d'éléments 2-D parcimonieuses (sparse arrays) en réception pourrait résoudre cette problématique [106][107]. Des études sont également en cours sur la conception de sondes avec des éléments connectés en « lignes-colonnes ». Avec ces sondes, l'émission est réalisée dans une seule dimension et la réception dans la dimension orthogonale [108].

1.5.3 Objectifs de thèse et choix stratégiques

L'objectif global de la thèse débutée en 2014 est de développer des méthodes d'imagerie ultrasonore ultrarapide dédiées à la quantification du mouvement cardiaque 3-D. Le plan de route est de réaliser ces travaux en 2-D dans un premier temps puis en 3-D. Cet objectif s'inscrit à la fois dans un contexte médical crucial et dans un secteur scientifique très concurrentielle et nouvelle.

Durant la première année de thèse, l'objectif a été d'évaluer la faisabilité de l'estimation du mouvement cardiaque en combinant l'imagerie ultrarapide par onde divergente avec une méthode de marquage transverse des images dédiées à un estimateur de phase 2D. Ces techniques d'oscillations transverses et d'estimateur de phase proposées initialement par Jensen [35] ont fait l'objet de nombreux travaux au sein de CREATIS. Il a notamment été montré par Salles [78] que le mouvement 2-D de la carotide pouvait être obtenu en combinant imagerie par onde plane et oscillations transverses. Les résultats d'Hasegawa [93] montrant la possibilité d'échographie cardiaque par onde divergente, il était alors naturel d'étendre les travaux de Salles à l'estimation du mouvement du cœur. Les résultats de cette étude de faisabilité seront présentés au Chapitre 2. La conclusion de ces travaux était que la faible ouverture des sondes cardiaques, combinée à la basse résolution des images issues d'une unique insonification par onde divergente et à la complexité du mouvement cardiaque ne permettaient pas de poursuivre les recherches dans cet axe. Notre conviction était alors qu'il fallait

travailler sur les techniques d'amélioration de la qualité des images échocardiographies ultrarapides comme le MLT ou l'imagerie par ondes divergentes et sommation cohérente (MoCo).

En début de deuxième année de thèse, dans le cadre d'un financement CMIRA de la région Rhône-Alpes, j'ai eu l'opportunité de rejoindre pendant 6 mois le laboratoire de Damien Garcia (Rubic) au Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal au Canada. Afin de me former auprès d'un spécialiste de l'imagerie ultrasonore cardiaque. Le Rubic dispose d'un échographe de recherche Verasonics et nous venions de faire l'acquisition d'un système identique à CREATIS. Nous avons ainsi eu l'opportunité de travailler avec l'équipe de D. Garcia au moment où il achevait de montrer la faisabilité d'imagerie cardiaque ultrarapide par ondes divergentes et sommation cohérente (MoCo) [103]. La méthode étant prometteuse, le second objectif de la thèse a donc été de montrer la faisabilité de l'estimation du mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrarapide par ondes divergentes et sommation cohérente (MoCo). Pour ces travaux, une étude comparative de différents estimateurs de mouvement a été réalisée. Un objectif intermédiaire ici était également de déterminer un estimateur de mouvement adapté au STE en imagerie ultrarapide. Cette contribution est présentée au Chapitre 3.

Suite à cette étude, j'ai poursuivi les travaux sur le MoCo pour l'imagerie ultrarapide 3-D à CREATIS. S'il y avait encore de nombreux travaux possible en 2-D et notamment de comparaison du MoCo et du MLT, d'étude du marquage par oscillation transverses pour ces modalités, nous avons placé la problématique 3-D comme prioritaire. Les résultats très prometteurs du MoCo 2-D pour le STE permettaient d'envisager l'extension de la méthode au cas 3-D, ce qui n'avait jamais été fait auparavant. Le choix d'implémenter rapidement la méthode en 3-D était d'autant plus justifié que nous bénéficions d'une opportunité unique : pouvoir combiner quatre systèmes Verasonics, soit 1024 canaux et une sonde cardiaque 3-D pour réaliser des acquisitions ultrasonores 3-D. L'accès à ces quatre systèmes était possible grâce à une collaboration avec un laboratoire lyonnais spécialisé en thérapie ultrasonore (LabTAU). Cette contribution est présentée au Chapitre 4.

L'ensemble de mes articles et références de conférences internationales relatifs à ces contributions sont présentées dans ma bibliographie personnelle (page 109).

Chapitre 2.

Caractérisation du mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrarapide et marquage ultrasonore : étude de faisabilité et limites

2.1 Introduction et Motivation

L'objectif de ce chapitre est de présenter une étude de faisabilité d'estimation de mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide et oscillations transverses (OT). Cette étude s'appuie sur une technique originale de marquage des images ultrasonores pour générer des figures d'interférences oscillant dans la direction transverse, c'est-à-dire perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde ultrasonore [35]. Ce marquage ou tagging apporte une information de phase dans la direction transverse des images et a montré son intérêt pour l'estimation de mouvement 2-D en imagerie ultrarapide ultrasonore de la carotide par ondes planes [78]. Notre objectif était d'étendre ces travaux à l'imagerie cardiaque ultrarapide possible par ondes divergentes [93]. La méthode sera décrite dans un premier temps en détaillant les principes d'imagerie par onde divergente, d'oscillations transverses et d'estimateur de phase 2-D. Nous présenterons ensuite nos résultats en simulation et *in vitro* révélant des problématiques spécifiques à l'imagerie cardiaque ultrarapide ultrasonore : faible ouverture de la sonde et mouvements multidimensionnelles sans direction préférentielle. Les conclusions de ces travaux montrent le champ des possibles et les limites des OT et estimateurs de phases 2-D pour le suivi de mouvement cardiaque par imagerie ultrasonore ultrarapide.

2.2 Méthode : imagerie ultrasonore ultrarapide par onde divergente avec marquage transverse et estimateur de phase 2-D

2.2.1 Imagerie cardiaque ultrarapide

Différentes approches d'imagerie ultrarapide ont été présentées au Chapitre 1. Parmi ces méthodes, l'imagerie ultrarapide par onde plane combinée aux oscillations transverses a montré un intérêt pour l'estimation du mouvement de la paroi de la carotide [78]. L'extension à l'estimation du mouvement cardiaque de cette approche originale nécessite d'abord de sélectionner une autre méthode d'imagerie ultrarapide adaptée. En effet, l'imagerie par onde plane ne permet pas la visualisation de l'ensemble du myocarde à cause de la position du cœur : l'observation est faite entre les côtes avec des sondes dont la partie des éléments actifs est de l'ordre de 2 cm (Figure 2.1). L'imagerie ultrarapide par onde divergente [93] répond à la problématique de la taille des sondes et est très proche dans son principe à l'imagerie par onde plane. Nous l'avons naturellement choisie pour cette étude.

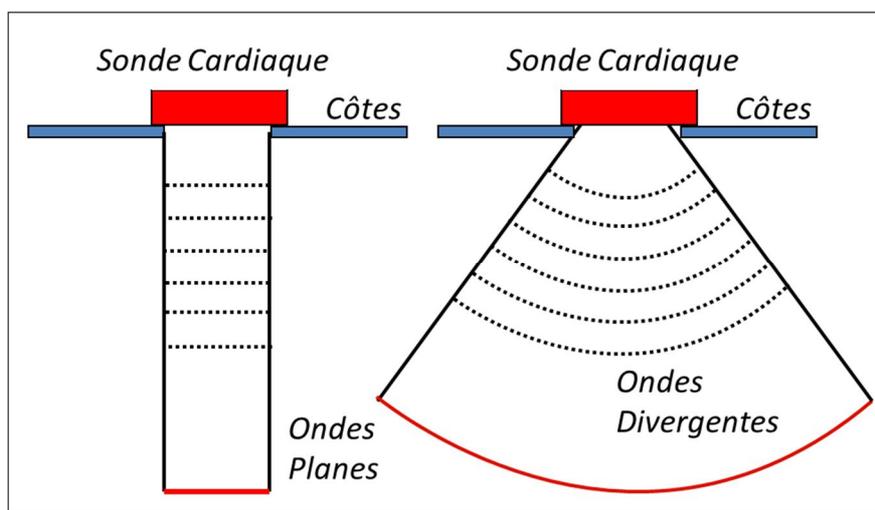


Figure 2.1 – Illustration de l'intérêt de l'imagerie par onde divergente (droite) par rapport à l'imagerie par onde plane (gauche) pour l'observation d'un grand secteur.

La forme du front d'onde ultrasonore est obtenue en appliquant une loi de retard sur les éléments transmettant tous le même signal (Figure 1.6). Ainsi pour une onde plane non inclinée, le même retard est appliqué à tous les éléments, tandis que pour une onde divergente les retards correspondent à une focalisation du faisceau vers un point source virtuel placé en arrière de la sonde. L'objectif est de réussir à imager le cœur grâce à une seule onde divergente par analogie avec les travaux sur la carotide où une onde plane permettrait de suivre le mouvement de la paroi [78].

La problématique de la formation de voies est essentielle dans notre étude visant à générer des oscillations transverses dans les images. Le principe des oscillations transverses (OT) sera présenté en détail dans la partie suivante (2.2.2) : pour la formation de voies, l'élément à retenir est l'analogie entre les oscillations transverses et les figures d'interférences de l'expérience des fentes d'Young. En imagerie par onde plane, les OT peuvent être obtenues par deux méthodes. Soit « physiquement » par pondération du signal en réception pour division du front d'onde [35], soit par filtrage dans l'espace de Fourier [109]. Cette analogie avec les principes de l'optique de Fourier est possible dans certaines conditions qui contraignent les possibilités de formation d'image ultrasonores. Notre objectif est donc de déterminer les conditions sur la formation d'images par ondes divergentes permettant le filtrage dans l'espace de Fourier.

Il est essentiel de tenir compte des principes de la diffraction et des conditions qu'elle impose pour décrire les systèmes de formation d'image. Les parties suivantes décrivent ces phénomènes appliqués à notre système d'imagerie par une onde divergente.

2.2.1.1 Diffraction de Huygens-Fresnel

Le principe de Huygens-Fresnel se base sur une sommation continue d'ondes sphériques pour décrire un front d'onde et permet de déterminer l'amplitude d'une onde diffractée au passage d'un obstacle (Figure 2.2).

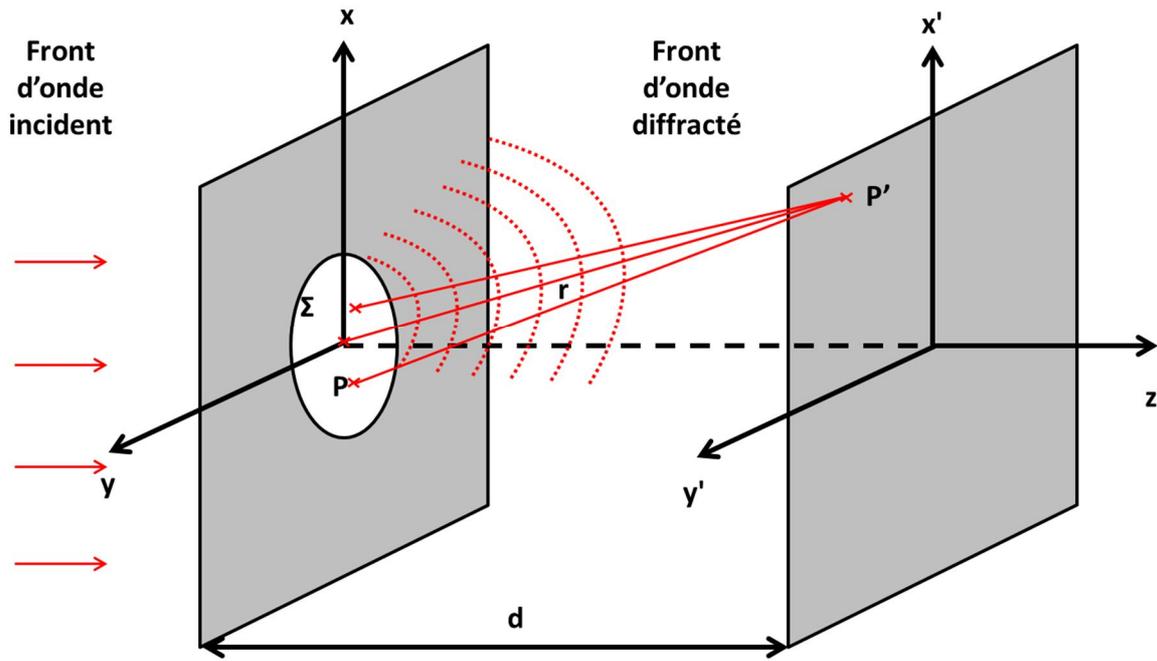


Figure 2.2 – Illustration de la propagation d'un front d'onde selon le principe de Huygens-Fresnel

Avec les coordonnées définies dans la Figure 2.2, A l'amplitude de l'onde et λ sa longueur d'onde, on peut ainsi donner l'expression suivante du principe de Huygens-Fresnel décrivant l'amplitude complexe de l'onde au point P' diffractée par la surface Σ à une distance d :

$$A(x', y', d) = \iint_{\Sigma} A(x, y, 0) \frac{e^{i2\pi r / \lambda}}{ir\lambda} dx dy \quad (2.1)$$

Dans l'approximation de Fresnel, on fait comme première hypothèse, pour tous les couples PP' :

$$1/PP' = 1/r \approx 1/d \quad (2.2)$$

Cette approximation, valable aux petits angles, n'est pas appliquée dans le terme exponentiel représentant la phase du signal. Pour le terme de phase, un développement à l'ordre 2 de r est supposé suffisant si d est suffisamment grand.

$$r = \sqrt{d^2 + (x - x')^2 + (y - y')^2} \quad (2.3)$$

$$r = d \sqrt{1 + \left(\frac{x - x'}{d}\right)^2 + \left(\frac{y - y'}{d}\right)^2} \quad (2.4)$$

$$r \approx d + \frac{1}{2} \frac{(x - x')^2}{d} + \frac{1}{2} \frac{(y - y')^2}{d} \quad (2.5)$$

L'amplitude complexe de l'onde définie en (2.1) peut ainsi se simplifier de la façon suivante :

$$A(x', y', d) \approx \frac{e^{i2\pi d/\lambda}}{i\lambda d} \iint_{\Sigma} A(x, y, 0) e^{\frac{i\pi[(x-x')^2 + (y-y')^2]}{\lambda d}} dx dy \quad (2.6)$$

Considérons l'amplitude de l'onde plane incidente constante A_0 et $t(x, y)$, la fonction de transmission du milieu diffractant. On a alors l'amplitude de l'onde au point P :

$$A(x, y, 0^+) = t(x, y) A_0 \quad (2.7)$$

Et introduisons une nouvelle fonction :

$$t'(x, y) = t(x, y) e^{\frac{i\pi(x^2+y^2)}{\lambda d}} \quad (2.8)$$

En développant le terme en exponentielle de l'intégrale et en utilisant les équations (2.7) et (2.8), l'équation (2.6) devient :

$$A(x', y', d) = \frac{A_0}{i\lambda d} e^{\frac{i2\pi d}{\lambda}} e^{\frac{i\pi(x'^2+y'^2)}{\lambda d}} \iint_{\Sigma} t'(x, y) e^{\frac{-i2\pi(xx'+yy')}{\lambda d}} dx dy \quad (2.9)$$

On reconnaît dans l'intégrale une transformée de Fourier de la fonction t' , en définissant les variables $(u, v) : u=x'/\lambda d$ et $v=y'/\lambda d$

$$A(x', y', d) = \frac{A_0}{i\lambda d} e^{\frac{i2\pi d}{\lambda}} e^{\frac{i\pi(x'^2+y'^2)}{\lambda d}} TF_{2D}[t'](u, v) \quad (2.10)$$

L'amplitude dans le plan image diffractée est donc proportionnelle à la transformée de Fourier de la fonction t' . Cette transformée de Fourier n'est pas directement exploitable dans la pratique, à cause du terme exponentiel présent dans la fonction t' . L'approximation de Fraunhofer va permettre de simplifier considérablement l'équation (2.10).

2.2.1.2 Diffraction de Fraunhofer

2.2.1.2.1 En champ lointain

L'approximation de Fraunhofer est une extension de la diffraction de Fresnel, pour les champs lointains. L'hypothèse suivante peut généralement être faite dans cette approximation :

$$\left\{ \begin{array}{l} d \gg \frac{\pi x^2}{\lambda} \\ d \gg \frac{\pi y^2}{\lambda} \end{array} \right. \quad (2.11)$$

Ainsi, il n'y a plus de terme exponentiel dans la fonction $t' = t$ et l'amplitude du plan $z=d$ est alors directement proportionnelle à la fonction de transmission du plan objet diffractant.

$$A(x', y', d) \propto TF_{2D}[t](u, v) \quad (2.12)$$

Les conditions de Fraunhofer permettent de nombreuses applications de filtrage dans l'espace de Fourier, on dit que le plan $z=d$ est le plan de Fourier.

2.2.1.2.2 Au plan focal d'une lentille convergente

La Figure 2.3 décrit le principe d'émission-réception de l'imagerie par onde divergente en reprenant le même système de coordonnées décrit précédemment (Figure 2.2). Le front d'onde émis étant circulaire, on définit comme plan objet à un instant donné (profondeur Z_{objet}) l'ensemble des éléments du milieu recevant ce front d'onde et rétrodiffusant en phase un signal ultrasonore vers la sonde. Pour faciliter la compréhension, le parcours du front d'onde est déroulé dans une seule direction de propagation où se succèdent l'émission et la réception.

Dans le cas des systèmes d'imagerie ultrasonore par onde divergente, l'onde est focalisée en un point source placé en arrière de la sonde à une distance focale Z_{source} , on ne peut pas appliquer l'approximation des champs lointains. De plus, on ne considère pas l'amplitude constante puisque ce n'est pas une onde plane mais une onde divergente.

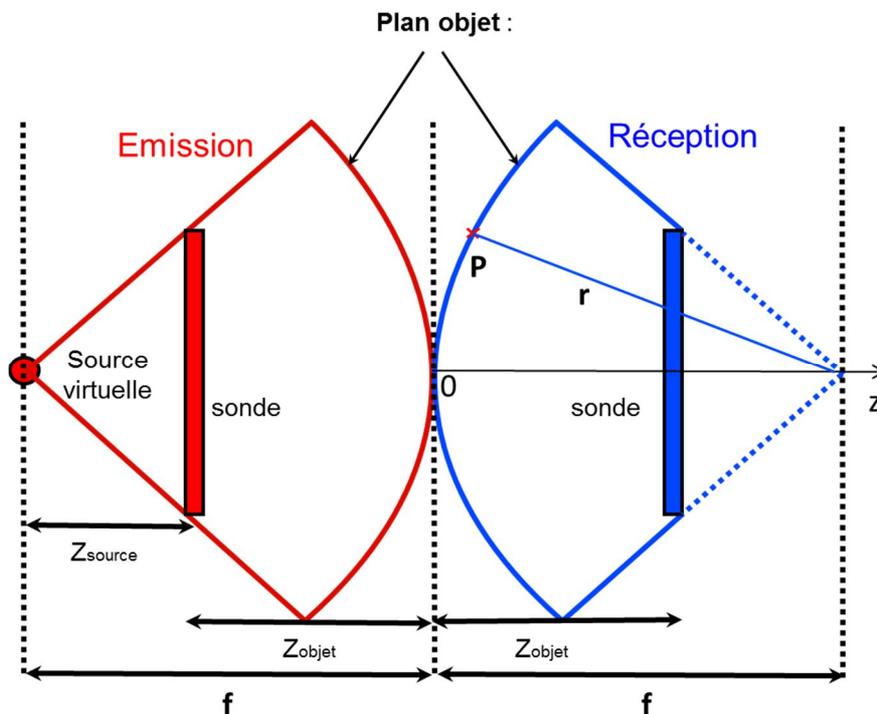


Figure 2.3 – Illustration à une profondeur donnée du parcours du front d'onde en émission et réception pour l'imagerie par onde divergente

On exprime l'amplitude de l'onde au point P dans le cas d'une onde convergente :

$$A(P) = A_0 \frac{e^{-\frac{i2\pi r}{\lambda}}}{r} \quad (2.13)$$

En reprenant les approximations de Fresnel de l'équation (2.2) et l'équation (2.5), en définissant la distance focale $d=f$ et en considérant de nouveau la fonction de transmission $t(x,y)$ de l'objet, on obtient que l'amplitude au point P vaut :

$$A(x, y, 0^+) = A_0 t(x, y) \frac{e^{-\frac{2i\pi f}{\lambda}}}{\lambda f} e^{-i\pi \frac{x^2+y^2}{\lambda f}} \quad (2.14)$$

L'équation (2.9) prend ainsi la forme suivante :

$$A(x', y', f) = \frac{A_0}{i\lambda f^2} e^{\frac{i\pi(x^2+y^2)}{\lambda f}} \iint_{\Sigma} t(x, y) e^{\frac{-i2\pi(xx'+yy')}{\lambda d}} dx dy \quad (2.15)$$

On reconnaît dans l'intégrale directement la transformée de Fourier de la fonction t de transmission de l'objet, en définissant les variables (u, v) : $u=x'/\lambda f$ et $v=y'/\lambda f$:

$$A(x', y', f) = \frac{A_0}{i\lambda f^2} e^{\frac{i\pi(x^2+y^2)}{\lambda f}} TF_{2D}[t](u, v) \quad (2.16)$$

L'amplitude de l'onde dans son plan focal est alors directement proportionnelle à la fonction de transmission du plan objet diffractant. L'approximation de Fraunhofer est valable dans ce cas particulier de la diffraction de Fresnel :

$$A(x', y', d) \propto TF[t](u, v) \quad (2.17)$$

Cette conclusion importante en optique fait le lien entre la fonction de transmission d'une lentille convergente et sa figure de diffraction dans le plan focal. Elle nous permet d'affirmer qu'en imagerie par onde divergente, l'approximation de Fraunhofer est possible au plan de convergence du signal reçu.

2.2.1.3 Formation de voies sur grille dédiée pour l'approximation de Fraunhofer

Pour que l'approximation de Fraunhofer soit valable en imagerie ultrasonore par onde divergente, il faut imager les fronts d'ondes convergents vers la sonde. Le paramètre d'entrée de la formation de voies à bien choisir est donc la grille du milieu dont on forme l'image. En effet, selon les applications, différentes grilles seraient imaginables.

D'un point de vue théorique, le système d'imagerie le plus pertinent dans notre application visant à faire du filtrage par analogie à l'optique de Fourier serait le système (R', θ') avec un front d'onde émis directement depuis la source, ainsi réelle et non virtuelle, représenté sur la Figure 2.4. Dans ce cas-là, les lignes objets reconstruites seraient insonifiées en phase par le front d'onde divergent émis et le front d'onde reçu serait convergent directement sur le capteur. Le signal reçu serait donc exactement la transformée de Fourier de la distribution d'intensité du plan objet. La limite de ce modèle étant que pour émettre un tel front d'onde, seule un élément au milieu de la sonde doit émettre un signal : l'énergie transmise dans le milieu est très faible. Ce système n'est donc pas retenu. Les systèmes d'imagerie polaire présentés dans la suite utilisent tous les éléments de la sonde pour l'émission du signal et garantissent le meilleur niveau d'énergie possible dans le milieu.

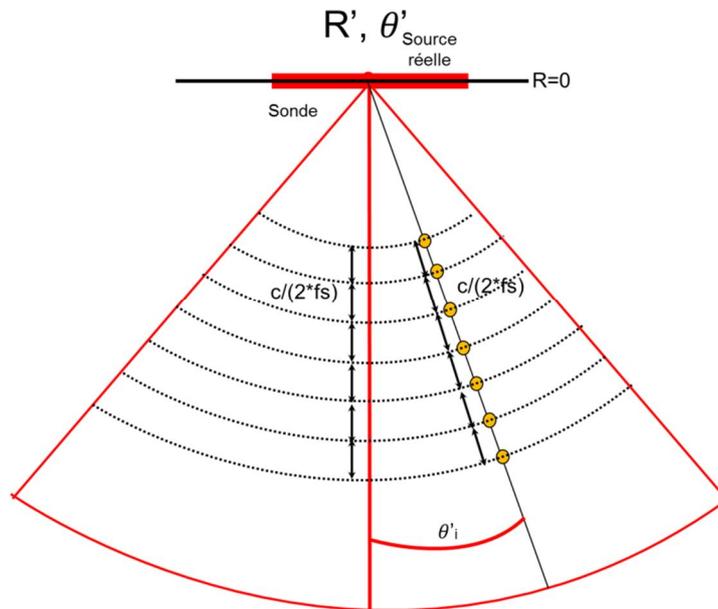


Figure 2.4 – Système d’imagerie avec émission et réception centrées sur le milieu de la sonde

Dans le cas du système d’imagerie avec émission d’une onde divergente depuis une source virtuelle, plusieurs exemples de répartition possibles des points sur une grille sont représentés sur la Figure 2.5. Le front d’onde divergent émis est représenté en rouge et les grilles d’imageries possibles sont représentées en noir. Les différentes grilles d’imageries possibles sont

- (R, θ) : échantillonnage radial suivant les rayons des fronts d’onde émis et échantillonnage transverse suivant des secteurs angulaires
- (R', θ') : échantillonnage radial suivant des rayons convergents sur la sonde et échantillonnage transverse suivant des secteurs angulaires

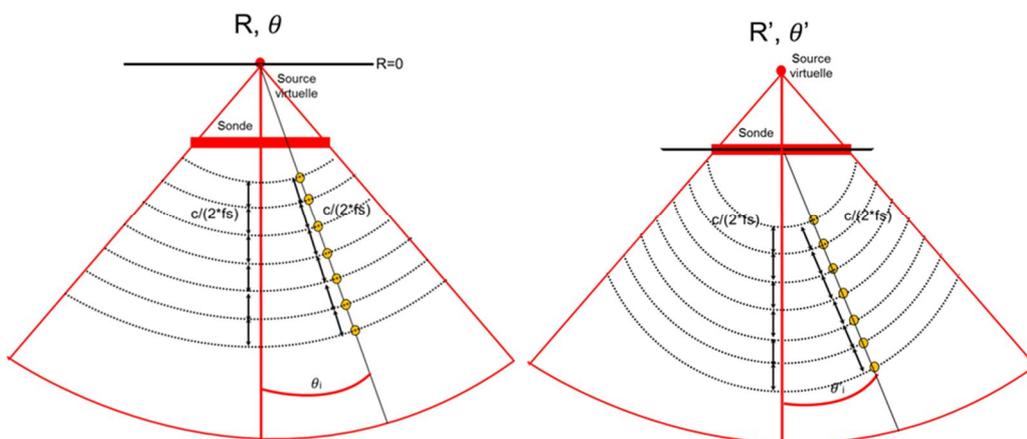


Figure 2.5 – Différentes grilles possibles pour la formation de voies en imagerie par onde divergente, c représente la vitesse de propagation du son et f_s la fréquence d’échantillonnage des signaux reçus.

Si la grille (R, θ) permet d’imager des fronts d’onde en phase à l’émission et à la réception, ces derniers ne convergent pas directement sur le capteur mais vers une source virtuelle placée en arrière de la sonde. Enfin la grille (R', θ') permet d’imager des fronts d’ondes en réception convergents directement sur le centre de la sonde, mais ceux-ci ne sont pas en phase à l’émission.

Nous présentons de nouveau le système (R, θ) sur la Figure 2.6 en déroulant le parcours du front d'onde dans une seule direction de propagation et en représentant la formation de voies (en vert) comme la propagation du front d'onde à travers notre système d'imagerie. L'objectif de cette représentation est de montrer que ce système d'imagerie donne bien accès au contenu fréquentiel du front d'onde dans le plan de Fourier. Les plans images formés sont en phase sur tout le parcours de propagation et convergent bien vers le plan de Fourier. L'approximation de Fraunhofer dans le cas des fronts d'ondes convergents est bien respectée : par transformée de Fourier de l'image formée tout le contenu fréquentiel de l'objet est accessible. En revanche, le plan de réception de l'onde, soit le plan de la sonde (en bleu, Figure 2.6), n'est pas le plan de Fourier, aucun filtrage n'est possible dans ce plan. On rappelle que l'objectif du système d'imagerie est de permettre la formation d'oscillation transverses, soit « physiquement » par pondération du signal en réception pour division du front d'onde [35], soit par filtrage dans l'espace de Fourier [109]. Nous montrons donc ici que la seule possibilité est le filtrage dans l'espace de Fourier des images obtenues avec ce système d'imagerie. Ce système d'imagerie est ainsi retenu pour la suite de nos travaux.

Notre représentation se veut faire l'analogie avec le montage optique 4-f (Figure 2.7) qui permet d'avoir accès au plan de Fourier d'un front d'onde : un objet, une première lentille de focale f , le plan de Fourier, une seconde lentille de focale f et un plan image sont tous séparés d'une distance f [110]. Par ce système, un masque de phase peut être placé ou non dans le plan de Fourier et différents types de filtrages peuvent être effectués.

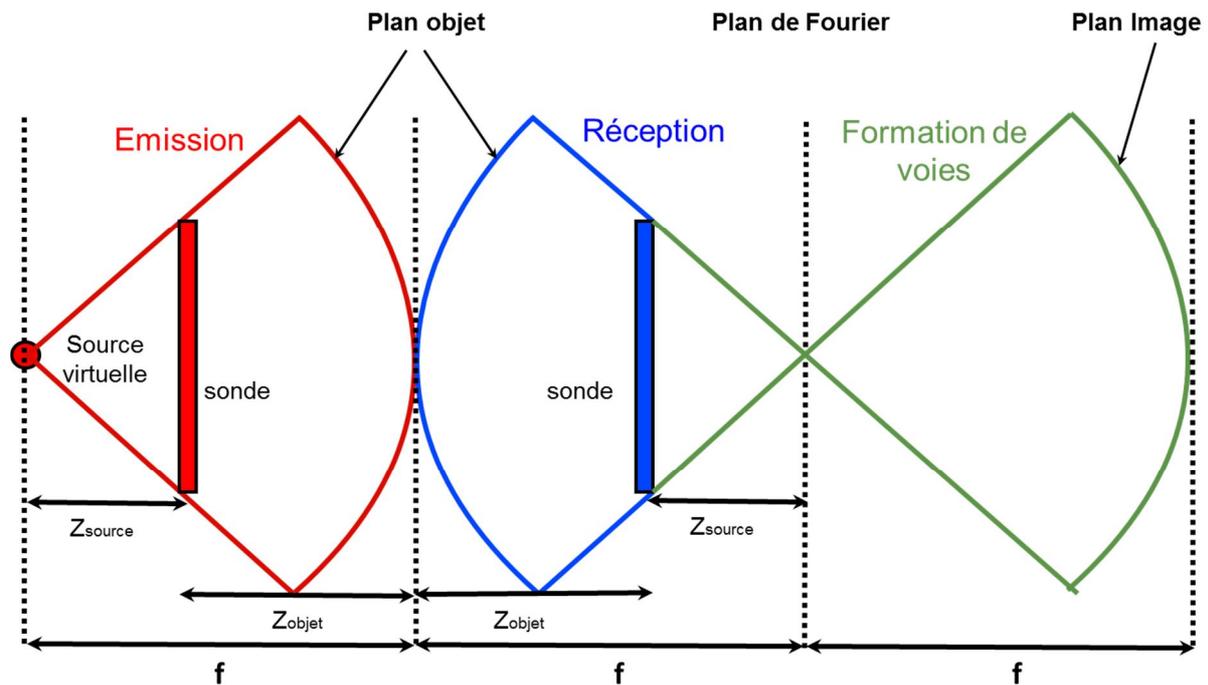


Figure 2.6 – Formation de voies dans un repère polaire garantissant l'approximation de Fraunhofer par analogie avec un système optique 4-f

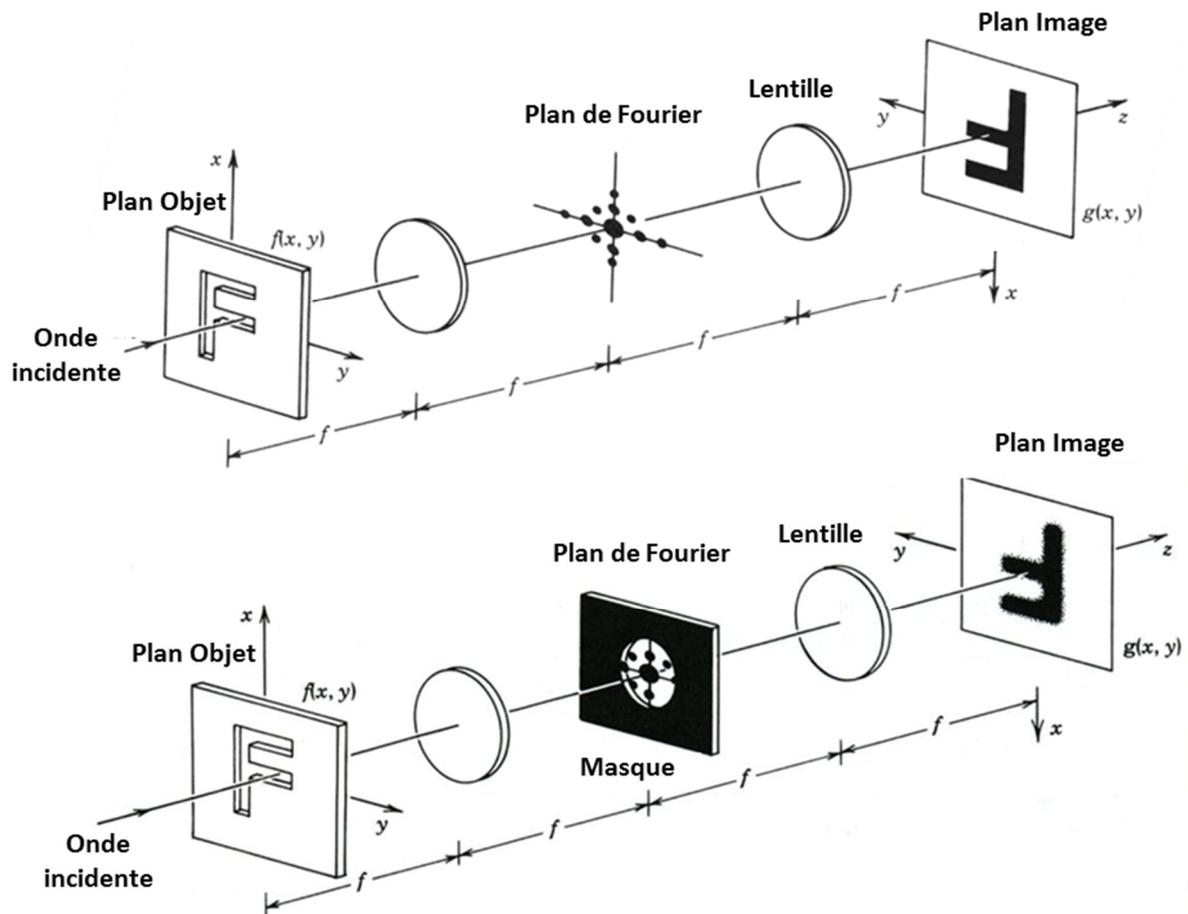


Figure 2.7 – Montage optique 4-f pour le filtrage fréquentiel dans le plan de Fourier [110]

2.2.2 Oscillations transverses

2.2.2.1 Principe général

Le marquage par oscillations transverses en imagerie ultrasonore a pour but d'introduire dans les images une information de phase dans une direction perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde ultrasonore. Il repose sur le même principe que l'expérience optique des fentes d'Young qui décrit la figure d'interférences de deux ondes divergentes monochromatiques de même longueur d'onde, déphasées, obtenues par division d'un front d'onde plan (Figure 2.8). Selon leur différence de phase (ou différence de marche), ces ondes vont localement s'additionner de manière constructive (somme cohérente ondes en phase) ou destructive (somme incohérente, ondes en opposition de phase). Un motif oscillant de franges lumineuses et sombres est alors observé sur le plan image dans la direction transverse.

La période spatiale λ_x des franges d'interférences obtenues, communément appelée interfrange, dépend de la longueur d'onde des ondes λ , de la distance d entre l'objet diffractant et le plan image et de la position x_0 des fentes d'Young :

$$\lambda_x = \frac{\lambda d}{x_0} \quad (2.18)$$

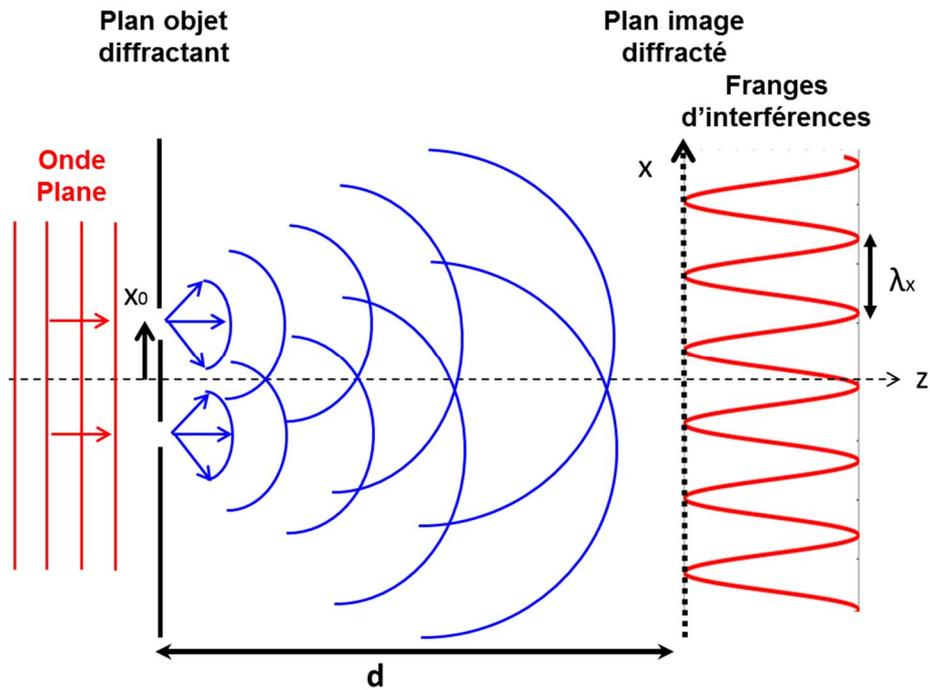


Figure 2.8 – Principe de l’expérience des fentes d’Young : division d’un front d’onde par deux sous-ouvertures qui se comportent comme sources secondaires d’ondes sphériques. Ces ondes interfèrent dans le plan image pour former des franges oscillant dans la direction transverse de la propagation.

2.2.2.2 Oscillations transverses en imagerie ultrasonore

Afin d’obtenir ce motif de diffraction en imagerie ultrasonore, les conditions de Fraunhofer doivent être respectées et un filtrage réalisé au plan de Fourier, soit dans le plan de focalisation des ondes convergentes décrit précédemment (Figure 2.6).

Partons de la figure d’interférence recherchée afin de définir le filtrage à réaliser sur les signaux en réception. Le profil des oscillations transverses recherchées, dans la dimension transverse x , peut être modélisé par la multiplication d’une enveloppe gaussienne et d’une fonction oscillante type cosinus :

$$h(x) = \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda_x}\right) \exp\left(-\left(\frac{x}{\sigma_x}\right)^2\right) \quad (2.19)$$

où λ_x est la période spatiale des franges d’interférence, et σ_x la largeur à mi-hauteur de la gaussienne.

La Figure 2.9 représente des images B-mode avec et sans oscillations transverses et le profil transverse du signal RF à une profondeur z donnée.

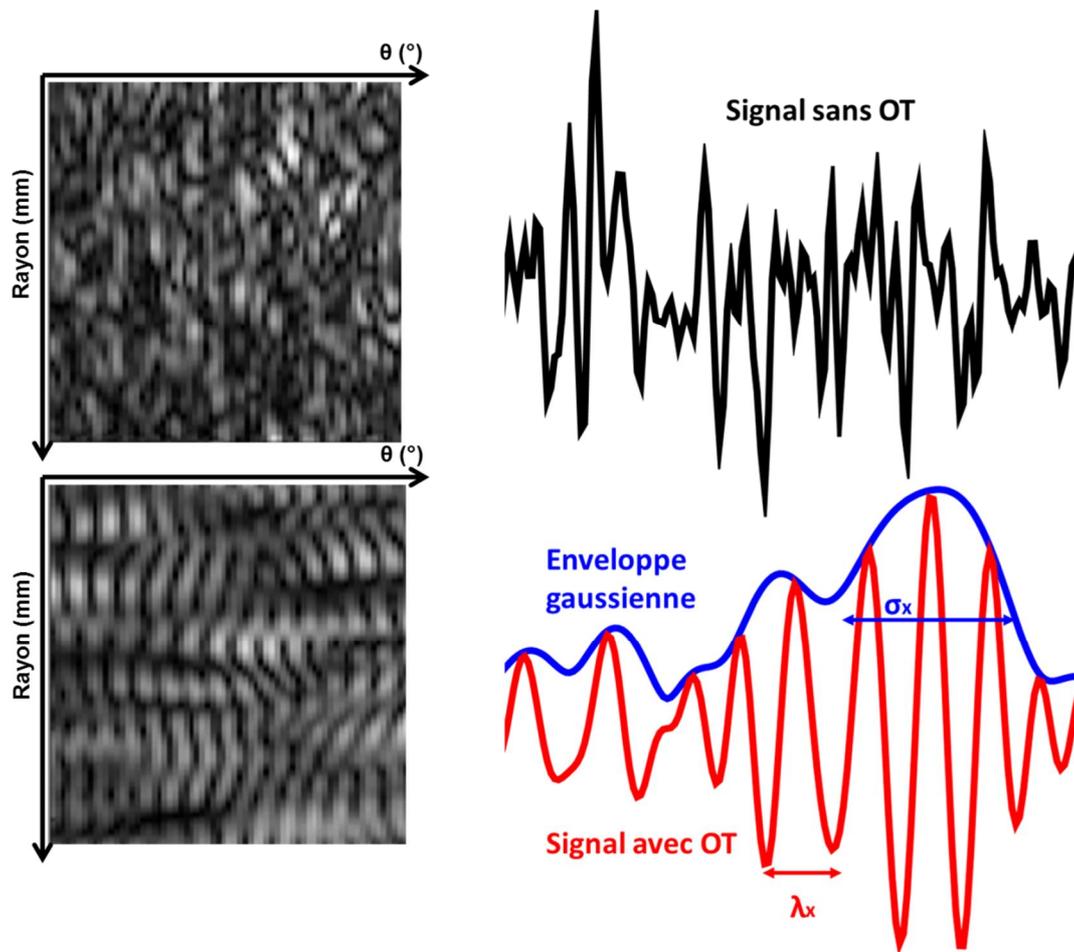


Figure 2.9 – A gauche, images B-mode et à droite, profils transverses des signaux RF. En haut : sans OT et en bas, avec OT.

Si les conditions de Fraunhofer sont respectées, ce signal est proportionnel par transformée de Fourier à une fonction de transmission t . On utilise en général le terme de fonction d'apodisation, alors donnée par la relation suivante :

$$t(x) = \frac{1}{2} \left(\exp \left(-\pi \left(\frac{x-x_0}{\sigma_0} \right)^2 \right) + \exp \left(-\pi \left(\frac{x+x_0}{\sigma_0} \right)^2 \right) \right) \quad (2.20)$$

où $x_0 = \lambda z / \lambda_x$, $\sigma_0 = \sqrt{2\lambda} / \sigma_x$, λ la longueur d'onde des ondes transmises, z la profondeur imagée, x_0 la position des deux pics ou fentes d'Young et σ_0 la largeur à mi-hauteur des gaussiennes représentant la fonction de transmission des deux fentes (Figure 2.10).

On retrouve bien dans l'expression de x_0 la relation (2.18) liant la période des OT à la profondeur, à la longueur d'onde du signal et à la position des objets diffractants.

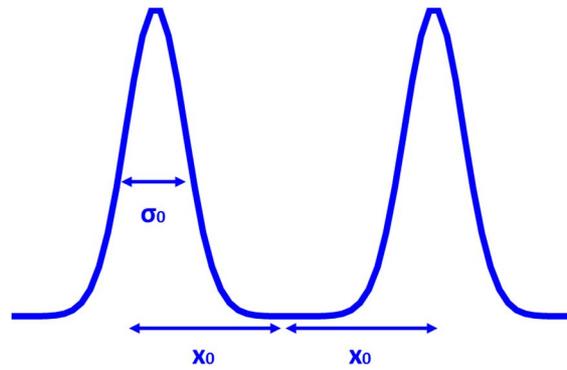


Figure 2.10 – Fonction d’apodisation pour la formation d’oscillations transverses

Dans le repère d’imagerie polaire (R, θ) défini précédemment, les paramètres des OT s’obtiennent par simple passage en coordonnées polaires avec λ_θ la période spatiale des OT, et σ_θ la largeur à mi-hauteur de la gaussienne. A une profondeur r donnée, on a $\lambda_x = \lambda_\theta r$, $\sigma_x = \sigma_\theta r$ et $z=r$. Dans ces conditions, la position x_{θ_0} des deux pics et leur largeur à mi-hauteur σ_{θ_0} deviennent : $x_{\theta_0} = \lambda / \lambda_\theta$ et $\sigma_{\theta_0} = \sqrt{2}\lambda / \sigma_\theta$. Dans ce repère d’imagerie, la fonction de filtrage est donc indépendante de la profondeur. Par conséquent la forme des OT, c’est-à-dire leur période est constante dans toute l’image.

Nous avons insisté sur l’importance d’être dans les conditions de Fraunhofer pour justifier le mécanisme de formation des oscillations transverses. Dans la pratique, le capteur de notre système d’imagerie n’est pas dans le plan de Fourier, ce dernier étant placé virtuellement derrière la sonde (Figure 2.6). Il n’est donc pas possible d’appliquer la fonction d’apodisation directement sur les éléments de la sonde pour filtrer les signaux bruts en réception. En revanche, le processus de formation d’image que nous avons défini garantit que par transformée de Fourier des images construites on accède au plan de focalisation et donc respecte les conditions de Fraunhofer. Ainsi le filtrage à réaliser pour générer les oscillations transverses est possible uniquement dans l’espace de Fourier des images construites dans notre repère dédié. Par transformée de Fourier inverse sont alors obtenues les images filtrées. La Figure 2.11 représente le spectre d’une image RF construite dans le repère polaire (R, θ) dédiée avant et après filtrage : le contenu fréquentiel 2-D peut à présent être exploité pour de l’estimation de mouvement 2-D basée sur la phase des signaux. Pour conclure, la Figure 2.12 reprend notre schéma de formation de voies analogue au système de filtrage 4-f pour illustrer sur le principe (sans respect des dimensions 2-D/3-D) notre système d’imagerie avec et sans oscillations transverses.

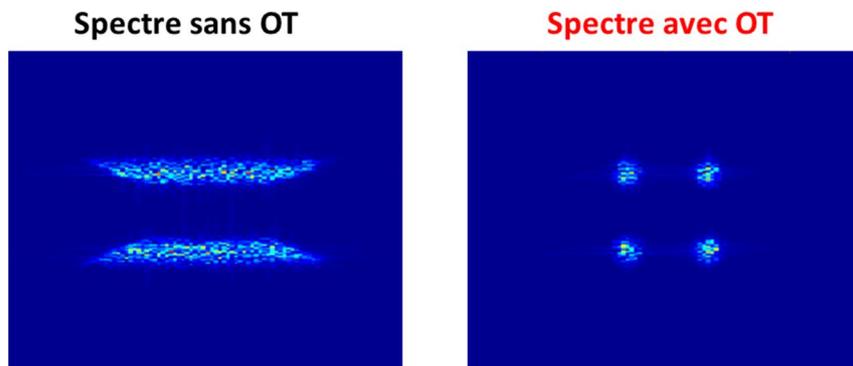
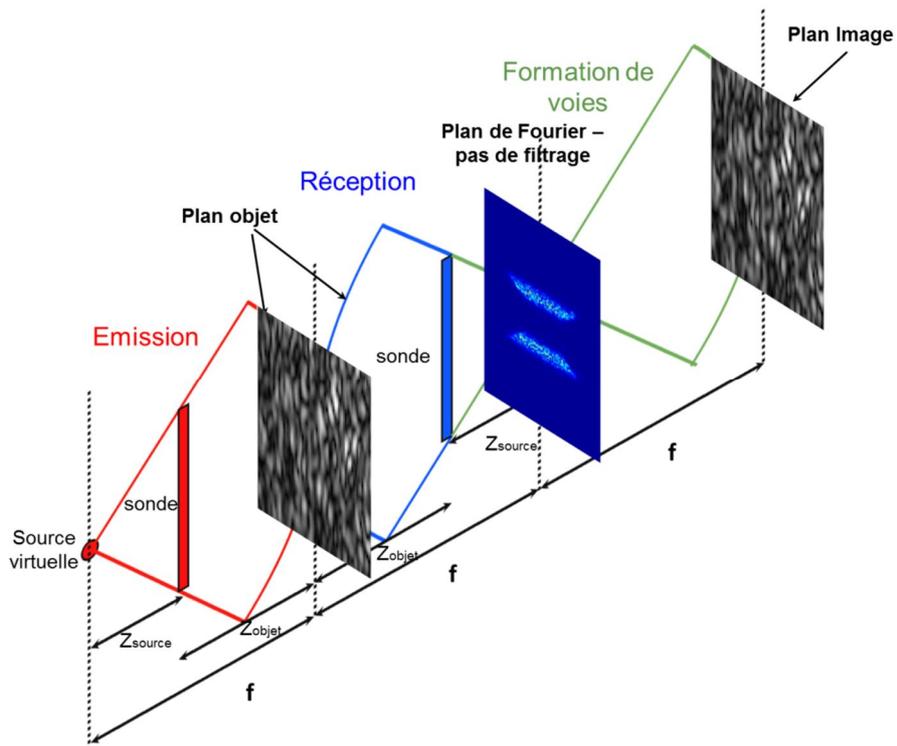
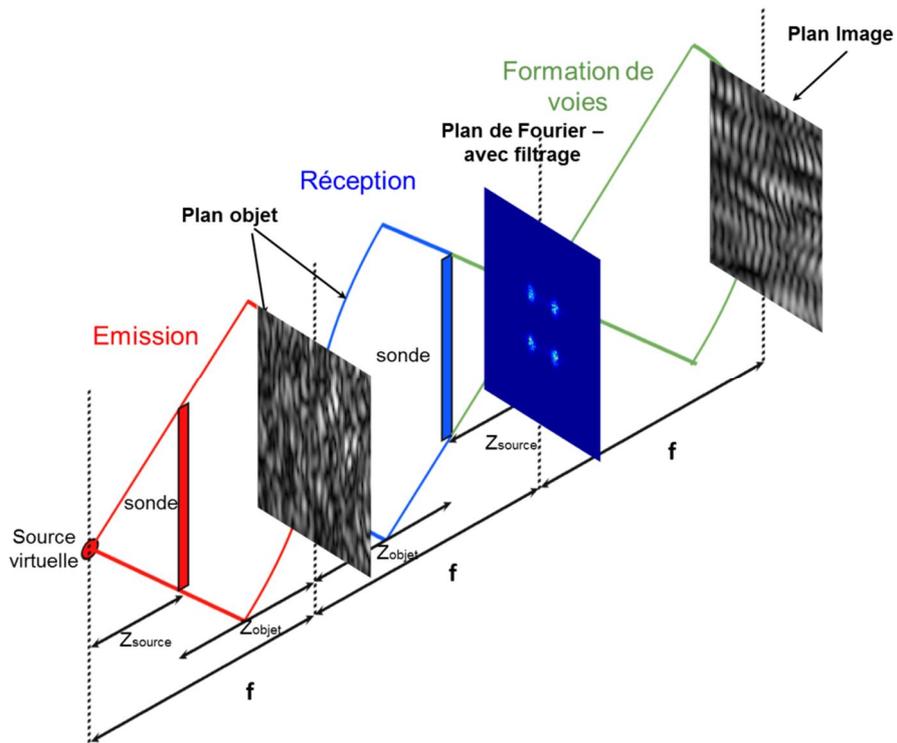


Figure 2.11 – Spectre d’une image RF construite dans le repère polaire dédié avant (gauche) et après (droite) filtrage



(a)



(b)

Figure 2.12 - Formation de voies dans un repère polaire garantissant l'approximation de Fraunhofer par analogie avec un système optique 4-f, (a) sans filtrage dans le plan de Fourier et (b) avec filtrage dans le plan Fourier permettant de créer des oscillations transverses.

2.2.3 Estimateur de mouvement basé sur la phase des signaux

Nous présentons dans cette partie un algorithme d'estimation de mouvement basé sur la phase 2-D des signaux (PBME, Phase Base Motion Estimator) [76]. Cet algorithme a été utilisé avec succès sur des images avec oscillations transverses pour l'estimation du mouvement de la carotide en imagerie par onde plane [78] et en échographie cardiaque conventionnelle (focalisée) [77].

L'intérêt de l'estimation de la phase par rapport aux techniques de block matching présentées précédemment est la robustesse aux variations d'amplitudes et la possibilité de mesurer avec précision des déplacements très inférieurs à la longueur d'onde du signal. On rappelle que la périodicité spatiale des OT λ_θ dépend directement de la longueur λ d'onde du signal : $\lambda_\theta = \lambda / x_{\theta_0}$, avec x_{θ_0} la position des pics dans le masque de filtrage.

La première problématique est de déterminer la phase 2-D des images contenant les oscillations transverses. Le PBME utilise le signal analytique 2D dans le domaine de Fourier avec comme hypothèse principale que le signal est constitué de sinusoïdes dans ces deux dimensions [111]. Cette hypothèse se vérifie dans la direction radiale par la nature ondulatoire de l'onde ultrasonore émise et dans la direction transverse grâce au système d'imagerie formant des OT. On rappelle que le signal analytique 2-D est obtenu à partir du signal RF en ne conservant qu'un seul cadran du spectre de Fourier 2-D de l'image. Cette opération est réalisée par transformée de Hilbert.

Le principe de l'estimateur, présenté sur la

Figure 2.13, est de calculer la phase des deux composantes du signal analytique pour extraire la phase 2-D du signal. A partir des phases 2-D ϕ_1 et ϕ_2 de deux images marquées par oscillations transverses on obtient les déplacements radiaux D_y et transverses D_x de l'image, fonctions des fréquences d'oscillations radiales f_y et transverses f_x .

$$\begin{cases} D_x = \frac{\phi_1 - \phi_2}{4\pi f_x} \\ D_y = \frac{\phi_1 + \phi_2}{4\pi f_y} \end{cases} \quad (2.21)$$

Comme pour l'estimation Doppler, cet estimateur de phase est limité par sa mesure sur l'intervalle de longueur π $[-\pi/2 ; \pi/2]$: il y aura donc du repliement dans chacune des deux dimensions pour des mouvements supérieurs aux demi longueurs d'ondes d'oscillations radiales et transverses correspondantes. De plus, les phases ϕ_1 et ϕ_2 ne sont pas continues sur l'ensemble de l'image mais présentent des sauts de phases : on élimine l'ambiguïté de ces sauts de phases en supposant les déplacements inférieurs aux demi longueurs d'onde correspondantes dans chacune des deux directions. Cette hypothèse est possible en échocardiographie ultrarapide grâce à la cadence d'imagerie garantissant de faibles déplacements des tissus entre les images.

Enfin on vérifie dans cette étude que l'estimateur peut être appliqué sur toute l'image directement et non par succession de régions d'intérêts. Cette approche permet un grand gain de temps de calcul.

Notre objectif est de montrer la faisabilité de cet estimateur pour l'estimation de mouvement, en imagerie cardiaque ultrarapide par onde divergente, avec notre système d'imagerie permettant la formation d'OT en coordonnées polaires. Les déplacements radiaux D_r sont des distances dans la direction des rayons et les transverses D_θ des angles sur les secteurs.

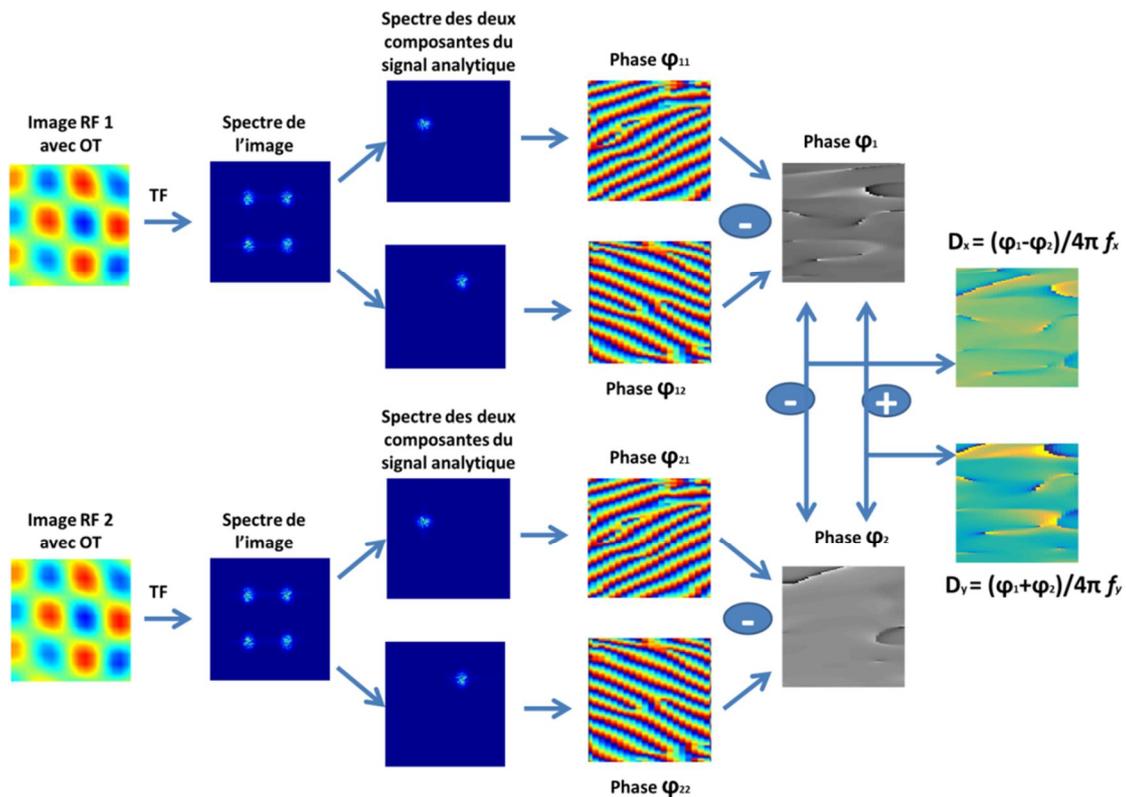


Figure 2.13 – Processus d’estimation de mouvement 2-D avec le PBME. Pour chaque image RF 2-D, marquée par oscillations transverses, sont extraits deux signaux analytiques correspondants à un quadrant chacun du spectre 2-D de l’image. Les phases de chacun de ces signaux analytiques sont combinées pour obtenir la phase de chaque image RF avec OT : φ_1 et φ_2 . Les sommes et soustractions de ces deux phases permettent d’obtenir les déplacements dans les directions radiales et transverses.

2.3 Etude de faisabilité

2.3.1 Méthode générale

L’objectif de ces travaux était d’évaluer la faisabilité d’estimation de mouvement cardiaque en imagerie ultrasonore ultrarapide avec l’utilisation d’une onde divergente en émission et combinant OT et PBME. La preuve de concept ayant déjà été faite pour l’imagerie par onde plane et l’estimation du mouvement de la carotide [78], notre objectif était d’ajouter au fur et à mesure des degrés de complexité liés à l’imagerie cardiaque.

Le Tableau 2.1 compare les principales spécificités de l’étude d’estimation de mouvement 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide pour la carotide et le cœur. Les difficultés identifiées sont l’imagerie par onde divergente (traitée en 2.2), la faible taille de la sonde cardiaque et la complexité des mouvements cardiaques à estimer.

Une succession d’études ont été mises en place pour la méthode dans les conditions de l’échocardiographie. Les premiers essais ont donc été réalisés en simulation, avec des ondes divergentes, des sondes linéaires de grande ouverture, et des mouvements simples homogènes d’un milieu dense carré. Ces travaux ont ensuite été étendus en simulation à des mouvements plus complexes grâce à un modèle numérique de cœur aux mouvements réalistes [112] et une simulation de disque tournant. Ces simulations ont ensuite été complexifiées en réduisant l’ouverture des sondes afin

qu'elles soient identiques aux sondes cardiaques. Enfin une étude *in vitro* a été menée avec une sonde cardiaque et un disque tournant. Le Tableau 2.2 synthétise ces étapes successives de validation : le code couleur reprend en vert les caractéristiques de l'étude sur la carotide et en rouge ceux de l'étude sur le cœur. Nous présentons ici la méthode et les paramètres généraux de ces différentes étapes. Le détail pour chacune d'elle est reporté dans leur partie dédiée.

Les simulations ont été faites avec le logiciel CREANUIS [113], développé à CREATIS, qui permet de générer des signaux RF considérant à la fois les propagations linéaires et non linéaires dans le milieu. Les images sont systématiquement le résultat de l'émission d'une unique onde divergente avec source virtuelle placée en arrière de la sonde, de fréquence centrale 2.5 MHz, sur un secteur de 90° et d'une formation de voies par retard et somme dans notre repère polaire dédié échantillonné en 256 angles. Pour les simulations réalistes de modèle numérique de cœur, la coupe observée est une coupe petit axe. Les acquisitions *in vitro* sont enfin faites avec un échographe de recherche Verasonics (V-1-128, Verasonics Inc., Redmond, WA) et une sonde cardiaque de fréquence centrale valant toujours 2.5 MHz (ATL P4-2, 64 éléments). L'ensemble de ces paramètres sont reportés dans le Tableau 2.3.

Des oscillations transverses sont ensuite générées sur les images pour chacune de ces études à une fréquence transverse choisie (détail des valeurs dans les parties dédiées) et les mouvements estimés avec l'estimateur de mouvement basé sur la phase. Dans cette étude de faisabilité théorique, toutes les images reportées sont affichées dans le repère polaire défini précédemment et les résultats d'estimation de mouvement seront essentiellement présentés en pixels.

Paramètre	Carotide	Coeur
Méthode d'imagerie	Onde plane	Onde divergente
Ouverture de la sonde	Sonde linéaire = grande ouverture	Sonde cardiaque = faible ouverture
Complexité du mouvement	Mouvements essentiellement transverses	Mouvements 2-D complexes avec déformation
Homogénéité du mouvement	Mouvements égaux sur de grandes régions d'intérêt	Mouvements égaux sur de petites régions d'intérêt

Tableau 2.1 – Comparaison de la complexité de l'étude d'estimation de mouvement 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide pour la carotide et le cœur

Etude	Type		Mouvements			Sondes	
	Simu	<i>In vitro</i>	Simples homogènes	Complexes sans déformation	Complexes avec déformation	Linéaire	Cardiaque
Translation 1-D et 2-D	X		X			X	
Disque tournant - 1	X			X		X	
Modèle cœur - 1	X				X	X	
Disque tournant - 2	X			X			X
Modèle cœur - 2	X				X		X
Disque tournant - 3		X		X			X

Tableau 2.2 – Etudes successives de validation et degrés de complexité associés. En vert les degrés de complexité identiques aux travaux d'imagerie ultrarapide 2-D menés sur la carotide. En rouge les différents degrés de complexités dans le contexte de l'imagerie cardiaque. Les descriptions de chacune des études (1^{ère} colonne) sont proposées dans la suite.

Paramètres	Valeurs					
Expérience	Translation 1-D et 2-D	Disque tournant simu 1	Modèle cœur simu 1	Disque tournant simu 2	Modèle cœur simu 2	Disque tournant <i>in vitro</i>
Fréquence centrale sonde (MHz)	2.5					
Longueur d'onde radiale image (mm)	0.308					
Nombre d'éléments de la sonde	128			64		
Ouverture de la sonde (mm)	35.2			20.2		
Position de la source virtuelle (mm)	-17.6			-10.1		
Cadence d'imagerie (images/s)	4500	4500	3330	4500	3330	4500
Taille du secteur angulaire (°)	90					
Fréquence d'échantillonnage (MHz)	20			10		

Tableau 2.3 – Paramètres généraux des différentes études

2.3.2 Simulations simples : translations 1-D et 2-D

2.3.2.1 Paramètres et méthode

Pour les simulations simples, le modèle est un milieu composé de 10^5 diffuseurs distribués uniformément sur une région $60 \times 20 \text{ mm}^2$ dont le bord le plus proche de la sonde est situé à une profondeur de 40 mm. La fonction de transmission des diffuseurs est une distribution d'amplitude suivant une loi de distribution normale.

Dans un premier temps les mouvements simulés sont homogènes sur le milieu exclusivement dans la direction « difficile » transverse (Figure 2.14). Pour être aussi proche que possible de mesures réelles en imagerie ultrarapide, les mouvements transverses à mesurer entre deux images sont très faibles, de l'ordre de 0.01 à 2 pixels, soit 0.0036° à 0.70° . Les OT sont générées ici autour de la longueur d'onde $\lambda_0 = 1.78^\circ$, soit exactement 5 pixels (Figure 2.14). Dans la suite, on nomme cette simulation « mouvement 1-D homogène ».

Pour une seconde expérience le mouvement reste transverse mais n'est pas homogène dans le milieu: il varie linéairement entre -1 et +1 pixel, soit entre -0.35° et $+0.35^\circ$, le long de la direction transverse. Dans la suite, on nomme cette simulation « mouvement 1-D non homogène ».

Enfin une dernière simulation montre un mouvement 2-D non homogène avec pour la moitié du milieu une translation de -1 pixel dans la direction transverse et +1 pixel dans la direction radiale, et le mouvement opposé pour l'autre moitié du milieu (Figure 2.15). Les paramètres d'OT restent identiques. Dans la suite, on nomme cette simulation « mouvement 2-D non homogène ».

Pour chacun des mouvements simulés, le PBME est appliqué sur deux images successives marquées par OT et l'erreur de meure moyenne sur toute la région est calculée.

Une étude sur les paramètres de filtrages λ_0 et σ_0 a été faite ici.

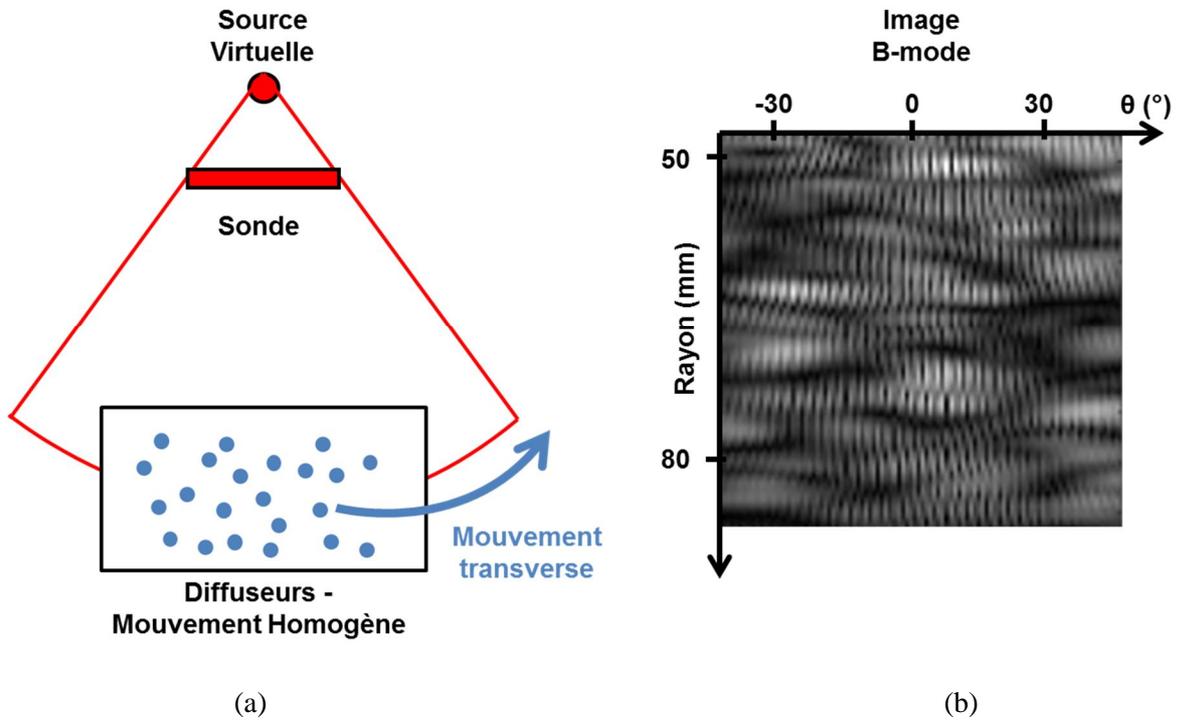


Figure 2.14 – (a) Schéma de simulation de mouvement homogène 1-D transverse et (b) image B-mode du milieu avec OT

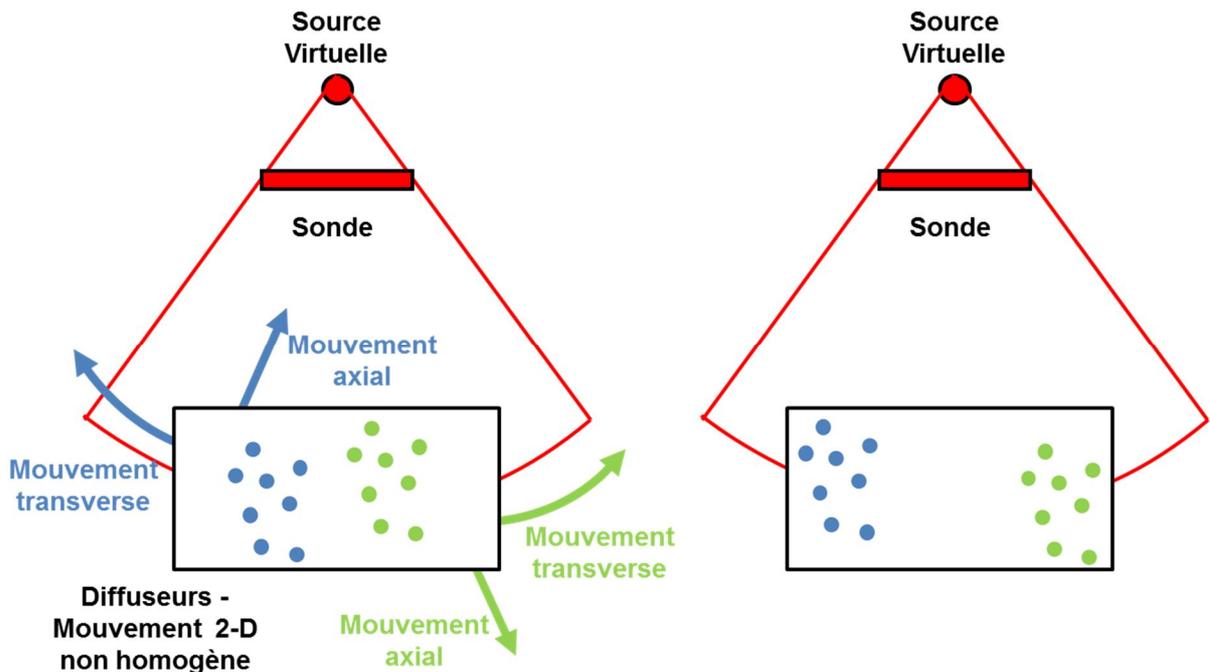


Figure 2.15 – Schéma de simulation de mouvement non homogène 2-D. A gauche : avant déplacement 2-D. A droite : après déplacement 2-D.

2.3.2.2 Résultats

2.3.2.2.1 Simulation 1-D homogène

Les cartes de déplacements, supposés constants montrent de grandes variations, comme illustré par la Figure 2.16 représentant le déplacement mesuré pour une valeur théorique de 0.3 px, soit 0.1° . Dans cet exemple, la valeur moyenne du mouvement mesurée est de 0.29 px, soit une erreur très faible, mais l'observation suivante pose problème : de grandes régions présentent des erreurs importantes et homogènes. Un moyennage par régions d'intérêts montrerait ainsi des régions entières avec des erreurs dépassant les 50%. Ce phénomène semble être dû au grand nombre de composantes fréquentielles présentes dans le spectre, entraînant un grand nombre de figures d'interférences et est repris dans l'étude des paramètres de filtrage (2.3.2.2.4). Les estimés sur l'ensemble des déplacements testés, reportés en Figure 2.17, montrent une erreur moyenne de 0.057 ± 0.1 pixels. Ces premiers résultats montrent qu'un filtrage spatial sur des fenêtres suffisamment grandes est indispensable pour le calcul de mouvements plus complexes, comme nous le verrons dans la suite.

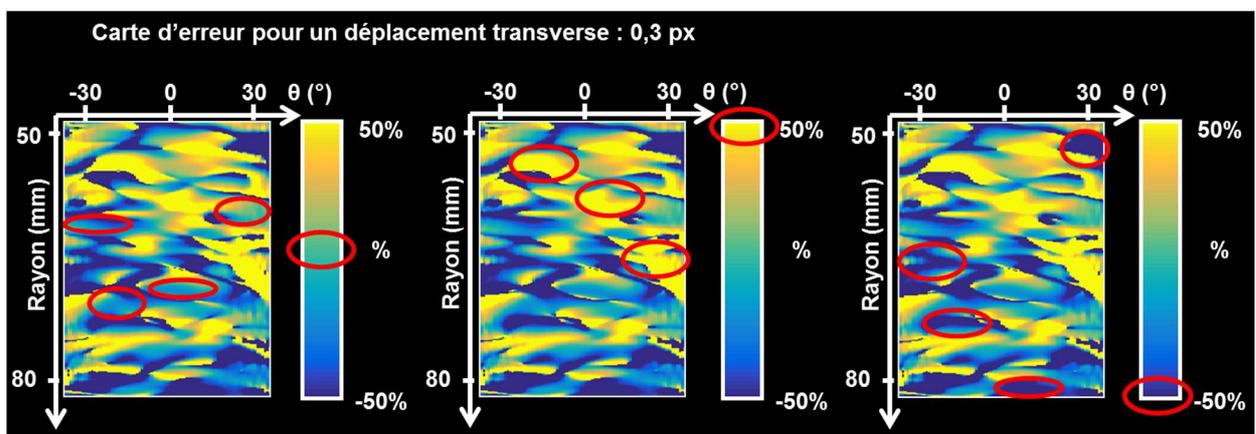


Figure 2.16 – Carte d'erreur de déplacement transverse mesuré pour un déplacement théorique homogène : à gauche sont pointés les régions aux erreurs négligeables, au milieu les erreurs supérieures à +50% et à droites les erreurs inférieures à -50%.

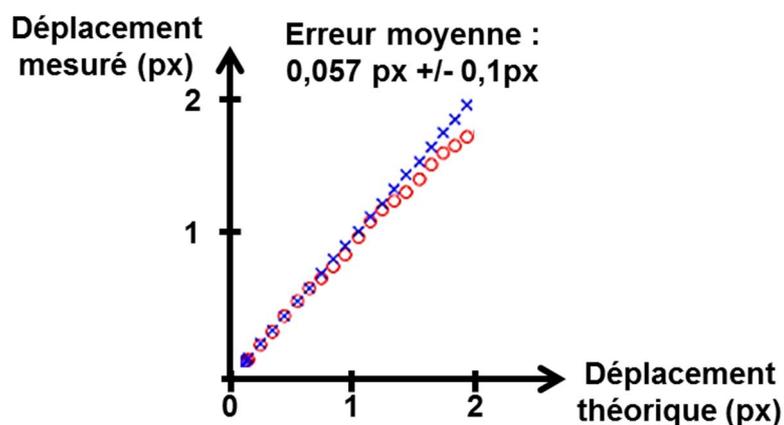


Figure 2.17 – Estimation de mouvement dans la direction transverse : mouvements réels **x** et estimés **o** entre 0 et 2 pixels.

2.3.2.2.2 Simulation 1-D non homogène

On vérifie simplement dans cette partie que l'application du PBME sur l'ensemble de l'image permet de mesurer localement des mouvements non homogènes. Le mouvement varie linéairement d'un bord du secteur à l'autre entre -1 et +1 pixels, soit entre -0.35° et $+0.35^\circ$. Les cartes de mouvement confirment bien que l'estimation directe sur l'ensemble de l'image fournit des informations locales de déplacement (Figure 2.18).

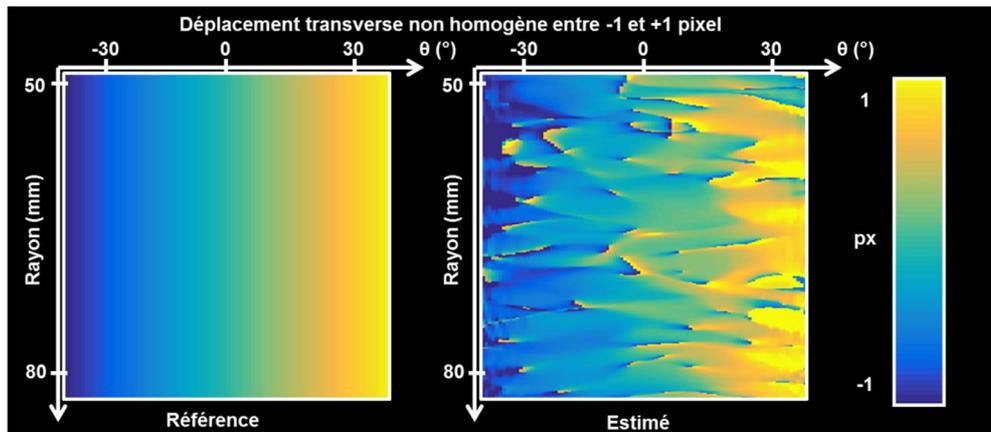


Figure 2.18 – Carte de déplacement transverse mesuré pour un déplacement non homogène. A gauche : la référence. A droite : l'estimation.

2.3.2.2.3 Simulation 2-D non homogène

On montre enfin que l'estimateur fonctionne de la même manière pour les mouvements 2-D. La Figure 2.19 montre les cartes de déplacement transverse et radial en pixel pour un mouvement 2-D non homogène. Comme évoqué pour la simulation de mouvement 1-D homogène, si le mouvement global est correctement estimé, une forte variation des résultats autour des valeurs attendues est observée. Les histogrammes normalisés confirment cette grande étendue des résultats du PBME (Figure 2.19). L'objectif de la partie suivante est de minimiser au mieux la largeur des pics de ces histogrammes pour passer à des applications de mouvement plus complexes.

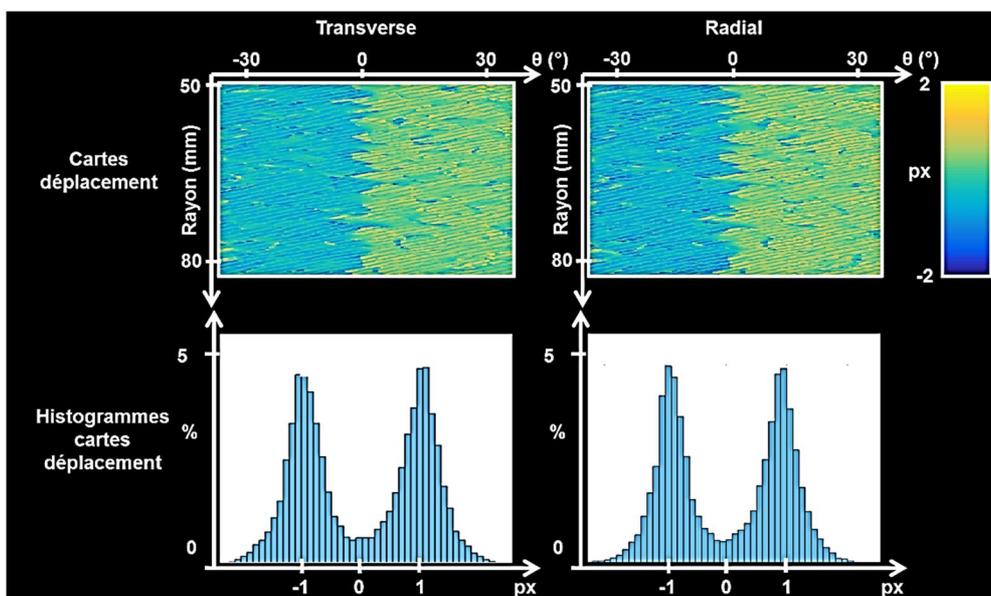


Figure 2.19 – Cartes de déplacement pour des mouvements 2-D non homogènes et histogrammes des estimations

2.3.2.2.4 Etude des paramètres de filtrage

Les premières simulations ont montré quantitativement et qualitativement une grande variabilité des déplacements estimés avec le PBME autour des valeurs théoriques attendues. Une raison avancée est le contenu fréquentiel important des images avec oscillations transverses.

Une première possibilité est donc d'ajouter une nouvelle étape de filtrage après la formation des OT « classique » (large contenu fréquentiel) pour ne conserver qu'une seule fréquence du spectre. Concrètement, dans l'espace de Fourier un nouveau masque est appliqué sur le spectre des images avec OT pour ne conserver qu'un pixel, soit un unique couple de fréquences radiale et transverse (Figure 2.20). Cette opération peut être répétée à différents couples fréquentiels pour ensuite appliquer le PBME sur une succession d'images ainsi filtrées. Une moyenne des cartes de déplacement pour chaque filtrage « mono-fréquentiel » donne la carte de mouvement finale. Cette méthode appliquée sur la série de déplacements de la « simulation 1-D homogène » permet de diminuer l'erreur d'estimation d'un facteur 2 : 0.029 ± 0.0001 pixels pour l'approche « mono-fréquentielle » contre 0.057 ± 0.1 pixels pour l'approche « classique ». La Figure 2.21 illustre cette amélioration pour un déplacement de 0.3 pixels et un choix de 25 couples de fréquences parmi toutes les combinaisons possibles.

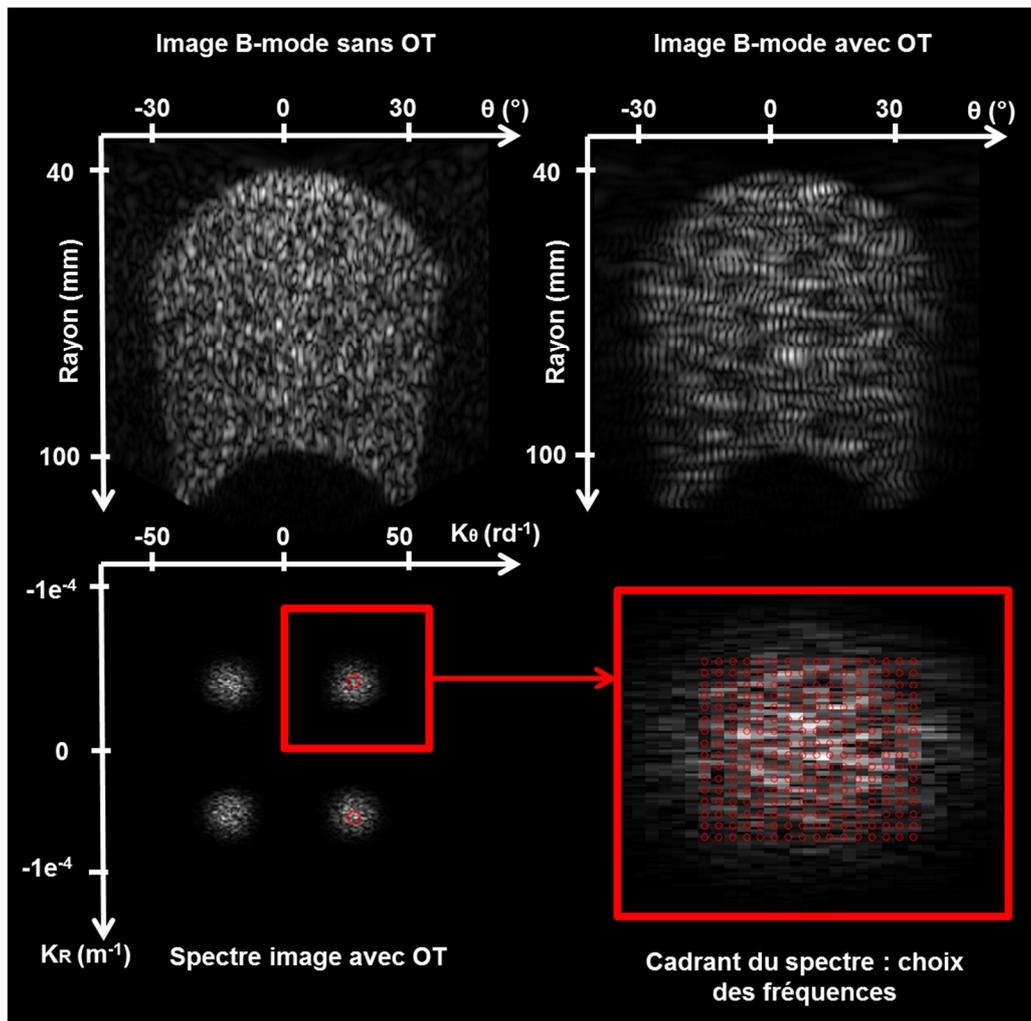


Figure 2.20 – Illustration du contenu fréquentiel étendu (en bas à gauche) des images avec OT (B-mode en haut à droite). Le cadrant rouge en bas à droite illustre les couples « mono-fréquences » à considérer dans l'approche « mono-fréquentielle »

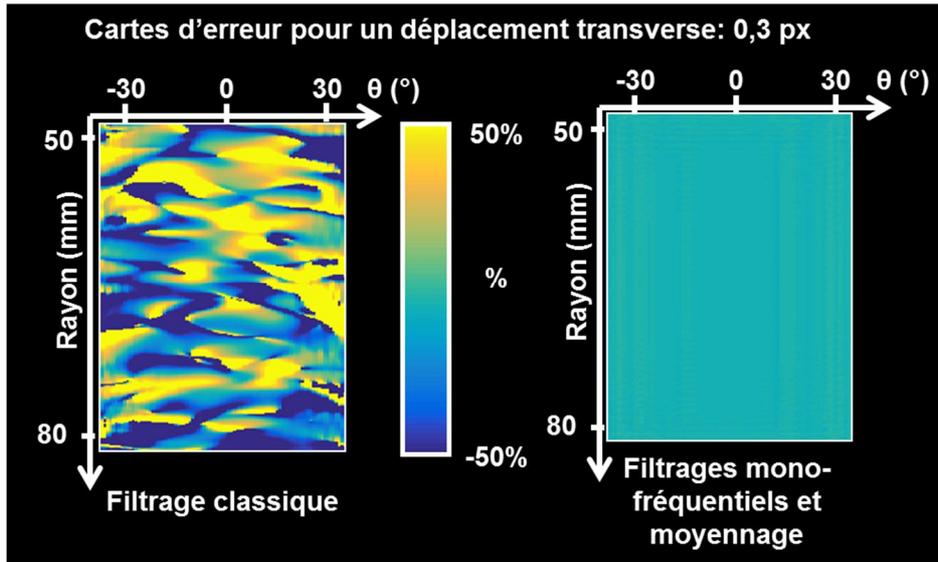


Figure 2.21 – Cartes d'erreur de déplacement transverse mesuré pour un déplacement théorique homogène : à gauche l'approche classique avec filtrage à large contenu fréquentiel, à droite l'approche mono-fréquentielle

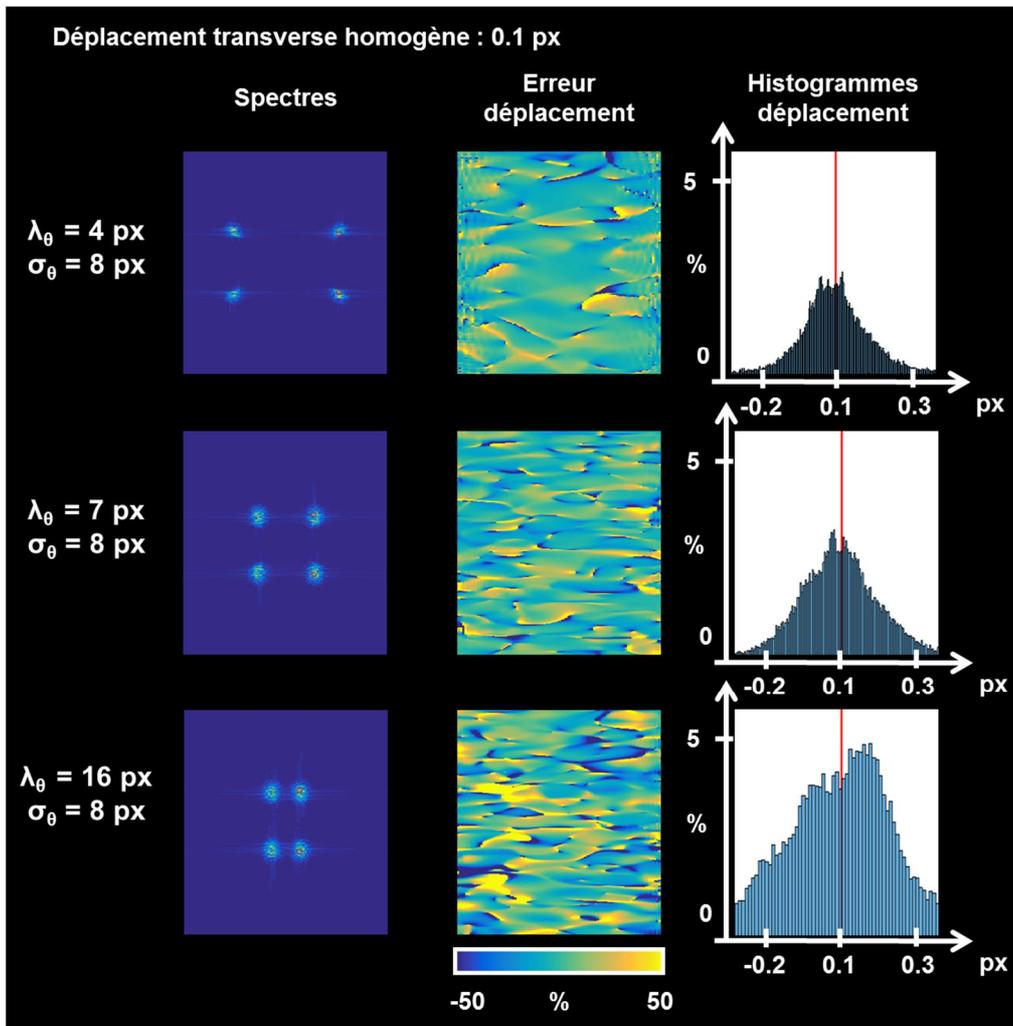


Figure 2.22 – Evolution de λ_θ à σ_θ constant pour le filtrage et estimation de mouvement pour un déplacement transverse homogène de 0.1 pixel

Cette approche « mono-fréquentielle » est cependant trop restrictive et ne fonctionne que pour les déplacements homogènes. Pour les déplacements plus complexes, un découpage de l'image en régions d'intérêt est nécessaire. Ce type de filtrage n'est donc pas possible pour l'application cardiaque. Cependant, le principe de réduire la largeur du contenu fréquentiel avec un choix des paramètres de filtres λ_θ et σ_θ reste pertinent et a été étudié. Pour les déplacements transverses de la simulation « 1-D homogène » ont été appliquées différents types de filtres avec des valeurs de λ_θ variant de 4 à 15 pixels et des valeurs de σ_θ variant de 4 à 16 pixels. Les Figure 2.22 et Figure 2.23 illustrent cette étude pour un déplacement de 0.1 pixel, soit 0.3° , en fonction des évolutions respectives de λ_θ et σ_θ .

Le paramétrage retenu est celui qui minimise la largeur des histogrammes de mesure de déplacement. Le paramétrage retenu comme optimal pour la suite est $\lambda_\theta = 7$ pixels et $\sigma_\theta = 8$ pixels.

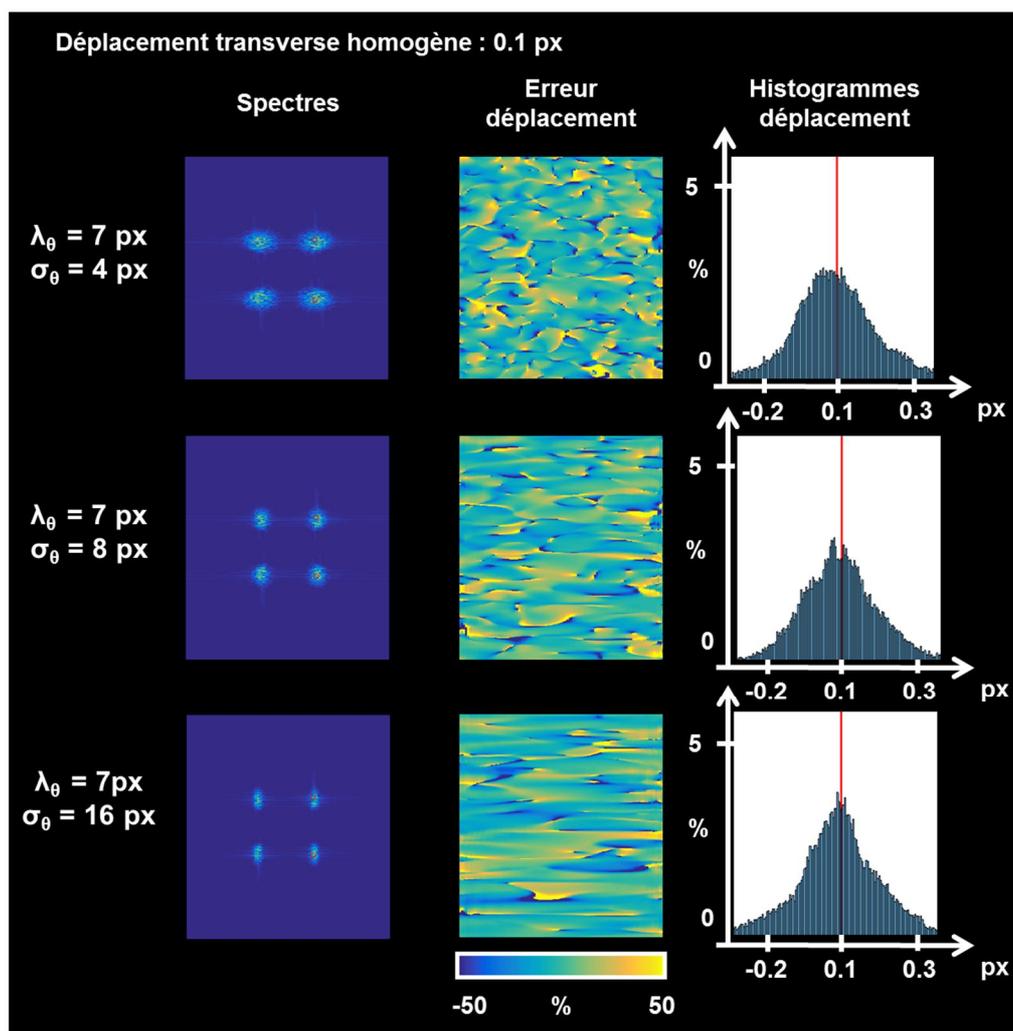


Figure 2.23 – Evolution de σ_θ à λ_θ constant pour le filtrage et estimation de mouvement pour un déplacement transverse homogène de 0.1 pixel

2.3.3 Simulations complexes 2-D

2.3.3.1 Paramètres et méthode

Deux simulations sont réalisées : un modèle de disque tournant de diamètre 10 cm et un modèle numérique de cœur aux mouvements réalistes [112] en coupe petit axe. Les paramètres de construction des images sont identiques aux premières simulations simples. On exprime de nouveau les

déplacements en valeur pixelique pour comparaison avec les travaux précédents : ils sont de l'ordre du dixième de pixels dans la direction transverse et du pixel dans la direction radiale. Ces simulations sont faites dans un premier temps avec des sondes de grande ouverture puis des sondes de petite ouverture (voir détail Tableau 2.3 : « simu 1 » et « simu 2 »).

La question du choix de la période des oscillations transverses est plus difficile à résoudre ici pour les mouvements complexes mis en jeu. L'approche proposée ici consiste à utiliser des filtrages autour de différentes fréquences en conservant une largeur fréquentielle et d'appliquer le PBME sur l'ensemble des images à OT obtenues. Un moyennage des cartes de déplacement permet d'obtenir la carte de déplacement final : on appelle par la suite cette méthode l'approche « multi-fréquences » par opposition à l'approche classique « mono-fréquence ». Les longueurs d'onde transverses utilisées sont sur l'intervalle [4,16] pixels. Comme évoqué pour les simulations simples, un filtrage spatial est appliqué sur les cartes de déplacement obtenues.

Enfin, pour la simulation réaliste, la question de filtrages spatiaux, fréquentiels et temporels est également traitée ici. Quatre degrés d'amélioration de l'estimateur sont présentés : le filtrage spatial et l'approche multi-fréquences déjà évoqués, le filtrage temporel et le filtrage « multi-lag ». Le filtrage temporel consiste à ne pas faire l'estimation de mouvement sur deux images successives uniquement mais sur un ensemble d'images en supposant les déplacements constants sur la durée de cet ensemble. La taille de l'ensemble choisi ici est de 20 images. Le filtrage multi-lag consiste à combiner les estimations de mouvement avec des images dont l'écart temporel varie. Dans cette étude le pas entre les images pour l'estimation varie entre 1 et 5 images. Pour toutes ces approches, la combinaison des résultats est faite par moyennage pour obtenir les estimations finales.

Les cartes de déplacement obtenues sont comparées aux déplacements théoriques attendus.

2.3.3.2 Résultats

2.3.3.2.1 Simulation 1 : sondes de grande ouverture

La Figure 2.24 montre les images B-mode en coordonnées polaire et leurs spectres, avec et sans OT, à une longueur d'onde $\lambda_0 = 7$ pixels et $\sigma_\theta = 8$ pixels, pour la simulation de disque tournant imagé avec la sonde de grande ouverture. Les oscillations transverses sont bien présentes sur l'ensemble de l'image. On peut noter toutefois que ces OT ne sont pas transverses dans la seule direction transverse mais sont orientées sur certaines régions aléatoirement réparties dans l'image.

Les cartes de déplacements obtenues dans les directions transverses et radiales avec le PBME en approche multi-fréquences et filtrage spatial sont comparées qualitativement aux mouvements théoriques attendus (Figure 2.25). Si le déplacement radial semble correctement estimé, bien que légèrement surestimé, et permettrait une étude quantitative, des erreurs plus importantes sont observées dans la direction transverse. On peut d'ores et déjà craindre que cet effet dans la direction transverse, peu contraignant pour le mouvement très continu du disque, soit plus limitant pour la simulation réaliste de cœur.

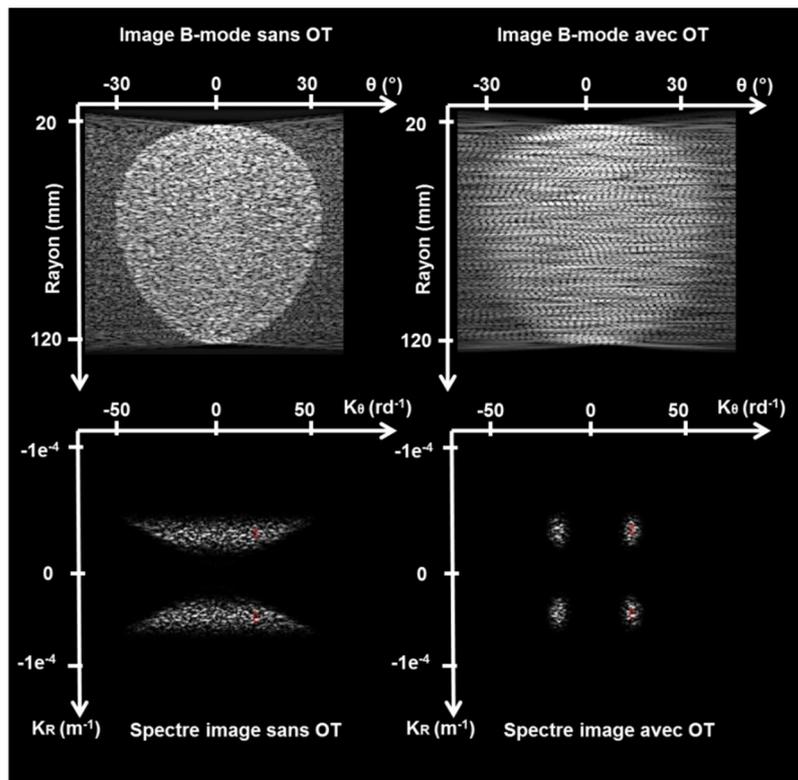


Figure 2.24 – En haut, images B-mode du disque en coordonnées polaires et en bas, spectres. A gauche, sans OT et à droite, avec OT.

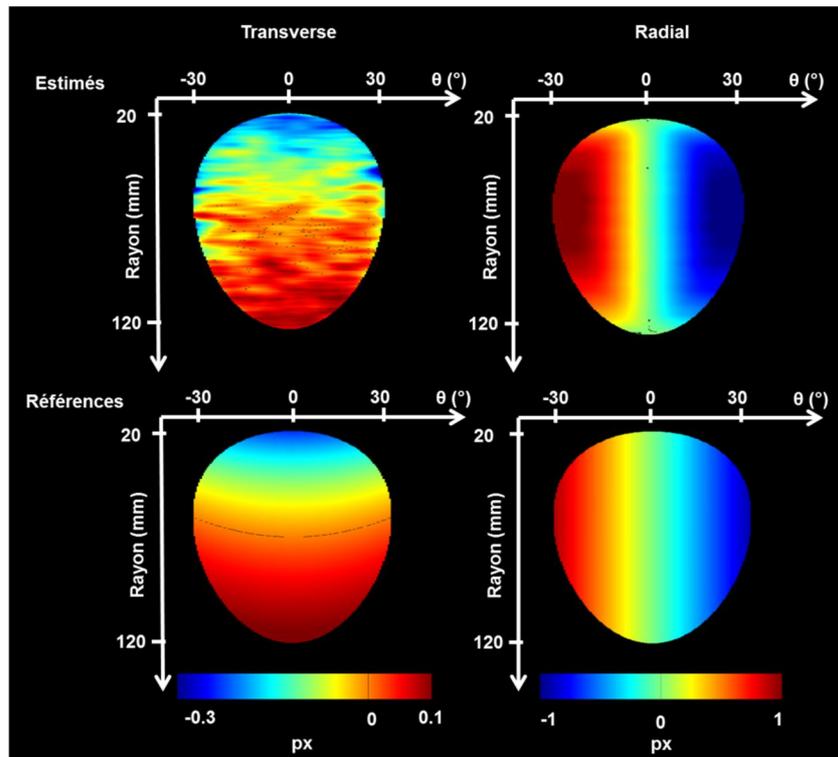


Figure 2.25 – Cartes de déplacements du disque tournant : à gauche, déplacement transverse et à droite, déplacement radial. En haut : estimations avec PBME en approche multi-fréquences et filtrage spatial. En bas : références.

La Figure 2.26 montre une image B-mode avec OT en coordonnées polaires et son spectre, à une longueur d'onde $\lambda_0 = 7$ pixels et $\sigma_\theta = 8$ pixels, pour la simulation réaliste de cœur, imagé avec la sonde de grande ouverture en vue petit axe. On observe comme pour le disque les effets locaux d'orientation des OT répartis aléatoirement dans l'image. On présente dans un premier temps les cartes des déplacements transverse et radial obtenues avec le PBME en approche mono-fréquence et filtrage spatial (Figure 2.27).

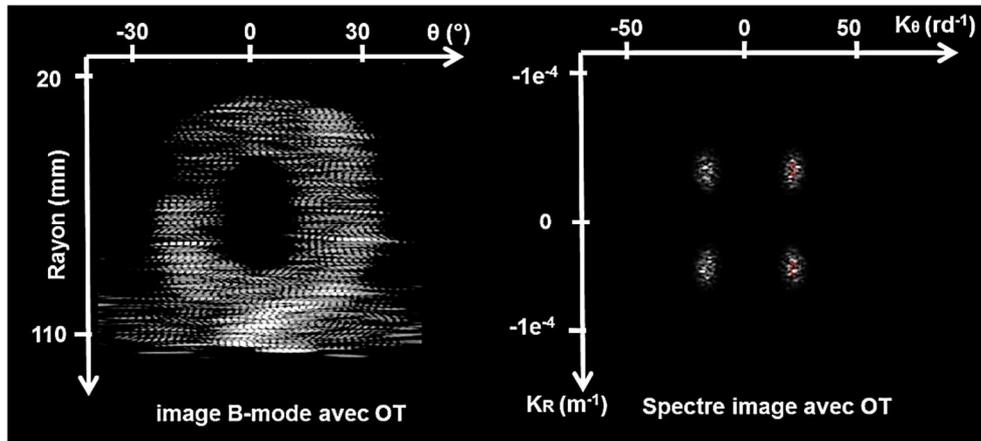


Figure 2.26 – A gauche, images B-mode avec OT du modèle numérique de cœur (coupe petit axe) en coordonnées polaires et à droite, spectre associé.

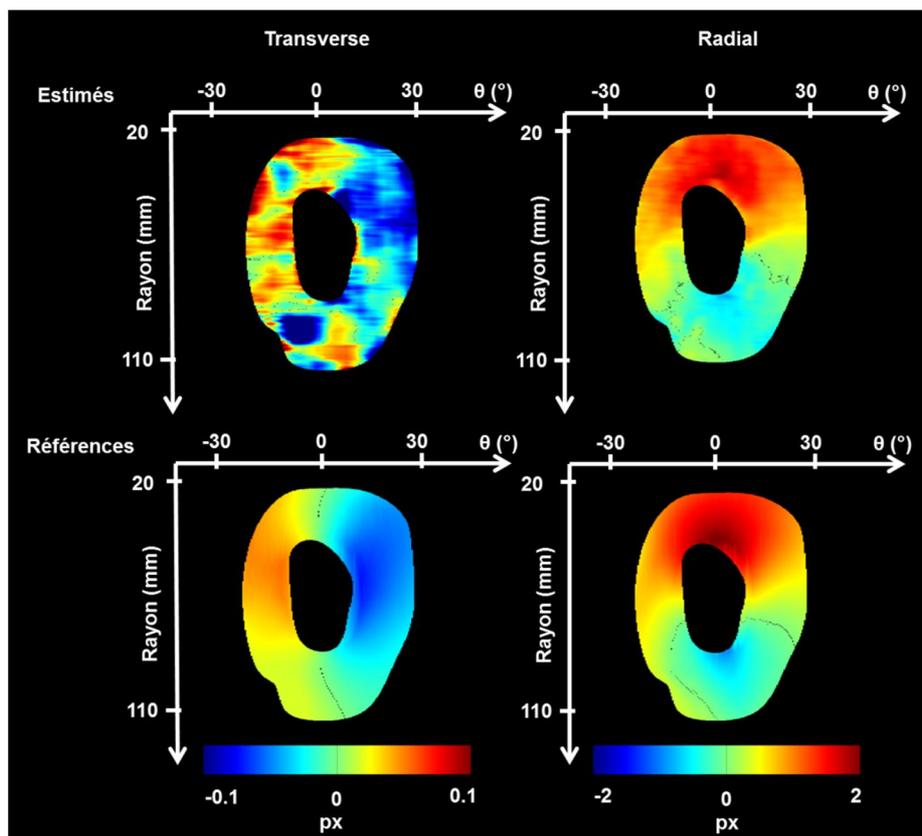


Figure 2.27 – Cartes de déplacements du modèle numérique de cœur en coupe petit axe : à gauche, déplacement transverse et à droite, déplacement radial. En haut : estimations avec PBME en approche mono-fréquence et filtrage spatial. En bas : références.

Le résultat radial, très proche du modèle théorique montre bien que cette direction n'est pas problématique dans ce contexte et n'est pas affecté par les différentes approches utilisées sur les OT. En revanche, l'estimation transverse, très bruitée et pour laquelle les erreurs par rapport à la référence sont importantes, illustre la nécessité d'une approche plus fine des OT.

Les quatre degrés de filtrage évoqués sont appliqués successivement pour faire l'estimation de mouvement dans la direction transverse (Figure 2.28). On observe une première amélioration significative avec l'approche multi-fréquentielle par rapport à l'approche mono-fréquentielle (Figure 2.28, a et b). Avec la combinaison des filtres spatial, fréquentiel et temporel (Figure 2.28, c), l'estimation s'améliore mais quelques régions restent surestimées par rapport à la référence. La combinaison de ces filtres avec l'approche multi-lag permet enfin d'obtenir une carte de déplacement transverse cohérente avec le déplacement théorique (Figure 2.28, d). Les quatre degrés de filtres sont donc nécessaires à l'estimation de mouvement.

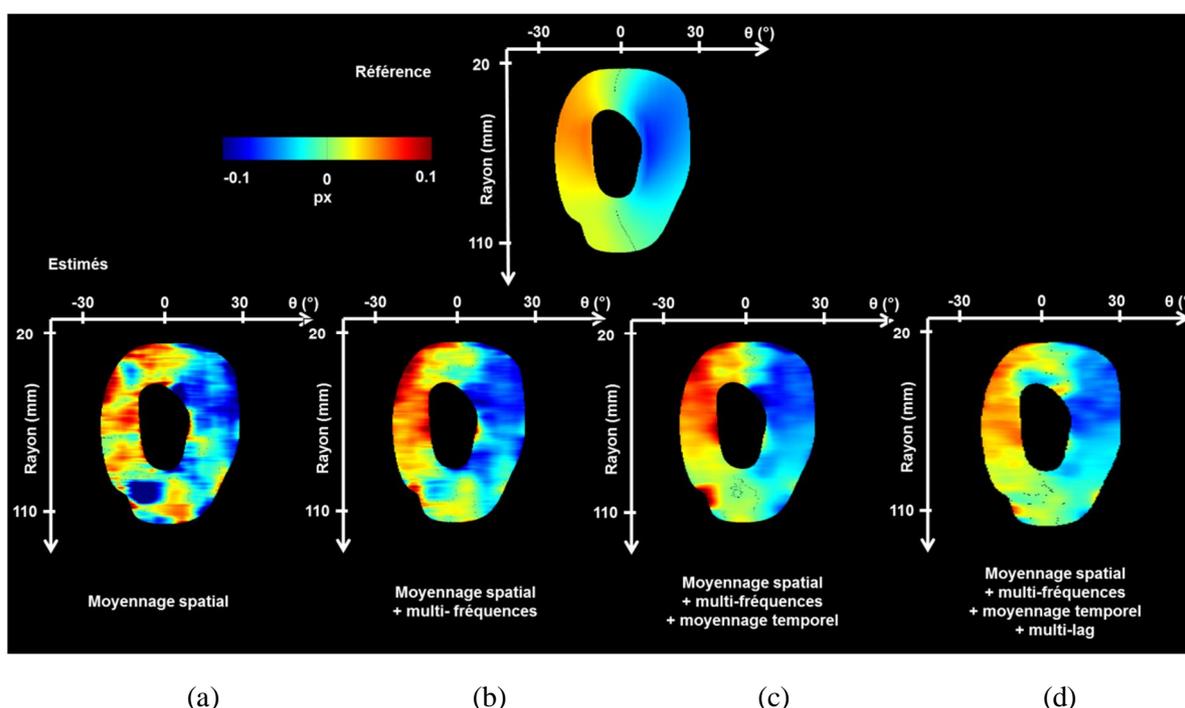


Figure 2.28 – Carte de déplacement transverse du modèle numérique de cœur en coupe petit axe, avec en haut, référence et en bas, PBME : estimations avec approches cumulant successivement (de gauche à droite) (a) le moyennage spatial, (b) l'approche multi-fréquences, (c) le moyennage temporel et (d) l'approche multi-lag.

2.3.3.2.2 Simulation 2: sondes de petite ouverture

Seuls les résultats sur l'estimation dans la direction transverse sont présentés dans cette partie, la direction radiale ayant été identifiée comme non limitante dans l'étude. Les quatre degrés de filtrage à combiner avec le PBME évoqués dans la partie précédente sont appliqués pour l'estimation de mouvement. Les résultats pour le disque tournant et le modèle numérique de cœur sont présentés respectivement sur les Figure 2.29 et Figure 2.30. Dans les deux cas d'importantes erreurs d'estimations sont observées, en particulier sur les bords de l'image. L'image B-mode du disque avec OT illustre ce problème d'effets de bords : si les OT sont bien présentes au centre de l'image, leur qualité est très dégradée sur les côté de l'image, c'est-à-dire aux fortes valeurs angulaires, empêchant ainsi toute estimation dans le déplacement transverse. L'approche combinant, insonification par une

onde divergente, marquage par OT et estimation de mouvement par PBME semble donc impossible avec une sonde cardiaque. Les tests *in vitro* sont tout de même réalisés pour clore cette étude.

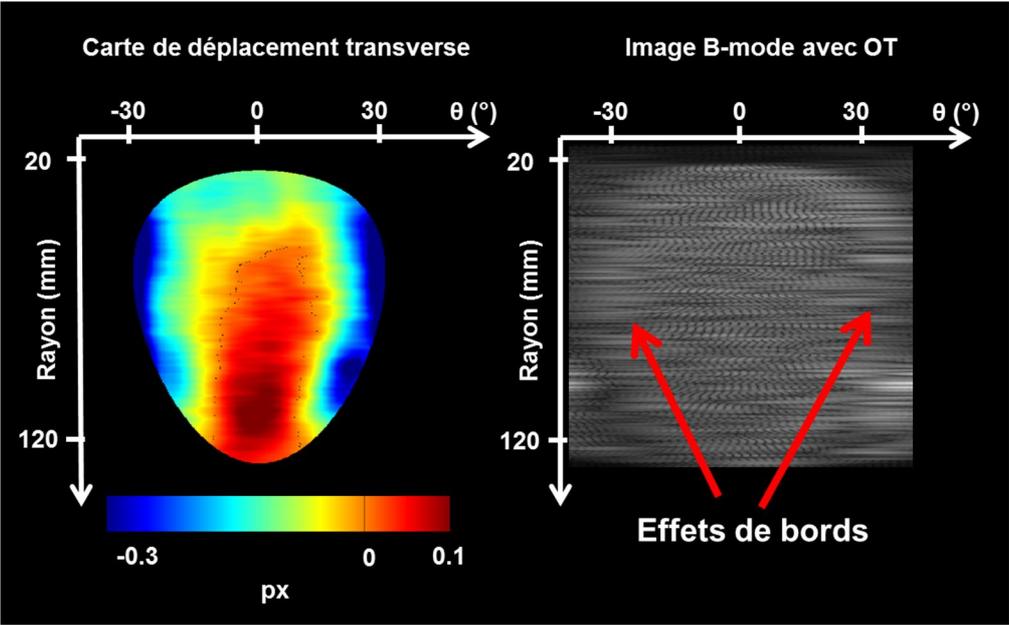


Figure 2.29 – Carte de déplacement transverse avec PBME et image B-mode avec OT pour le disque tournant

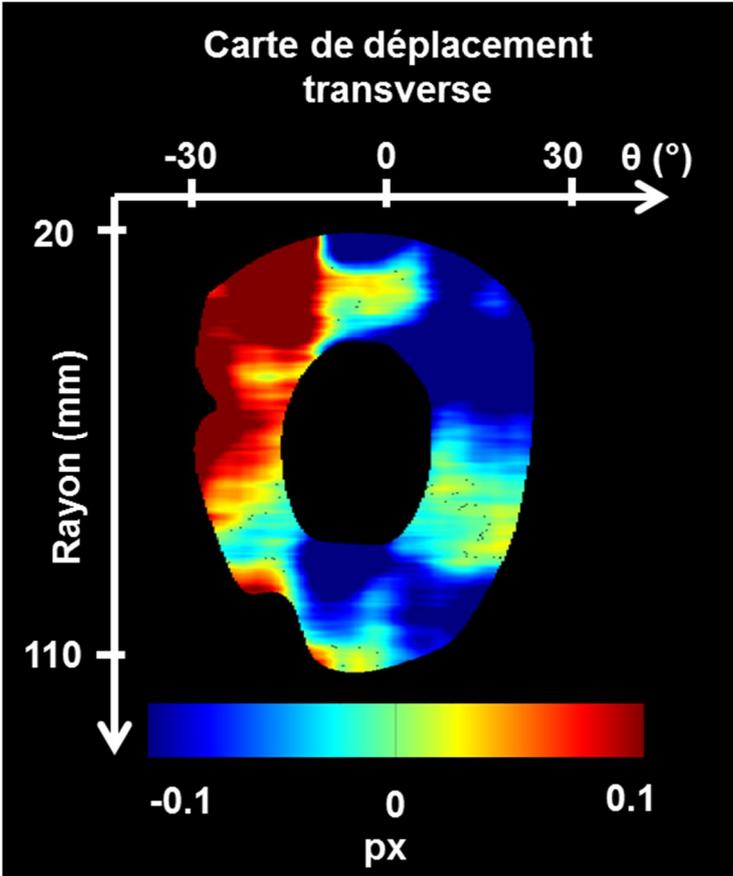


Figure 2.30 – Carte de déplacement transverse du modèle numérique de cœur en coupe petit axe, avec PBME

2.3.4 In vitro 2-D

2.3.4.1.1 Paramètres et méthode

Un disque tournant de diamètre 10 cm est placé à 2 cm de la sonde comme lors des simulations précédentes. Une sonde cardiaque de paramètres identiques à ceux de la *simulation 2* « petite ouverture » a permis de faire les images avec des paramètres de construction toujours identiques aux simulations (voir détail Tableau 2.3 : « in vitro » et « simu 2 »). La vitesse du disque est choisie pour obtenir des déplacements pixelliques du même ordre que pour les simulations : de l'ordre du dixième de pixels dans la direction transverse et du pixel dans la direction radiale.

L'estimation de mouvement est obtenue avec les OT et le PBME en combinant les quatre degrés de filtrage présentés précédemment : moyennage spatial des estimés, approche multi-fréquentielle avec λ_θ variant sur l'intervalle [4,16] pixels, moyennage temporel avec ensemble de 20 images et approche multi-lag avec écart inter-images variant sur l'intervalle [1,5].

2.3.4.1.2 Résultats

Comme attendu contenu des dernières simulations paramétrées avec les caractéristiques des sondes cardiaques, les estimations de déplacement transverse sont très bruitées et présentent des effets de bords importants

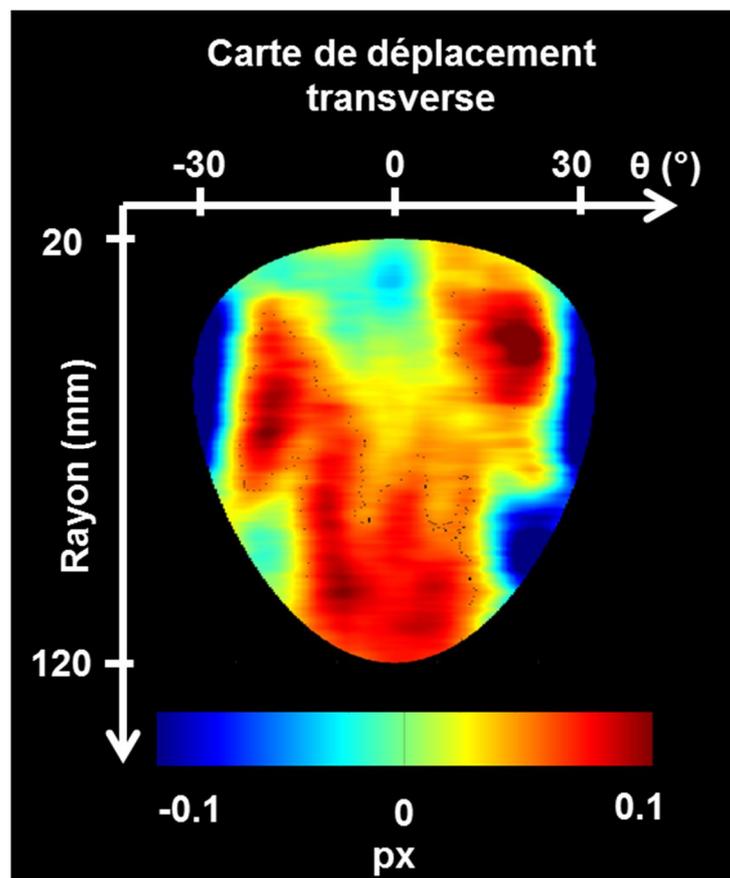


Figure 2.31 – Carte de déplacement transverse avec PBME et OT pour le disque tournant *in vitro*

2.4 Discussion

2.4.1 Synthèse du protocole à suivre pour estimation de mouvement 2-D en imagerie ultrarapide avec OT et PBME

Cette étude a montré les limites de la faisabilité de l'estimation de mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide combinant oscillations transverses et estimateur de phase 2-D. La méthode semble au mieux pouvoir être exploitée pour des sondes linéaires de grande ouverture. On décrit ci-dessous les étapes successives pour obtenir les meilleurs résultats possibles :

- Formation des images dans un repère polaire centré sur la source virtuelle de l'onde ultrasonore divergente afin de respecter l'approximation de Fraunhofer.
- Filtrage des images dans l'espace de Fourier pour générer les OT
- Estimation du mouvement avec le PBME :
 - Approche multi-fréquences : générer des OT à différentes fréquences transverses pour exploiter tout le spectre
 - Approche multi-lag : pour chaque fréquence, estimer le mouvement en faisant varier l'écart inter-image
 - Filtrage temporel : pour chaque fréquence et chaque écart inter-image, utiliser un ensemble d'images successives pour moyenniser l'estimation de mouvement dans le temps
 - Moyennage spatial : appliquer un filtre spatial sur chacun des estimés.
 - Combinaison : moyenniser les cartes d'estimations obtenues pour chacune des étapes précédentes

2.4.2 Limitation en échographie cardiaque

Cette étude de faisabilité s'est achevée avec les simulations réalistes et acquisitions *in vitro*, avec à chaque fois l'utilisation d'une sonde cardiaque de petite ouverture. La qualité des résultats d'estimation de mouvements transverses ne permet pas de valider l'approche pour aller plus loin.

La principale limitation révélée par cette étude est que la faible ouverture des sondes cardiaques ne permet pas de générer des oscillations transverses sur l'ensemble de l'image. Aux grands angles, soit aux bords des images, la qualité des OT est sensiblement affectée (Figure 2.29). Cet effet est le résultat de l'orientation des PSF (Point Spread Function, fonction d'étalement du point) et de l'asymétrie du spectre sur les bords de l'image (Figure 2.32). Cet effet, résultat de l'asymétrie par rapport au centre de la sonde des ondes ultrasonores provenant de diffuseurs hors axe, limite le contenu fréquentiel des secteurs aux bords de l'image et la génération des OT par filtrage dans l'espace de Fourier. Le contenu fréquentiel ainsi considérablement réduit ne permet pas d'exploiter pleinement les approches multi-fréquences présentées précédemment, et essentielles pour l'utilisation du PBME dans le cas de mouvements complexes.

De plus, les premières études les plus simples de mouvement homogène 1-D ont montré une grande variabilité de mesure (Figure 2.16). La phase calculée pour l'estimation de mouvement semble très bruitée et très dépendante des paramètres des OT (Figure 2.22 et Figure 2.23). Cela semble donner une orientation locale aux oscillations transverses. Si cela ne pose pas de problème majeur pour les déplacements homogènes ou de translations simples, les mouvements plus complexes du cœur limitent l'approche OT-PBME qui est optimale pour les mouvements dans la direction transverse. La nécessité de combiner quatre degrés de filtrages complexifie sensiblement la méthode qui se voulait le plus simple possible et rapide en calcul : une seule onde divergente, filtrage dans l'espace de Fourier, estimation du mouvement en une étape sur l'ensemble de l'image. Le problème de ce qu'on appelle

dans la suite le « bruit de phase », combiné à la complexité des mouvements cardiaque est ainsi une limitation en échographie cardiaque.

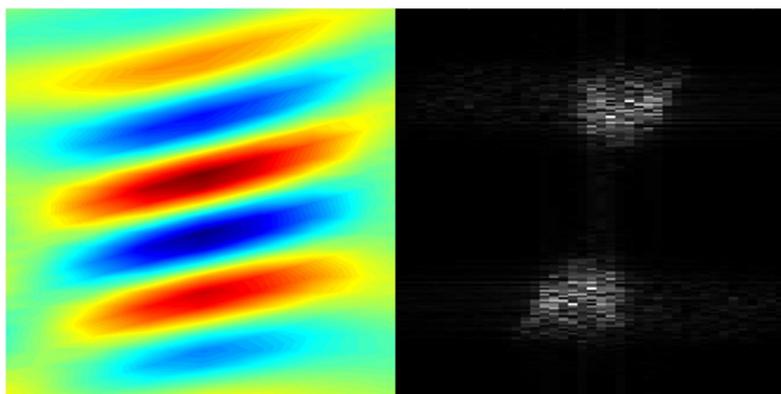


Figure 2.32 – PSF d'un diffuseur placé dans un secteur angulaire en bord d'image et spectre associé sur ce secteur

Ces deux limitations de mesure robuste de phase et d'orientation du spectre contre-indiquent l'application des OT et du PBME dans les conditions de cette étude. Différentes pistes d'approches visant à résoudre ces problématiques sont exposées brièvement dans la partie suivante.

2.5 Autres des pistes possible à étudier

Un certain nombre d'idées, par analogie avec l'imagerie optique pourrait permettre d'aller plus loin dans cette étude. Ces pistes nécessiteraient un travail de formalisme important pour être étendues à l'imagerie ultrasonore. Nous les citons brièvement ici sans poursuivre cette voie dans le cadre de cette thèse où nous avons choisi de nous concentrer sur d'autres approches prometteuses en échocardiographie ultrarapide 2-D.

2.5.1 Orientation du spectre : analogies avec les aberrations optiques

Par analogie avec les systèmes d'imagerie optique, la question des aberrations géométriques se posent pour la problématique identifiée dans cette étude d'orientation des PSF et d'asymétrie du spectre aux bords de l'image. S'il n'existe pas de formalisme d'aberrations géométriques en imagerie ultrasonore, la comparaison avec la courbure de champ [114] semble intéressante. Cette aberration en optique conduit à former des images courbes d'objets plans pour être corrigée. Par analogie, nous pourrions appliquer dans notre processus de formations d'images des retards supplémentaires proportionnels à l'angle de champ des points du milieu pour introduire un effet de courbure dans les images. Pour ces images ainsi déformées, le spectre pourrait ne plus présenter d'asymétrie. Grâce à ce genre d'approche, on pourrait ainsi générer des OT sur tout le secteur, y compris aux bords. Malgré l'intérêt pour cette approche originale, la mise en place d'un formalisme d'aberration ultrasonore n'était pas faisable compte-tenu des objectifs de thèse et les travaux n'ont pas été poursuivis.

2.5.2 Mesure robuste de phase

2.5.2.1 Filtrage fréquentiel = filtre de bruit aléatoire et répétition mesure

La largeur du contenu fréquentiel des images avec oscillation peut être une source de multiples motifs d'interférence aléatoire à des fréquences différentes et limite l'approche de mesure de phase à partir d'un signal analytique 2-D. La suppression du contenu fréquentiel en ne conservant qu'un seul point du spectre a montré un intérêt pour les mouvements homogènes seulement (Figure 2.21). Une approche originale consisterait à appliquer une succession de masque de phase aléatoire dans l'espace de Fourier, en plus du filtrage à OT, qui conserverait systématiquement la fréquence de génération de

OT et supprimerait aléatoirement une partie du reste du contenu fréquentiel. En appliquant le PBME sur cet ensemble d'images à OT générées et en moyennant les estimations de mouvement, on peut espérer que les erreurs d'estimation dues aux mauvaises mesures de phases soient sommées de manière destructive tandis que les estimés à la fréquence des OT soient sommés constructivement.

2.5.2.2 Réduire le bruit de phase par méthodes différentes d'estimation de la phase = méthode décalage de phase

Si la mesure de phase par la méthode du signal analytique est limitée par l'aspect non parfaitement transverse des OT, d'autres approches de mesure de phase sont possibles à partir d'images oscillantes. La méthode de mesure par décalage de phase très utilisée en interférométrie [115] ou défectométrie optique [116] pourraient permettre une mesure plus robuste de la phase transverse, en supposant le mouvement constant sur l'ensemble des images considérées pour le décalage de phase.

2.6 Conclusion

Nous avons démontré dans cette étude qu'un filtrage par oscillations transverses est théoriquement possible dans l'espace de Fourier en imagerie ultrasonore ultrarapide par onde divergente avec formation des images dans un repère polaire dédié. Nous avons étudié alors dans la pratique la faisabilité de l'estimation de mouvements 2-D en imagerie ultrarapide avec une onde divergente et en combinant un estimateur de phase 2-D et des oscillations transverses. Une succession de travaux en simulation et *in vitro* ont permis de définir les paramètres et conditions de mise en œuvre de la méthode. Si des résultats convaincants sont obtenus avec l'utilisation de sondes de grandes ouvertures, l'utilisation de sonde cardiaque a révélé les limites de notre approche. Ces travaux montrent que les OT et estimateurs de phase 2-D ne semblent pas adaptés pour le suivi du mouvement cardiaque par imagerie ultrasonore ultrarapide à cause du bruit de phase et de la faible ouverture des sondes. Pour des applications non cardiaques, comme cela a déjà été montré pour la carotide en onde plane [78], nos travaux pourraient être exploités de nouveau. Les travaux sur les sondes abdominales convexes pourraient ainsi bénéficier de notre étude de faisabilité des OT en ondes divergentes.

Afin de parvenir à des mesures d'estimation de mouvement cardiaque 2-D par imagerie ultrasonore ultrarapide des techniques d'amélioration de la résolution transverse des images semblent plus prometteuses qu'une approche à une unique onde divergente. La poursuite de nos travaux sera donc axée sur ces approches qui sont présentées dans les chapitres suivants.

Chapitre 3.

Méthode d'imagerie ultrarapide dédiée au contexte cardiaque et estimateur de mouvement adapté : l'imagerie par compensation de mouvement (MoCo)

3.1 Introduction et Motivation

L'objectif de ce chapitre est d'étudier la faisabilité de l'estimation du mouvement cardiaque par suivi de speckles (ou speckle tracking) échocardiographique (STE) à partir de techniques avancées d'imagerie ultrasonore ultrarapide par ondes divergentes.

La résolution spatiale et le contraste associés à l'imagerie par ondes divergentes sont généralement améliorés par une sommation cohérente des faisceaux orientés. Cependant, en raison des vitesses tissulaires rapides dans le myocarde, le processus de sommation des ondes divergentes successives peut entraîner des interférences destructives [101] si la compensation de mouvement (MoCo) n'est pas prise en compte [100] [102]. Les méthodes de composition cohérente basées sur le MoCo ont démontré leur potentiel pour fournir des images B-mode cardiaques à contraste élevé [103]. Le speckle tracking échocardiographique (STE) basé sur des algorithmes classiques de suivi de speckles pourrait considérablement bénéficier de cette approche originale.

Notre étude consistait à appliquer le STE sur des images B-mode à haute cadence obtenues avec une technique spécifique de MoCo pour quantifier le mouvement 2-D et les vitesses tissulaires du ventricule gauche. Nous présentons dans un premier temps les principes du MoCo. Nous décrivons dans un deuxième temps la méthode qui a d'abord été validée *in vitro* puis évaluée *in vivo* en vue apicale quatre chambres (A4C) sur dix sujets sains. L'étude de faisabilité a pu être validée grâce aux courbes de déformation longitudinale globale (DLG ou Global Longitudinal Strain, GLS) dérivées des cartes de vitesses tissulaires et comparées aux résultats obtenus avec un échographe clinique. Ces travaux montrent le fort potentiel de la méthode.

3.2 Théorie : imagerie ultrarapide par ondes divergentes et compensation de mouvement (MoCo)

Nous décrivons dans cette partie les séquences d'émission de signaux ultrasonores permettant de transmettre de larges faisceaux divergents et introduisons la méthode de compensation de mouvement utilisée.

3.2.1 Séquences ultrasonores

Comme lors de nos travaux précédents sur les oscillations transverses, nous exploitons dans cette étude l'imagerie ultrasonore ultrarapide par ondes divergentes. Nous utilisons ici non plus une seule onde divergente mais une série de faisceaux divergents orientés générés par l'ouverture complète (de largeur a) de la sonde [93]. On définit ces faisceaux par leurs inclinaisons (tilt α) et largeurs angulaires (β) comme décrites dans les travaux de Porée et al. [103] et illustrés par la Figure 3.1. Pour une composition cohérente des signaux, seul le tilt α varie d'une acquisition à l'autre. La position (x_v, z_v)

de la source virtuelle dans le système de coordonnées (x,z) défini par la Figure 3.1 est déterminée par l'équation (3.1)

$$\tan\left(\alpha \pm \frac{\beta}{2}\right) = \frac{\pm \frac{a}{2} + x_v}{-z_v} \quad (3.1)$$

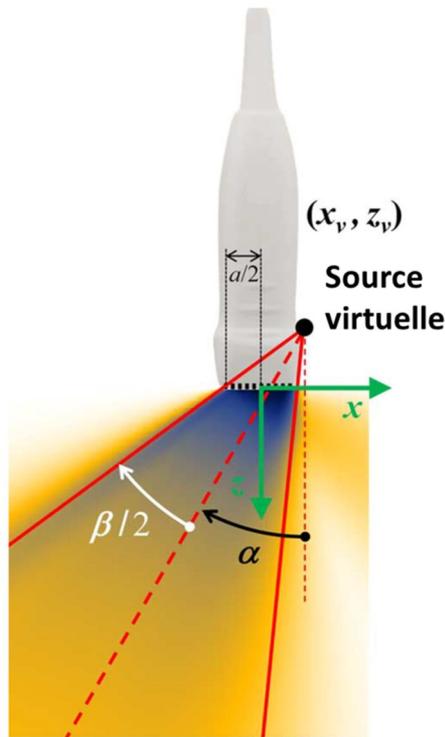


Figure 3.1 – Description de la génération des faisceaux divergents : ondes divergentes successives émises de points focaux virtuels situés en arrière de la sonde, de coordonnées (x_v, z_v) . Les positions des sources virtuelles sont déterminées par l'orientation des faisceaux (tilt α) et leur largeur (β). L'ensemble des éléments de la sonde est utilisé pour émettre les signaux et avoir une ouverture maximale de largeur a [103].

Afin d'augmenter le contraste et la résolution par composition d'images successives, un certain nombre de transmissions orientées sont nécessaires. Des tilts trop importants peuvent cependant générés des lobes secondaires dans les images. Il a été montré dans [103] que, pour la sonde cardiaque P4-2 que nous avons utilisée tout au long de nos travaux, et une largeur de faisceau de 90° , le tilt maximum acceptable était de 27° . Le principe du MoCo, décrit dans la partie suivante repose sur l'estimation des vitesses Doppler entre des acquisitions successives. Afin d'éviter la décorrélacion entre ces acquisitions pour l'estimation Doppler, la différence de tilt de deux faisceaux successifs, c'est à dire le pas angulaire de la séquence α_s , doit être faible. La valeur choisie tient compte de la résolution angulaire maximum observable sans être limitée par la diffraction, compte-tenu de la taille de l'ouverture a et de la longueur d'onde du signal. Il ne serait pas utile d'utiliser un pas angulaire plus faible car non résolu par notre système d'imagerie :

$$\alpha_s = \frac{a}{2\lambda} \quad (3.2)$$

Dans la pratique, l'angle maximum de tilt α_{\max} est défini par le nombre d'acquisitions et cette valeur maximale de pas angulaire α_s , les angles étant linéairement répartis entre $-\alpha_{\max}$ et $+\alpha_{\max}$. La répartition des angles suit un schéma triangulaire que nous justifions dans la partie suivante.

3.2.2 Sommation cohérente des signaux et compensation de mouvement (MoCo)

Pour produire des images ultrasonores de haute qualité avec des ondes divergentes, le principe de composition consiste à sommer de manière cohérente une succession de N enveloppes complexes, issues de N émission d'ondes divergentes. Il a été montré que les mouvements tissulaires entre les acquisitions successives perturbent le degré de cohérence lors de la composition, entraînant des sommations destructives et une perte de contraste et résolution [101]. Les mouvements cardiaques pouvant atteindre 20 cm/s, la sommation directe des signaux obtenus ne peut pas être cohérente sans approche de compensation de mouvement (MoCo).

Le MoCo, comme défini dans [103], repose sur l'estimation des décalages de phase des signaux reçus dus aux mouvements dans la direction radiale. Ces délais sont déterminés par estimation Doppler, soit par autocorrélation du signal à partir d'un ensemble N d'images IQ successives (voir partie 1.3.2.1) reconstruites par méthode conventionnelle de retard et somme. Cet ensemble de N images fournit une image Doppler tissulaire décrivant les mouvements radiaux, supposés localement réguliers sur la durée temporelle de l'ensemble et permet la reconstruction d'une image B-mode compensée. Ces déplacements radiaux sont suffisants pour compenser le mouvement en vue de la formation d'images, la résolution dans la direction transverse étant relativement faible par rapport à la résolution radiale.

Le processus du MoCo est le suivant :

- Formation de N images enveloppes complexes dans un repère polaire à partir des signaux IQ reçus. Le repère polaire a pour origine la source virtuelle pour le faisceau de tilt valant 0° .
- En supposant les mouvements réguliers sur la durée temporelle de l'ensemble de N images, les déplacements sont mesurés par autocorrélation du signal à partir de l'ensemble de N images IQ successives. Le principe de l'estimation Doppler a été présentée précédemment (1.3.2.1).
- Dans chacune des N images, les mouvements sont alors compensés dans la direction radiale
- Les N images avec compensation de mouvement sont enfin sommées pour obtenir une image de haute résolution et haut contraste.

L'arrangement des angles dans la séquence d'émission est essentiel pour la compensation de mouvement. Il a été montré dans [103] qu'avec une séquence linéaire les lobes secondaires se déplacent à vitesse constante et sont ainsi sommés de manière cohérente à cause de la compensation de mouvement. Cet effet dégrade significativement la qualité des images. L'alternative choisie à la séquence linéaire est une séquence triangulaire composée de deux séquences linéaires successives couvrant l'ensemble du secteur imagé, la première avec une évolution de $-\alpha_{\max}$ à $+\alpha_{\max}$ et inversement pour la seconde. La méthode consiste à réaliser deux autocorrélations successives correspondant aux pentes ascendantes et descendantes du triangle : le déplacement final est obtenu en prenant la phase du produit de ces deux autocorrélations. Avec cette approche, le mouvement des lobes secondaires mesuré avec l'autocorrélation sur la pente ascendante est quasiment l'opposé de celui mesuré par l'autocorrélation sur la pente descendante du triangle. Ces deux mouvements s'annulent ainsi dans la phase du produit de ces deux autocorrélations et les lobes secondaires sont finalement sommés de manière destructive.

3.3 Méthode

3.3.1 Imagerie ultrasonore ultrarapide par compensation de mouvement

Les signaux ultrasonores IQ ont été acquis avec un échographe de recherche Verasonics (V-1-128, Verasonics Inc., Redmond, WA) et une sonde cardiaque de fréquence centrale 2,5 MHz (ATL P4-2, 64 éléments). La fréquence de répétition des signaux (PRF) transmis était de 4500 Hz. Les paramètres d'acquisition sont présentés dans le Tableau 3.1. Toutes les acquisitions ont été réalisées au Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CR CHUM, Montréal)

Nous avons appliqué des séries de 36 ondes divergentes inclinées imageant un secteur angulaire de 90°, avec des sources virtuelles situées derrière la sonde (distance maximale = 1,1 cm), pour générer des images haute résolution à haut contraste en appliquant le MoCo pendant le processus de sommation. Les angles d'inclinaison des transmissions successives (compris entre 16 ° et 16 °) ont suivi un schéma triangulaire (c'est-à-dire en augmentant puis en diminuant linéairement) pour additionner les lobes principaux de manière cohérente et les lobes latéraux de manière destructive.

Nous avons obtenu une cadence d'imagerie de 500 images par seconde en échocardiographie à secteur large. Chaque image ultrasonore a été générée en combinant 36 acquisitions successives (à une PRF de 4500 Hz) avec un recouvrement de 75% : de nouvelles images ultrasonores ont ainsi été générées toutes les 2 ms ($1 / PRF \times 36 \times 25\%$). En choisissant d'utiliser 36 ondes divergentes pour obtenir cette cadence de 500 images/s, nous nous assurons de la qualité des images, puisqu'il a été montré qu'à partir de 32 ondes divergentes, l'échocardiographie ultrarapide basée sur les ondes divergentes et la compensation de mouvement produisait des images de haute qualité [103]. La Figure 3.2 (A) montre le processus de formation des images B-mode.

Le protocole de formation d'images avec compensation de mouvement était similaire à celui décrit dans [103] : pour générer une image haute résolution, les signaux IQ ont été sommés de manière cohérente après reconstruction par retard et somme et application de compensation de mouvement calculée par imagerie Doppler tissulaire (TDI). On a suivi les grains de speckle sur les images enveloppes réelles log-compressées (contenant 256 échantillons dans la direction transverses et 500 dans la direction radiale) avec et sans compensation de mouvement. Des mesures de STE ont aussi été réalisées à la même cadence d'imagerie avec des images faiblement résolues issues d'une seule onde divergente pour démontrer l'intérêt d'une augmentation de la qualité des images par sommation cohérente. Un échographe clinique GE Vivid q a également été utilisé avec une autre sonde cardiaque de fréquence centrale 2,5 MHz (M4S-RS) et une séquence standard pour les validations *in vitro* et *in vivo*.

Paramètres	Valeurs
Acquisitions	
Fréquence centrale de la sonde	2.5 MHz
Fréquence de répétition des signaux transmis	4500 Hz
Nombre d'éléments de la sonde	64
Taille du secteur angulaire	90 °
Intervalle des angles d'orientation des faisceaux	[-16 : +16]°
Nombre de transmissions	36
Fréquence d'échantillonnage des images	5 MHz

Post Traitement	
Recouvrement pour le MoCo	75%
Cadence d'images B-mode	500 images/s
Ensemble d'images pour le STE	20 images
Cadences d'images pour le STE	500 images/s

Tableau 3.1 – Paramètres d'acquisition et de post-traitement pour les études *in vitro* and *in vivo* avec l'échographe de recherche Verasonics

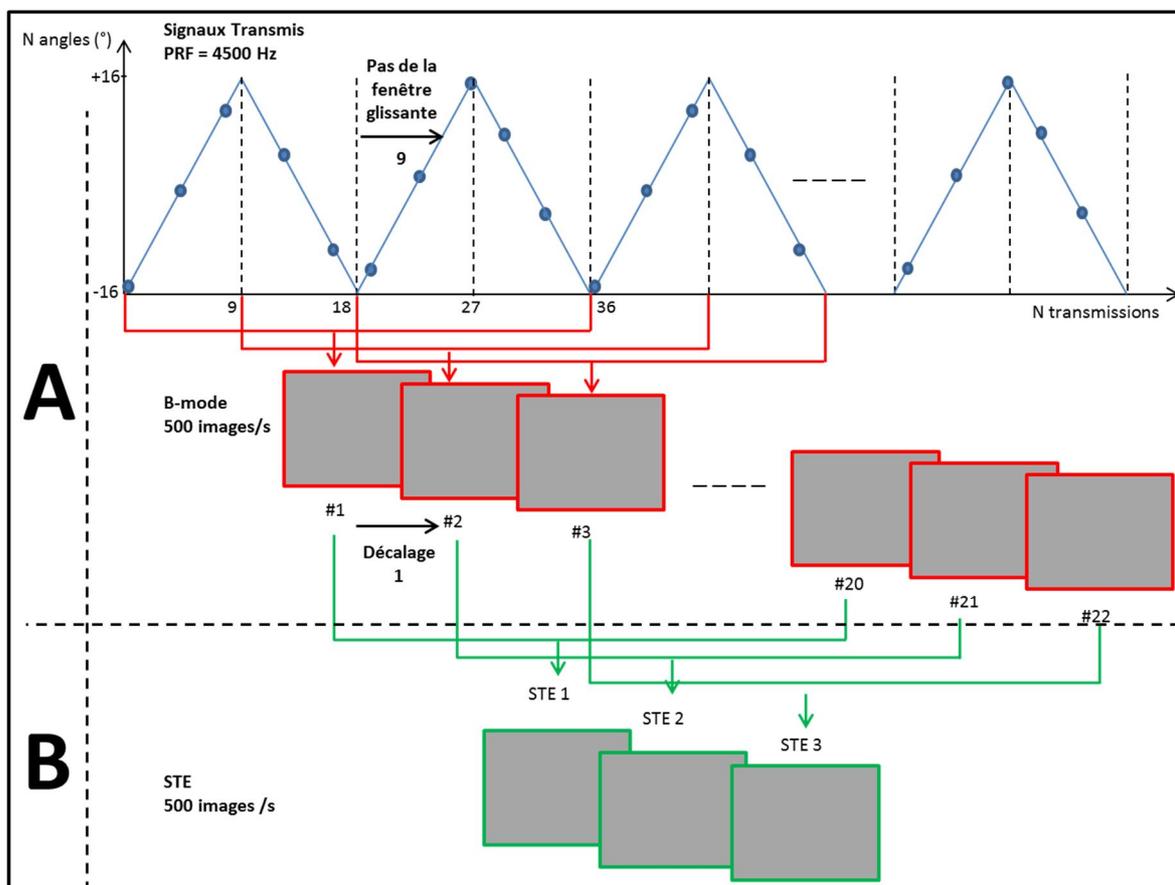


Figure 3.2 – A : processus de sommation cohérente des images. B : processus pour le STE.

3.3.2 Speckle Tracking Échocardiographique (STE)

Le speckle tracking échocardiographique a été réalisé en suivant les grains de speckle par block-matching (mise en correspondance des blocs) puis raffinement subpixelique. Les champs de déplacement attendus étant relativement lisses, avec de faibles variations des gradients spatiaux, nous avons choisi de faire les estimations sur les enveloppes des signaux IQ. L'avantage des signaux IQ est également qu'ils permettent de réduire de moitié le volume de données avec l'échantillonnage en quadrature.

Pour déterminer le mouvement avec une précision de l'ordre du pixel (dont la taille était la demi-longueur d'onde $\times 0,35^\circ$), nous avons utilisé la méthode standard de la corrélation croisée calculée dans l'espace de Fourier décrite en 1.3.3.1. Les paramètres de post-traitement sont rapportés dans le Tableau 3.1. Les images enveloppes réelles polaires (avant la conversion en images cartésiennes) ont

été divisées en petites régions d'intérêt dont la dimension (32×32) correspondait à 1 cm dans la direction radiale et 11 ° dans la direction transverse. Nous avons utilisé des ensembles de 20 images consécutives, en supposant que le mouvement est régulier au cours des acquisitions successives pour calculer la moyenne des 19 matrices de corrélation (corrélation d'ensemble, [69]).

Comme expliqué précédemment, avec une cadence de 500 images/s, une nouvelle image ultrasonore de haute qualité était produite toutes les 2 ms. Ces 2 ms correspondent également au pas temporel entre deux images successives utilisées pour le speckle tracking échocardiographique (STE). Pour calculer l'image STE, l'utilisation d'ensembles de 20 images (lissage glissant) correspond ainsi à un retard de $20 \times 2 \text{ ms} = 40 \text{ ms}$. La déformation longitudinale globale a récemment été étudiée cliniquement pour les quatre chambres cardiaques en échocardiographie à secteur large à 52 ± 6 images / s (avec un système d'imagerie Philips iE33) [85]. Dans cette étude deux images correspondent à $2 \times 1 / 52 = 38,5 \text{ ms}$, ce qui concorde avec notre délai de 40 ms.

La détection du pic de la corrélation normalisée moyenne fournissait d'abord les déplacements avec une précision en pixel. La précision subpixelique des estimations de déplacement a ensuite été obtenue par trois méthodes différentes:

1) Interpolation parabolique du pic de corrélation (décrite en 1.3.3.1) : on suppose que le pic de corrélation décrit un paraboloïde. Trois points ont été utilisés dans les deux directions pour localiser le pic de corrélation à une précision subpixelique ([69], page 160) .

2) Méthode de corrélation de phase (décrite en 1.3.3.2) : les angles de phase du spectre de la corrélation normalisée ont été ajustés à un plan 2-D en utilisant une régression linéaire robuste [71]. Les deux pentes du plan fournissent les deux composantes des vecteurs de déplacement.

3) Flux optique différentiel (décrite en 1.3.3.3) : la méthode de Lucas-Kanade a été utilisée pour résoudre les équations de flux optique sur les enveloppes réelles. Des pondérations de Hanning ont été appliquées dans le problème de moindres carrés pondéré résultant ([117], eq. 8). Les vecteurs de vitesse dérivés de STE ont été post-traités avec un algorithme de régularisation robuste automatique basé sur des transformées discrètes en cosinus [118]. Cet algorithme a été validé avec des champs de vecteurs de vitesse 2-D et 3-D contenant des valeurs bruitées [119]. Pour éviter le lissage subjectif, le paramètre de régularisation a été sélectionné automatiquement en minimisant le score GCV de validation croisée généralisée [118].

3.3.3 Expérience *in vitro*

Des expériences *in vitro* ont été réalisées avec un disque de 10 cm de diamètre, relié à un moteur, tournant à différentes vitesses et plongé dans une cuve d'eau. Les paramètres du montage étaient similaires à ceux utilisés dans l'expérience *in vivo* dans la vue A4C : le bord supérieur était à 2 cm de la sonde et la profondeur de balayage était de 15 cm. Les propriétés acoustiques du disque étaient semblables à celles des tissus, avec la composition suivante: 3% d'agar, 3% de poudre de cellulose Sigmacell, 8% de glycérine et eau. Les vitesses maximales (amplitudes des vitesses aux bords du disque) variaient de 1 à 35 cm/s avec un pas de 1,1 cm/s (vitesse angulaire maximale de 7 rad/s avec un pas de 0,2 rad/s). Les vitesses angulaires ont été choisies pour reproduire les vitesses tissulaires du myocarde gauche qui peuvent atteindre des valeurs allant jusqu'à 30 cm/s chez les athlètes [120]. Les vecteurs de vitesse dérivés de STE ont été comparés aux champs vectoriels de vitesses théoriques donnés par le rayon et la vitesse de rotation du disque. Les erreurs de vitesse ont été calculées à la fois dans les directions radiales et transverses et normalisées par les vitesses aux bords du disque. Les médianes des erreurs normalisées ont été mesurées pour chaque vitesse angulaire.

Les images ont été acquises à la fois avec l'échographe Verasonics en imagerie ultrarapide et avec un échographe clinique GE Vivid q (GE HealthCare) en imagerie standard. En détail, ces mesures ont été réalisées sur les jeux de données suivants :

- Verasonics : 36 ondes divergentes angulées (-16° ; +16°) sans compensation de mouvement, à 500 images/s
- Verasonics : 1 onde divergente non orientée (0°) sans compensation de mouvement, à 500 images/s
- Verasonics : 36 ondes divergentes angulées (-16° ; +16°) avec compensation de mouvement, à 500 images/s
- GE : Imagerie standard focalisée à 70 images/s

3.3.4 Expérience *in vivo*

L'objectif de cette étude *in vivo* était de montrer la faisabilité du speckle tracking échocardiographique à haute cadence d'imagerie avec MoCo. Aucune référence n'existant dans ce domaine, nous avons donc exploité un paramètre global utilisé en clinique pour l'échocardiographie non ultrarapide. Il s'agit de la déformation longitudinale globale (DLG) qui permet de mesurer la déformation globale du myocarde.

Un cardiologue expérimenté (CHUM, Montréal, département d'échocardiographie) a acquis successivement des images échographiques du ventricule gauche en vue A4C avec l'échographe GE et l'échographe Verasonics. Dix sujets sains âgés de 20 à 40 ans ont été inscrits dans le protocole *in vivo* approuvé par le comité d'éthique éthique du CRCHUM (Centre de recherche de l'hôpital de l'Université de Montréal). La séquence d'imagerie GE était une séquence d'émissions focalisées classique pour une cadence d'imagerie variant de 60 à 80 images par seconde. La séquence d'imagerie du Verasonics suit la méthode d'imagerie ultrarapide, basée sur l'émission par ondes divergentes et le MoCo, décrite précédemment. Étant donné que les signaux IQ issus des ondes divergentes ne sont pas reconstruits en temps réel, l'affichage à l'écran avec Verasonics était de mauvaise qualité (pas de MoCo, faible taux de rafraîchissement). Avec l'échographe Verasonics, l'emplacement et l'orientation de la sonde ont donc été ajustés dans un premier temps à l'aide d'une séquence focalisée standard avant de passer à l'acquisition en imagerie ultrarapide. Pour ces 10 paires (GE + Verasonics) d'acquisitions, nous avons calculé les déformations longitudinales globales dérivées du GE et du Verasonics (DLG).

On rappelle que la DLG est un marqueur permettant la caractérisation de la fonction systolique globale du ventricule gauche et est mesurée cliniquement par STE à partir d'une vue apicale du type A4C. Elle reflète la contraction longitudinale relative (en pourcentage) du myocarde. On sait que le pic de la DLG est d'environ -20% chez les sujets normaux [7].

Les DLG dérivées du GE ont été déterminées par un médecin (CHUM, Montréal, département d'échocardiographie) utilisant un poste de travail EchoPAC (GE Healthcare) avec une technique de speckle tracking spécifique propre à GE. Les DLG issues du Verasonics ont été mesurées par STE avec les trois techniques d'estimations de mouvement décrites dans la méthode. Pour chaque sujet, l'endocarde a été délimité manuellement dans la première image B-mode de la série d'imagerie ultrarapide sous la supervision d'un médecin. Ce contour a été suivi automatiquement, d'une image à l'autre, en utilisant les trois techniques d'estimation de mouvement. La déformation longitudinale globale a été estimée par $DLG(t) = 100 [L(t) - \max(L)] / \max(L)$, où $L(t)$ est la longueur longitudinale de la paroi du ventricule gauche à l'instant t . Les dérivées des courbes de DLG ont été corrigées en supposant que la longueur du ventricule gauche devrait revenir à sa longueur d'origine

après un cycle cardiaque complet. Pour le STE clinique, la correction de la dérive est obligatoire pour éliminer les erreurs cumulatives. La dérive a été corrigée par simple régression affine. Les pics de DLG déterminés par une échocardiographie à haute cadence (Verasonics) ont été comparés à ceux retournés par le poste de travail EchoPAC. Les quatre groupes (un dérivé de GE + trois dérivés de Verasonics) ont été comparés à l'aide d'un test de comparaison par paires multiples avec correction de Bonferroni (Matlab, Statistics Toolbox, Mathworks Inc.).

3.4 Résultats

3.4.1 *In vitro*

3.4.1.1 Composition de 36 émissions angulées, sans compensation de mouvement

Lorsque le MoCo n'est pas intégré dans le processus de composition, les erreurs sur les estimations de vitesse atteignent 45% dans la direction radiale aux vitesses de rotation élevées (Figure 3.3 a). Ces erreurs confirment que la sommation directe d'ondes divergentes, sans tenir compte des mouvements inter-images, n'est pas cohérente et ne permet pas d'obtenir un STE aux vitesses élevées. Dans la Figure 3.3, les résultats de corrélation de phase ne sont pas représentés car l'algorithme, sensible au bruit, n'a pas pu calculer l'estimation du mouvement. Sans MoCo, les motifs de speckle ne sont en effet pas conservés en raison de la présence d'interférences destructives. Les motifs de speckle ne sont conservés qu'à de faibles vitesses (Figure 3.4 a) ou à des vitesses élevées au centre des images où les vitesses du disque sont faibles (Figure 3.4 b). Par conséquent, à basses vitesses, les champs de vitesses sont similaires aux valeurs théoriques (Figure 3.4 a), tandis que les champs de vitesses sont totalement erronés à hautes vitesses sans MoCo (Figure 3.4 b).

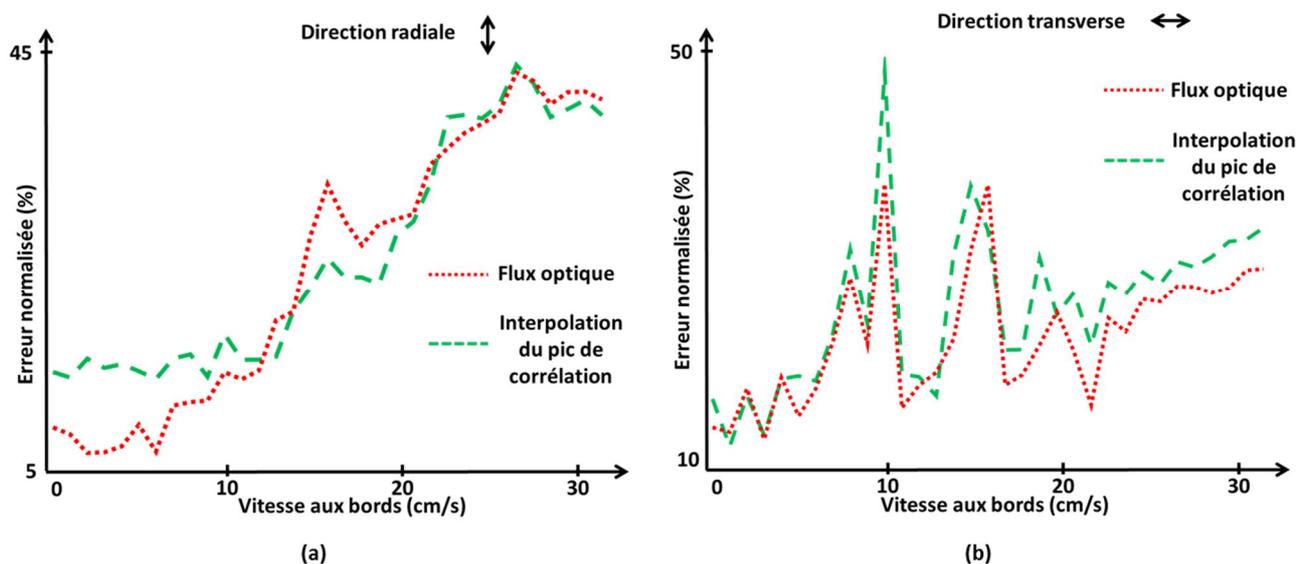


Figure 3.3 – Erreurs normalisées *in vitro* des vitesses (a) radiales et (b) transverse, mesurées par interpolation du pic de corrélation et flux optique lorsque MoCo n'est pas intégré dans le processus de composition. L'abscisse représente la vitesse aux bords du disque. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverse (b) afin de faciliter la représentation.

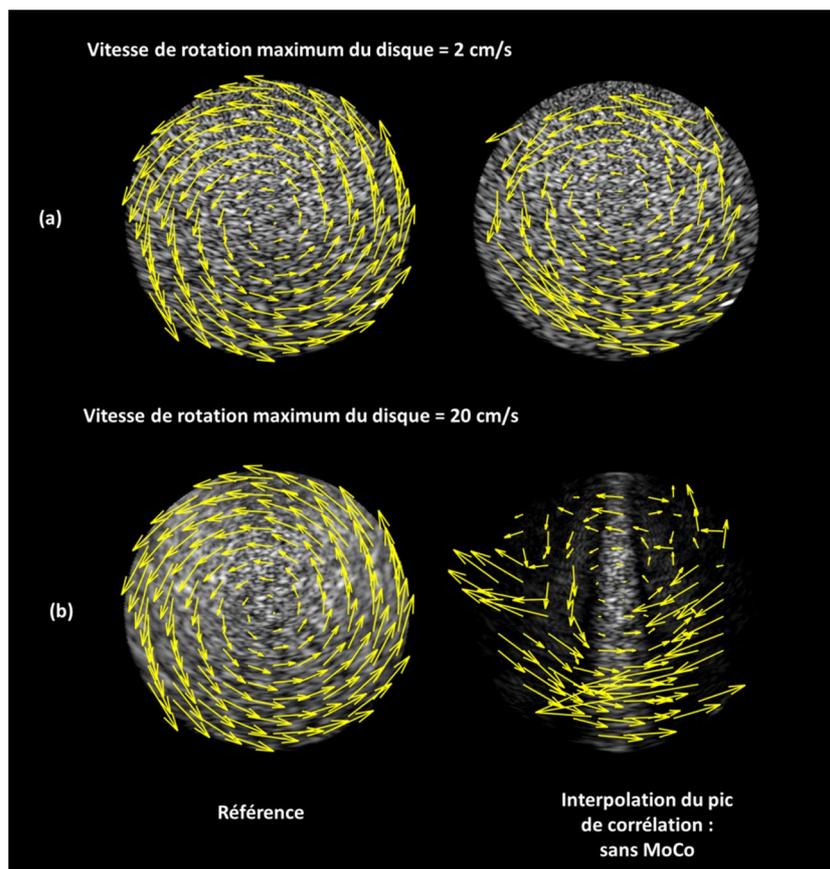


Figure 3.4 – Exemples de champs de vitesse estimés sur le disque tournant avec l’interpolation du pic de corrélation sans MoCo. Les vitesses maximales de rotation du disque étaient de (a) 2 cm/s et de (b) 20 cm/s. Les données n’ont pas été régularisées ici. Des échelles différentes pour les vecteurs de vitesse sont utilisées entre (a) et (b) pour faciliter la comparaison.

3.4.1.2 Une seule émission, sans compensation de mouvement

On présente ici les résultats de STE pour des acquisitions faites à 500 images/s avec une seule émission d’une onde divergente non angulée. Si les erreurs dans la direction radiales (Figure 3.5 a) restent relativement faibles, autour de 5% pour toutes les méthodes à partir de vitesses aux bords de 15 cm/s, elles restent supérieures à 50% dans la direction transverse (Figure 3.5 b) quelles que soient les vitesses du disque et la méthode d’estimation de mouvement utilisée.

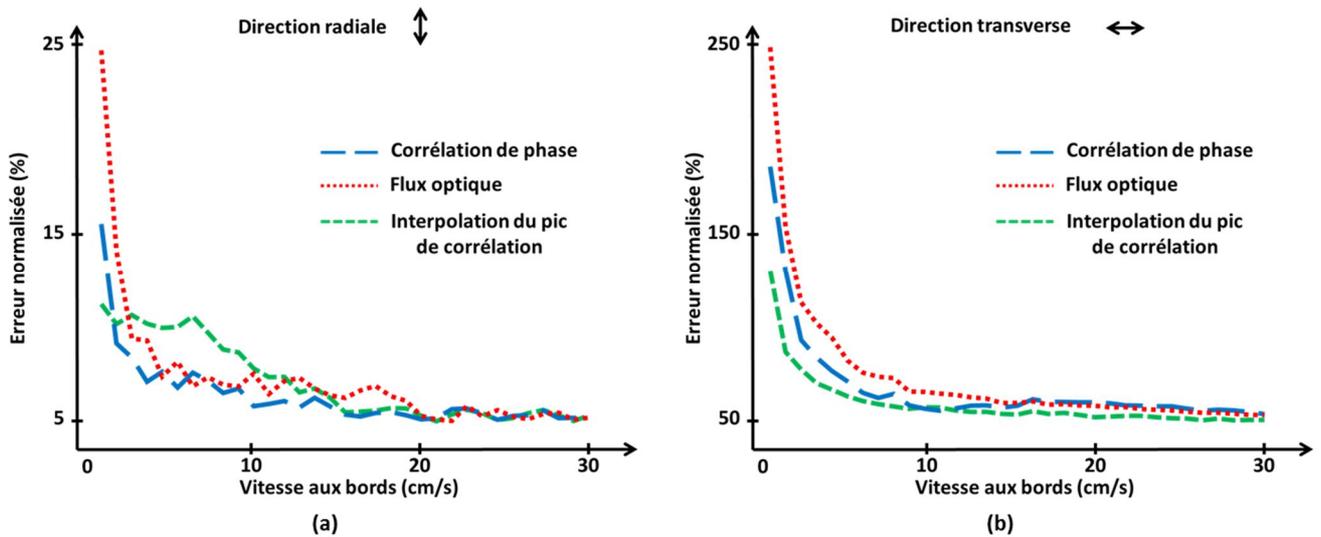


Figure 3.5 – Erreurs normalisées *in vitro* des vitesses (a) radiales et (b) transverses, mesurées par interpolation du pic de corrélation, corrélation de phase et flux optique appliqués sur les images obtenues avec des ondes simples. L'abscisse représente la vitesse aux bords du disque. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.

3.4.1.3 Composition de 36 émissions angulées, avec compensation de mouvement

On décrit enfin les résultats issus de la composition de 36 ondes divergentes orientées, avec compensation de mouvement. Les images des champs de vitesses du disque (Figure 3.6) montrent que le STE a pu estimer la rotation rigide, avec les trois méthodes subpixelliques, lorsque le MoCo est implanté. Les champs de vitesse estimés sont cohérents avec les champs théoriques, mais on observe un biais : le centre est déplacé vers le haut. Ceci peut être dû aux réflexions spéculaires et artefacts à l'interface disque-eau proche de la sonde, à des effets de bords à la surface du disque causés par les régions d'intérêts utilisées et à la dégradation de la résolution transverse avec la profondeur. Comme le montre la Figure 3.7, les erreurs normalisées dans la direction transverses sont supérieures aux erreurs radiales normalisées (limite inférieure = 10% contre 4%). La corrélation de phase donne de meilleurs résultats que les autres méthodes *in vitro* (Figure 3.7): radiale: $4,9 \pm 0,7\%$; transverse : $12,4 \pm 0,7\%$). Pour rappel, lorsque le MoCo n'est pas intégré dans le processus de composition, les erreurs sur les estimations de vitesse atteignent 45% dans la direction radiale lorsque la vitesse de rotation est élevée, ce qui confirme que MoCo est nécessaire pour obtenir un STE élevé. La méthode de flux optique présente également de petites erreurs dans la direction radiale ($5,7 \pm 0,8\%$) mais produit les plus grandes erreurs dans la direction transverse. L'approche d'interpolation du pic de corrélation renvoie les plus grandes erreurs dans la direction radiale, surtout lorsque les vitesses sont faibles. Cette méthode est en effet connue pour être imprécise lorsque l'amplitude des déplacements est de l'ordre de moins de un pixel [121].

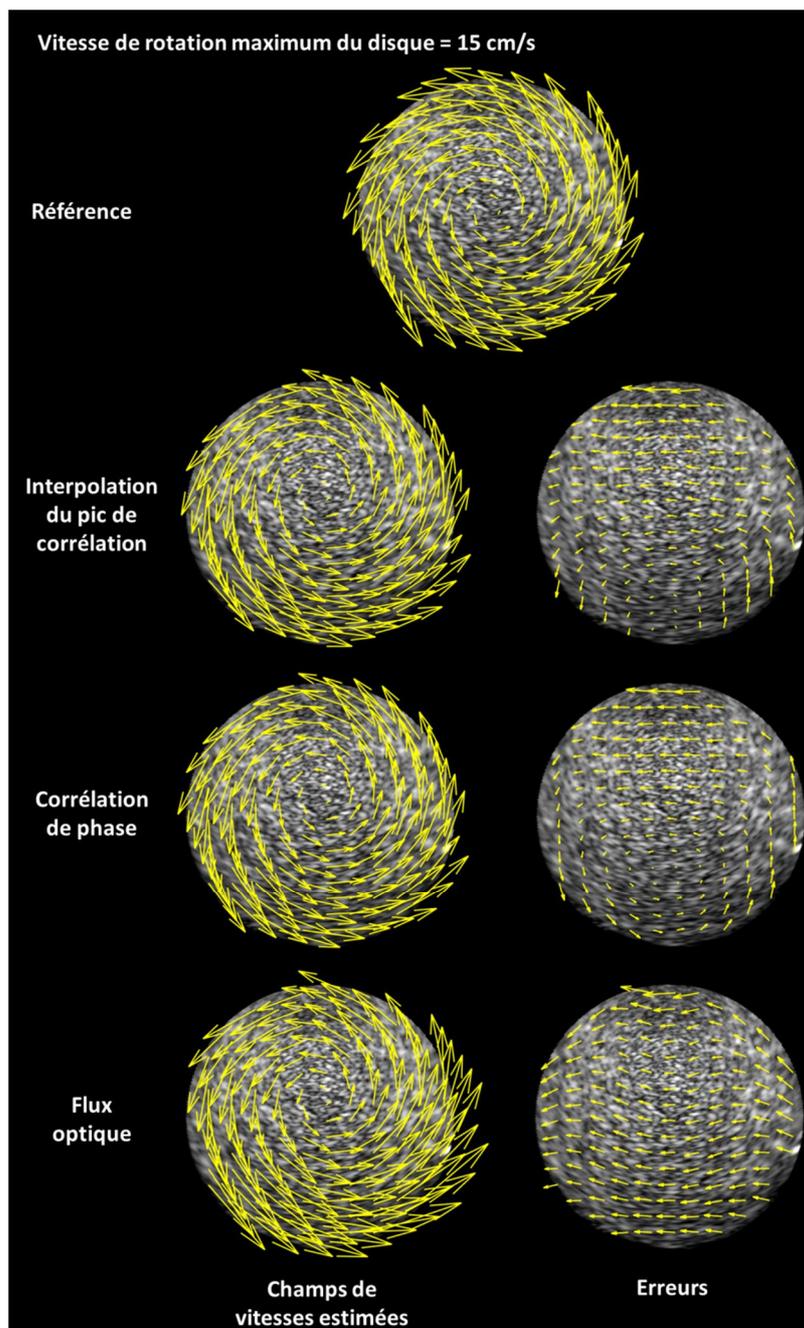


Figure 3.6 – Exemples de champs de vitesse *in vitro* estimés et les erreurs correspondantes (colonne de droite), lorsque la vitesse aux bords du disque est de 15 cm/s. De haut en bas: champs théoriques de vitesses et vitesses estimées par interpolation du pic de corrélation, corrélation de phase et flux optique.

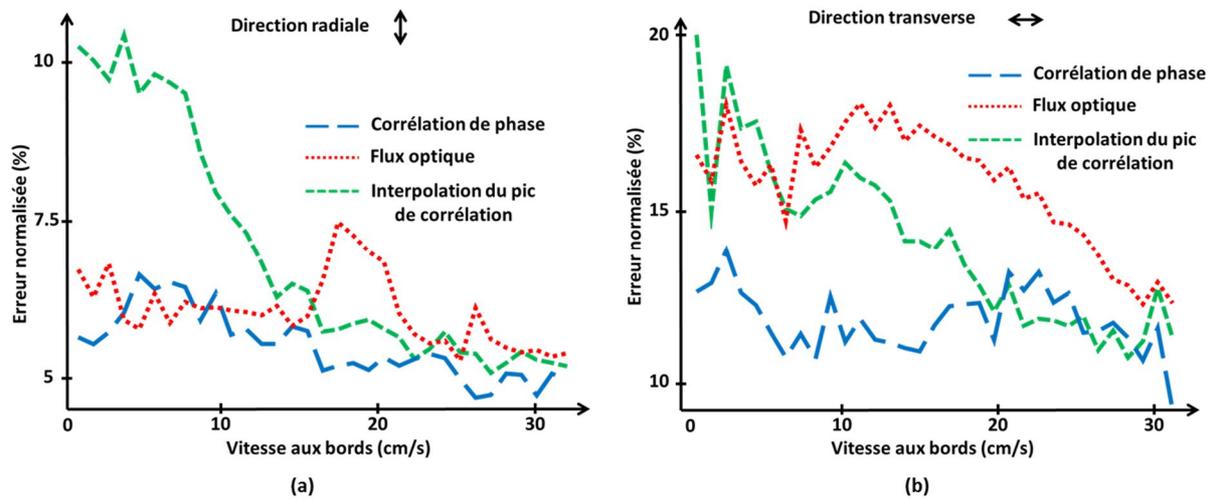


Figure 3.7 – Erreurs normalisées *in vitro* des vitesses dans les directions (a) radiale et (b) transverse, mesurées par l’interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. Les échelles en ordonnée sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.

On compare enfin les résultats issus de l’imagerie ultrarapide avec MoCo à ceux obtenus par une imagerie standard avec l’échographe GE (Figure 3.8). Les erreurs d’estimations de mouvement sont supérieures pour les images issues de la séquence standard du GE dans les directions radiale et transverse. Pour ces deux directions, les erreurs augmentent avec l’augmentation de la vitesse du disque pour la séquence standard tandis qu’elles sont globalement constantes pour la séquence ultrarapide avec MoCo. Dans la direction radiale (Figure 3.8 a), alors que l’erreur maximale pour la séquence avec MoCo est d’environ 5% à 35 cm/s, elle atteint 40% pour la séquence standard. Dans la direction transverse (Figure 3.8 b), alors que l’erreur maximale pour la séquence avec MoCo est de moins de 15% à 35 cm/s, elle atteint 50% pour la séquence standard.

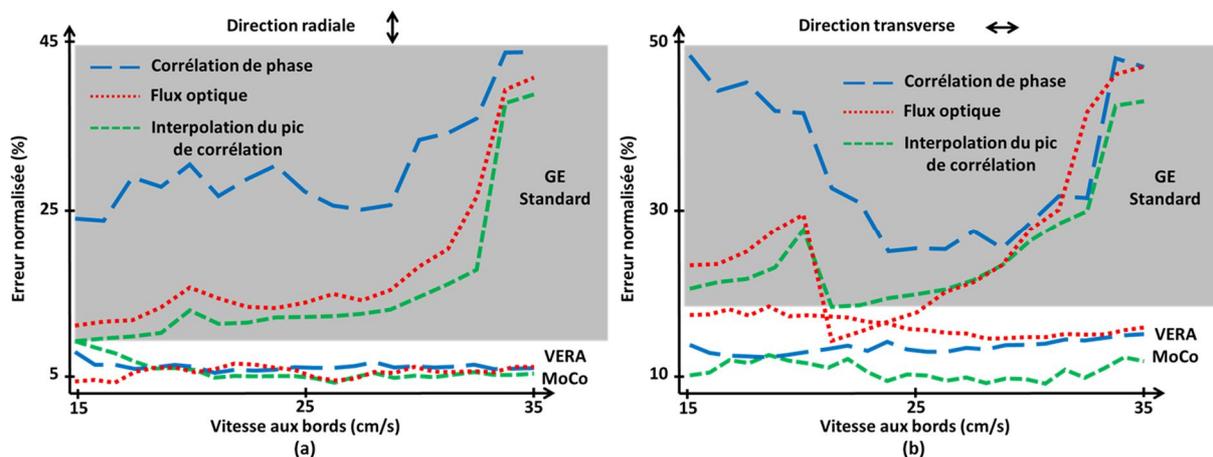


Figure 3.8 – Erreurs normalisées *in vitro* des vitesses dans les directions (a) radiale et (b) transverse, mesurées par l’interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique, par imagerie standard avec le GE, et imagerie ultrarapide avec le Verasonics. Les échelles en ordonnées sont différentes pour les vitesses radiales (a) et transverses (b) afin de faciliter la représentation.

3.4.2 *In vivo*

La Figure 3.9 montre les images des champs de vitesses du ventricule gauche d’un sujet sain pendant la systole (colonne gauche) et la diastole (colonne droite). Les vecteurs de vitesse dérivés des

estimations par interpolation du pic de corrélation et flux optique ont des directions similaires, mais on observe de plus petites amplitudes avec l'interpolation du pic de corrélation. L'approche basée sur la corrélation de phase n'a pas permis de détecter le mouvement cardiaque. Ces observations sont répétées tout au long du cycle cardiaque.

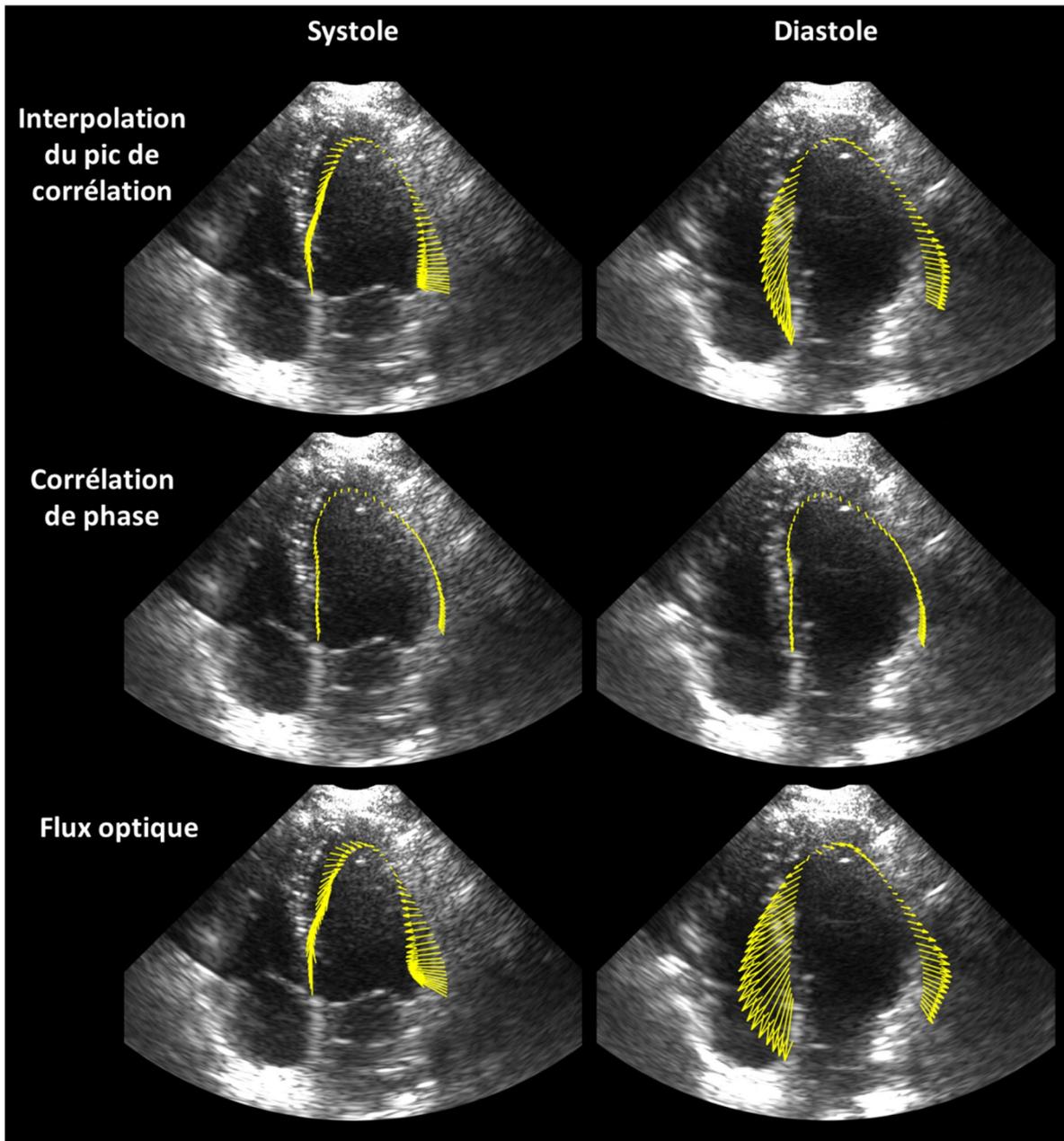


Figure 3.9 – Champs de vitesse du myocarde gauche chez un sujet sain, à gauche, systolique et à droite, diastolique. De haut en bas: images des champs de vitesse dérivés des trois approches d'estimation subpixellique différentes basées sur l'interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique.

Les courbes de DLG du même sujet sont représentées sur la Figure 3.10 et comparées à celles obtenues à partir de l'échographe GE et du poste de travail EchoPAC. En cohérence avec l'observation des images des champs de vitesses de la Figure 3.9, la méthode d'estimation de mouvement subpixellique par flux optique donne la meilleure similarité avec les résultats issus du GE.

L'interpolation du pic de corrélation et la corrélation de phase conduisent à des sous-estimations importantes.

On observe cette tendance chez les dix sujets, comme le montre l'étude statistique sur les pics systoliques de DLG (Figure 3.11). Le flux optique et les méthodes GE ont des valeurs dans la plage normale (environ -20%), alors que les pics de DLG obtenus avec l'interpolation du pic de corrélation et la corrélation de phase sont inférieurs aux valeurs normales. Bien qu'une variance plus grande soit observée dans la méthode du flux optique par rapport à GE, leurs moyennes ne sont pas significativement différentes (valeur $p = 0,33$). Les autres comparaisons par paires montrent des différences significatives des moyennes (valeur $p < 10^{-5}$), ce qui indique que l'interpolation du pic de corrélation et la corrélation de phase ne sont probablement pas adaptées au STE à haute cadence d'imagerie *in vivo*.

La cohérence entre les courbes de DLG extraites de la méthode du flux optique et du GE indique montre la faisabilité du speckle tracking échocardiographique à haute cadence d'imagerie.

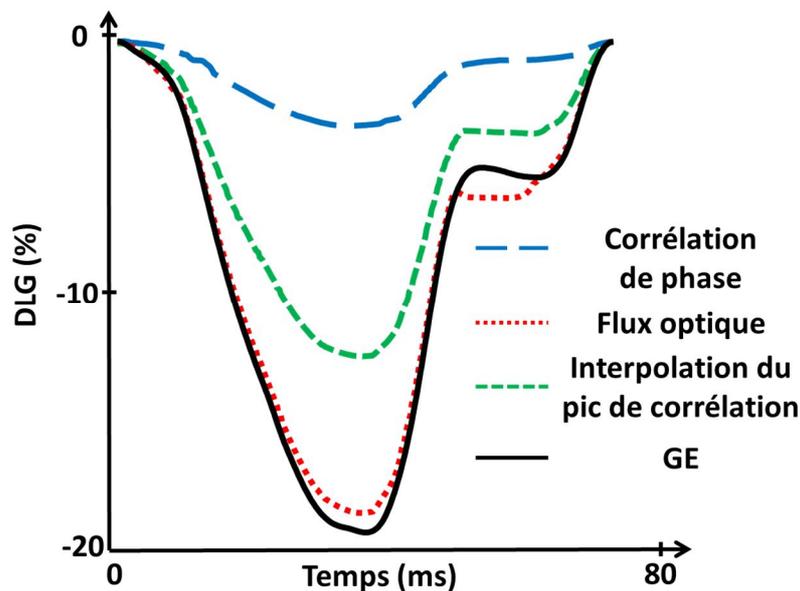


Figure 3.10 – Déformation longitudinale globale (DLG) chez un sujet sain (identique à la Figure 3.9). La DLG a été obtenue à partir de l'estimation du mouvement mesurée par les trois approches d'estimation subpixelique différentes basées sur l'interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. La DLG fournie par l'échographe clinique GE est représentée comme référence.

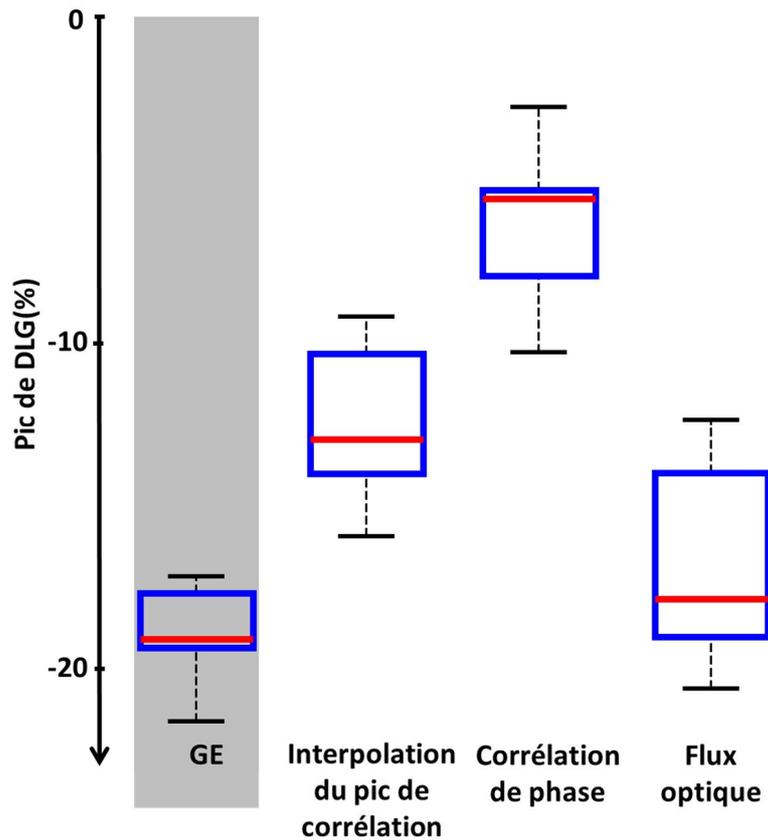


Figure 3.11 - Les distributions des pics de DLG déterminés chez les dix sujets sains par les trois approches d'estimation subpixelique différentes basées sur l'interpolation du pic de corrélation, la corrélation de phase et le flux optique. La distribution de pics de DLG obtenue avec l'échographe clinique GE est représentée comme référence.

3.5 Discussion

Nous avons introduit une nouvelle approche de speckle tracking échocardiographique (STE) à haute cadence d'imagerie basée sur des ondes divergentes orientées, une méthode de compensation de mouvement et un speckle tracking par block matching. Nous avons obtenu un STE à 500 images par seconde avec un secteur d'imagerie de 90° permettant l'observation des quatre chambres cardiaques, soit environ six fois plus élevée que la cadence d'imagerie des échographes cliniques classiques. A noter que la cadence d'imagerie peut être augmentée avec les échographes cliniques, mais au prix d'une réduction du secteur d'observation. L'étude *in vitro* a montré que des amplitudes élevées de la vitesse tissulaire (jusqu'à 30 cm/s) peuvent être mesurées avec notre méthode. L'étude pilote *in vivo* a montré que les déformations longitudinales globales déterminées par la STE en imagerie ultrarapide chez les dix sujets sains étaient cohérentes avec celles mesurées avec un poste de travail commercial. À des cadences d'imagerie très élevées, les déplacements locaux image-à-image peuvent être très faibles. L'estimation de mouvement subpixelique est donc un aspect critique. Trois méthodes classiques ont été testées pour le raffinement subpixelique du speckle tracking. Dans notre étude *in vivo*, l'estimateur de mouvement subpixelique par méthode de flux optique a donné les meilleurs résultats.

En résumé, cette étude de faisabilité démontre que :

- La compensation du mouvement est une condition nécessaire pour le suivi de mouvement myocardique lorsqu'une composition cohérente est impliquée
- Le STE du myocarde est possible à des cadences d'imagerie très élevées
- Des algorithmes robustes pour l'estimation de mouvement subpixelique sont d'une importance capitale lorsque l'on traite des données *in vivo*.

Ces aspects sont discutés ci-dessous.

3.5.1 Signification de la compensation de mouvement pour le speckle tracking échocardiographique à cadence d'imagerie élevée

L'évaluation de la dynamique du myocarde par speckle tracking n'est possible que si les motifs de speckle sont bien conservés, ce qui peut être difficile à des cadences très élevées.

Andersen et al. ont abordé ce problème [86] en introduisant une méthode de suivi de mouvement en plusieurs étapes comprenant: un filtrage spatial et temporel, une détection des motifs de speckle de forte intensité, un suivi de speckles sous contraintes et un lissage final. Ils ont utilisé la technique de «multi-line acquisition» (MLA), décrite en 1.5.1.1.1, avec une réception en parallèle de 16 lignes de l'image [87] pour obtenir des vues A4C du ventricule gauche à 500 images par seconde. Ce processus de suivi complexe était nécessaire pour faire face au contraste relativement faible de leurs images (pas de composition cohérente d'ondes orientées). Dans cette étude de faisabilité originale, l'approche testée sur dix sujets sains a confirmé que le speckle tracking était possible pour l'échocardiographie à haute cadence d'imagerie.

Dans notre étude, nous avons obtenu des images de haute qualité en secteur angulaire large des quatre chambres cardiaques à 500 images par seconde. Comme expliqué précédemment, le mouvement radial a été compensé lors d'une composition cohérente pour éliminer les interférences destructives dues aux mouvements importants du myocarde. La compensation de mouvement (MoCo) a été réalisée à l'aide d'une méthode originale basé sur le Doppler tissulaire [103]. En l'absence de MoCo, des pertes de signaux significatives ont été discernées dans les images B-mode (Figure 3.4 b), en particulier aux hautes vitesses, pendant les pics de la diastole et de la systole par exemple, ce qui compromet le suivi des grains de speckle dans le myocarde. Dans cette étude, nous avons démontré à la fois *in vitro* et *in vivo* que la préservation des motifs de speckle grâce au MoCo permet une estimation précise du mouvement cardiaque à des cadences d'imagerie élevées avec un algorithme de block matching subpixelique standard. Cela a été confirmé par les courbes de DLG (déformation longitudinale globale) obtenues avec l'estimateur de mouvement par flux optique chez dix sujets sains en utilisant un échographe de recherche Verasonics.

Par conséquent, l'intégration du MoCo est une condition nécessaire pour le STE en imagerie ultrarapide lorsqu'une composition cohérente est requise. Étant donné que l'approche multi-line-transmit (MLT), décrite en 1.5.1.1.2, ne requiert pas de composition d'images [88] [90], la compensation de mouvement n'est pas nécessaire avec ce schéma d'émission. Il serait intéressant d'étudier l'impact de la formation d'image par MLT sur le STE.

De plus, l'étude *in vitro* a montré que pour l'évaluation des hautes vitesses, l'imagerie standard focalisée est beaucoup moins robuste que l'imagerie ultrarapide avec compensation de mouvement (Figure 3.8). Ces résultats confirment l'intérêt de développer des méthodes d'imagerie ultrarapide pour l'évaluation des mouvements myocardiques rapides.

3.5.2 Comparaison des algorithmes de speckle tracking

Trois méthodes de base de block matching subpixelique ont été testées, avec des paramètres d'entrée similaires *in vitro* et *in vivo*, c'est-à-dire une taille identique des fenêtres d'estimation, le même nombre d'images de l'ensemble considéré pour la corrélation croisée normalisée et le même recouvrement.

Des différences significatives ont été observées entre les résultats *in vitro* et *in vivo*, conduisant à des conclusions contradictoires. L'approche basée sur la phase était la plus précise *in vitro*, quelle que soit la vitesse de rotation. Cependant, elle était inefficace *in vivo*. Le montage du disque tournant utilisé qui fournit des images B-mode à haut contraste et rapport signal sur bruit, ne permet pas de mouvement hors-plan, et garantit des mouvements rigides (pas de déformation) et stables (pas d'accélération). Ces conditions idéales ne sont évidemment pas assurées *in vivo*. De plus, les images *in vivo* présentent des artefacts classiques rencontrés en imagerie ultrasonore médicale, principalement dus au chemin de propagation et à l'atténuation dans les tissus.

Ces disparités expliquent en grande partie les résultats contradictoires observés dans nos expériences, notamment en ce qui concerne la corrélation de phase. Les algorithmes basés sur des phases sont en effet très sensibles au bruit [71]. Selon nos résultats, il est donc probable que les approches basées sur des phases ne soient pas adaptées au STE à haute cadence d'imagerie. Cette conclusion confirme les résultats présentés précédemment pour la caractérisation du mouvement cardiaque par imagerie ultrarapide, marquage par oscillations transverses et estimateur basé sur la phase. Un certain nombre d'approches numériques ont été introduites pour diminuer les effets du bruit sur la corrélation de phase [122], [123]. Dans notre étude nous nous sommes cependant seulement concentrés sur la comparaison des trois techniques d'estimation de mouvement dans leur implémentation la plus basique.

La méthode basée sur l'interpolation du pic de corrélation a constamment sous-estimé les déplacements à la fois *in vitro* et *in vivo*. Cela s'explique par l'effet de "peak-locking", décrivant la tendance de l'interpolation du pic de corrélation à présenter un biais vers des valeurs entières de pixels [124]. Dans notre étude, les déplacements mesurés étaient tous inférieurs à 0,5 pixel dans la direction transverse; l'effet de "peak-locking" induit ainsi un biais constant des estimations vers zéro. Bien que d'autres modèles d'interpolation existent (paraboloïde, gaussien, centroïde, etc.), ils sont également tous sensibles à l'effet de "peak-locking". Des approches consistant à prendre des écarts inter-images variables pour l'estimation de mouvement (multi-lag) pourraient être testées pour réduire cet effet.

Dans notre étude, l'approche du flux optique différentiel a donné les courbes de DLG les plus précises sur les dix sujets sains (Figure 3.10). Elles étaient les seules à ne pas présenter de différences significatives avec celles obtenues par l'échographe clinique GE et le poste de travail EchoPAC (Figure 3.11), bien que l'on note une plus grande variance et une sous-estimation. Ces résultats confirment bien que les motifs de speckle du myocarde ont été bien préservés lors de l'imagerie par ondes divergentes avec la formation voies intégrant le MoCo.

3.5.3 Améliorations possibles de la méthode du flux optique

L'utilisation de l'échocardiographie ultrarapide nous a permis de mettre en œuvre des algorithmes basés sur de grands ensembles d'images successives (20 images) pour la corrélation normalisée dans un premier temps, la corrélation de phase et le flux optique.

Comme nous l'avons déjà mentionné, la méthode de flux optique différentielle a fourni les meilleurs résultats. Dans cette étude, nous avons utilisé l'approche locale de Lucas-Kanade sous sa forme la plus

simple, valable pour des translations locales rigides. Des améliorations peuvent être imaginées pour cette méthode. Des modèles paramétriques pourraient être intégrés pour potentiellement améliorer l'estimation du mouvement, par exemple ceux qui supposent des mouvements localement affines [125]. En particulier, cette approche a été utilisée dans l'élastographie vasculaire [126], [127]. Puisque le champ de la vitesse du myocarde est relativement exempt de hauts gradients spatiaux, une méthode de régularisation globale de type Horn-Schunk [128] pourrait également augmenter la robustesse de l'estimation. De plus, comme le Doppler tissulaire est calculé pendant le processus du MoCo, il pourrait être combiné avec la mesure du flux optique dans un problème d'optimisation comme dans [129]. Une contrainte supplémentaire basée sur le Doppler tissulaire pourrait très probablement réduire les biais de mesures. Enfin, l'ajout de contraintes physiologiques ou de modèles de déformation [130] pourrait réduire davantage les erreurs dues aux mouvements hors-plan, par exemple.

3.5.4 Déformation globale longitudinale - DLG

Cette validation par la déformation longitudinale globale (DLG) reste globale et il aurait été intéressant de proposer un protocole clinique rigoureux avec des acquisitions simultanées avec GE et le Verasonics afin de comparer directement les cartes de champ de vitesses, comme pour la validation *in vitro*. Nous reconnaissons que la DLG n'est pas aussi complète que la carte de champ de vitesses pour évaluer un estimateur de mouvement car il s'agit d'un simple paramètre scalaire. La comparaison des cartes de vecteurs de vitesse obtenues avec le GE contre celles dérivées des images de Verasonics aurait nécessité l'utilisation de méthodes de recalage temporel et spatial non rigides. Cette approche reste très délicate dans la pratique pour les raisons suivantes :

- Il était difficile pour le médecin expérimenté d'obtenir des vues échocardiographiques similaires (Figure 3.12) en raison de la mauvaise qualité de l'affichage en temps réel avec le Verasonics.
- Le rythme cardiaque diminue au fur et à mesure de l'examen pour les patients en position couché, ce qui biaiserait une comparaison directe de carte de vecteurs de vitesses extraites d'acquisitions obtenues à des temps différents.
- Les cadences d'imagerie étaient significativement différentes entre le GE et le Verasonics.

La DLG que nous avons calculée *in vivo* avec notre méthode reste dérivée des estimés de vitesses entre les images. Il est important de rappeler que la DLG est le seul paramètre de déformation myocardique robuste qui peut être utilisé dans la pratique clinique [10]. Nous avons donc décidé d'utiliser cette métrique globale, seule façon d'obtenir des résultats reproductibles.

Les courbes et les pics de la DLG étaient concordants avec ceux retournés par l'échographe clinique GE (Figure 3.10 et Figure 3.11), validant notre étude de faisabilité.

Il serait intéressant de tester notre approche pour déterminer non plus la DLG mais les déformations longitudinales locales pour permettre de l'imagerie ultrarapide des déformations locales. Cela serait particulièrement pertinent pour l'imagerie de déformation simultanée dans les quatre chambres cardiaques, où des secteurs profonds et larges sont nécessaires au détriment de la fréquence d'images [85]. L'imagerie des déformations à haute cadence peut également être importante dans l'échocardiographie de stress où les battements cardiaques sont d'environ 120 battements par minutes. Nous envisageons d'aborder ces sujets dans une nouvelle étude avec un fantôme *in vitro* compatible avec l'IRM [131], qui reproduit le rétrécissement, la torsion et la contraction myocardiques pendant la systole.

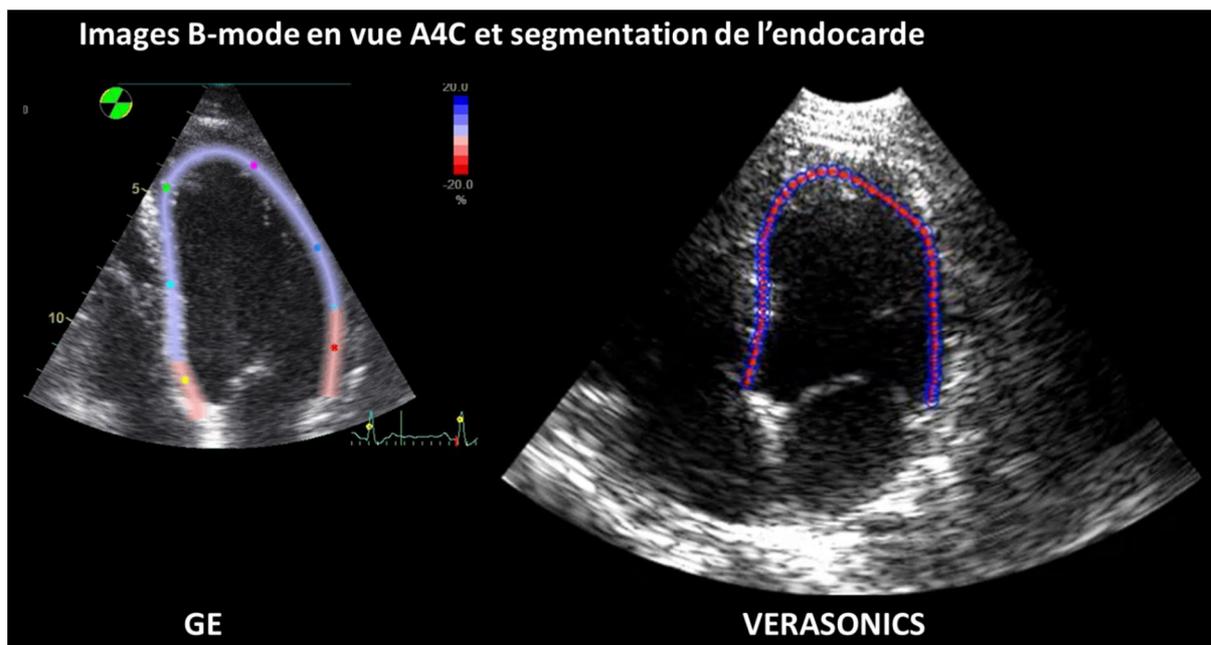


Figure 3.12 – Comparaison des images mode-B du ventricule gauche en vue apicale-quatre chambres avec segmentation de l'endocarde pour illustrer la difficulté de faire concorder les acquisitions, à gauche, du GE et à droite, du Verasonics, afin de comparer les cartes de champ de vitesses.

3.6 Conclusion

Nous avons présenté dans cette étude une méthode innovante basée sur la combinaison de la compensation de mouvement (MoCo) et du speckle tracking pour réaliser du speckle tracking échocardiographique (STE) du ventricule gauche à haute cadence d'imagerie. Des images de champ de vitesses du muscle cardiaque ont été générées avec trois approches communes de block matching pour une estimation subpixellique. Le raffinement subpixellique basé sur le flux optique différentiel a été le plus robuste dans notre étude sur le ventricule gauche chez dix sujets sains et a permis un STE précis. Ces travaux illustrent que la composition cohérente avec MoCo préserve les motifs de speckle et permet de réaliser un suivi efficace de ces motifs. Ces résultats prometteurs nous ont encouragés à démarrer une nouvelle étude pour étendre la méthode à l'échocardiographie ultrarapide tridimensionnelle.

Chapitre 4.

Echocardiographie ultrarapide 3-D basée sur la méthode de compensation de mouvement (3-D MoCo)

4.1 Introduction et Motivation

Nous avons présenté, dans le chapitre précédent, une nouvelle approche de speckle tracking échocardiographique (STE) du ventricule gauche à haute cadence d'imagerie, pour étudier en 2-D la fonction cardiaque. Pour caractériser véritablement les structures anatomiques et les événements cardiaques 3-D, l'imagerie 3D est nécessaire.

Les premiers enregistrements des images ultrasonores 3-D du cœur ont été réalisés dans les années 1970 avec l'acquisition d'images 2-D post-traitées pour créer une image 3-D [132]. Le premier échographe 3-D en temps réel pour l'échographie cardiaque est apparu dans les années 1990 [133]. Les échographes cliniques existants sont basés sur des transmissions focalisées des faisceaux ultrasonores et nécessitent des acquisitions successives de petits volumes pendant des battements cardiaques consécutifs, pour obtenir des images 3-D complètes du cœur. Il n'est pas simple d'inclure cet examen en routine clinique car il est fastidieux pour le cardiologue, qui doit assembler et traiter ces volumes en post-traitement, et inconfortable pour le patient à qui il est demandé de retenir sa respiration pendant plusieurs secondes lors de l'acquisition. La résolution temporelle relativement faible de l'échocardiographie 3-D conventionnelle, de l'ordre de quelques volumes par seconde, limite ainsi les applications quantitatives comme l'imagerie Doppler tissulaire ou l'imagerie de déformation. L'échocardiographie ultrarapide 3-D pourrait fournir une résolution spatiale et temporelle suffisante pour l'imagerie du myocarde complet en un seul battement cardiaque.

Au cours des dernières années, l'échocardiographie ultrarapide a d'abord été développée pour l'imagerie bidimensionnelle avec l'introduction de méthodes basées sur des faisceaux de transmission focalisés et non focalisés, comme vu aux chapitres précédents. En particulier, la méthode d'imagerie par ondes divergentes et compensation de mouvement MoCo [103] a montré son intérêt pour limiter les artefacts des lobes secondaires, améliorant ainsi la qualité des images en échocardiographie transthoracique. Sa faisabilité pour le STE à haute cadence d'imagerie a également été validée au chapitre précédent. La généralisation de cette méthode de compensation de mouvement en 3-D (MoCo 3-D) pourrait être prometteuse pour permettre l'échocardiographie ultrarapide 3-D. La généralisation en trois dimensions des méthodes basées sur l'émission multiple de signaux focalisés (MLT) [90] fait également partie des approches à fort potentiel pour l'échographie cardiaque ultrarapide 3-D [104].

Dans cette partie, nous présentons d'abord les techniques d'imagerie ultrarapide 3-D basées sur les transmissions de faisceaux focalisés ou divergents. La méthode du MoCo 3-D pour l'échocardiographie 3-D à haute cadence d'imagerie, en utilisant la composition cohérente d'ondes divergentes sphériques, est présentée. Cette approche a été évaluée *in vitro* à l'aide d'un disque tournant avec des valeurs de vitesse maximales aux bords allant de 1 à 24 cm / s. Les signaux ont été obtenus avec quatre échographes de recherche Verasonics combinés pour obtenir 1024 canaux et une sonde matricielle 2-D (32 × 32 éléments). Les enjeux de cette étude préliminaire sont à la fois théoriques, avec la validation d'une nouvelle méthode, et technologiques avec la synchronisation pour la première fois en imagerie ultrasonore de quatre systèmes Verasonics [134].

4.2 Méthode : imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D par onde divergente et compensation de mouvement

4.2.1 Imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D, rappel de l'état de l'art

4.2.1.1 Imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D basée sur les ondes focalisées

Comme évoqué précédemment, l'imagerie ultrasonore 3-D conventionnelle est basée sur la juxtaposition de petits volumes successifs. La cadence d'imagerie pour l'échocardiographie cardiaque est alors limitée en général à moins de dix volumes par battement cardiaque. La cadence d'imagerie peut être augmentée en rétrécissant le champ de vision ou diminuer la densité des lignes de transmissions, ce qui implique de réduire le nombre de signaux émis. Dans tous les cas, l'augmentation de la cadence d'imagerie s'accompagne d'un compromis en termes de qualité d'image : réduction de la taille du secteur ou réduction de la résolution spatiale.

Nous avons présenté, en introduction, deux méthodes, souvent combinées afin d'augmenter la cadence d'imagerie en émission focalisée sans perte de qualité en termes de taille de secteur et résolution spatiale : « multi-line acquisition » (MLA) et « multi-line transmit » (MLT). Avec le MLA, pour chaque tir focalisé, plusieurs lignes en parallèle sont reconstruites au lieu d'une seule [87], tandis qu'avec le MLT, plusieurs faisceaux focalisés dans des directions différentes sont transmis simultanément [88]. La combinaison de ces deux approches a montré son intérêt, très récemment seulement, pour l'application à l'imagerie cardiaque avec une augmentation d'un facteur 16 des cadences d'imagerie [90].

L'extension en 3-D du MLT est apparue récemment avec des premiers résultats en simulation [104], [135] ou expérimentaux [136], bien que ces derniers soient basés sur une génération synthétique des signaux MLT par sommation des données brutes avant formation des images.

La première mise en œuvre d'une approche expérimentale, en temps réel, de MLT 3-D a été présentée par une équipe de CREATIS [137] avec quatre échographes de recherche Verasonics combinés pour obtenir 1024 canaux et une sonde matricielle (32×32 éléments). Le principe d'acquisition est le suivant :

- Définition d'un volume à scanner de $N \times N$ secteurs angulaires en azimut et élévation.
- Balayage du volume avec les N secteurs angulaires successifs en azimut.
- Pour chacun des secteurs angulaires en azimut, transmissions successives de $T = N / M$ signaux contenant M signaux focalisés simultanés dans la direction de l'élévation.
- Nombre total d'émissions pour imager l'ensemble du volume : $E = N \times T$.

Des séquences d'émissions de $M = 4$ à 16 transmissions simultanées ont été testées pour reconstruire des volumes de $N \times N = 32 \times 32$ secteurs angulaires de 60° en azimut et élévation. La Figure 4.1 décrit le processus d'acquisition pour un secteur angulaire de $N = 32$ angles, avec $T = 4$ transmissions successives de $M = 8$ signaux focalisés simultanés [137]. Avec ces paramètres, $E = 32 \times 4 = 128$ émissions ont permis de reconstruire le volume total à imager. Des signaux focalisés multiples ont pu être émis simultanément en appliquant pour chaque élément de la sonde une superposition de fronts d'ondes de formes différentes. Les systèmes Verasonics permettent à l'utilisateur de définir des formes de fronts d'onde arbitraires en utilisant des codes d'impulsions [138]. Avec ce type d'approche, plus le nombre de transmissions multiples augmente, plus le nombre de fronts d'onde différents à superposer augmente. En conséquence, l'impulsion qui code la forme du front d'onde résultant devient plus

complexe, nécessitant de longues séquences de transmission qui compromettent la sécurité (thermique) des milieux imagés et l'intégrité de la sonde. Une solution proposée pour résoudre les problèmes de sécurité a été d'utiliser des formes d'ondes courtes en transmission : cette approche a permis d'améliorer la résolution dans la direction radiale mais a dégradé le contraste des images. La principale limite en termes de qualité d'image était observée proche de la sonde à cause des interférences entre les différents fronts d'ondes émis simultanément. Cet effet était d'autant plus observable que le nombre M de transmissions simultanées était grand. L'étude a finalement montré qu'avec l'utilisation de $M = 4$ signaux focalisés multiples la qualité d'image des volumes obtenus était similaire à l'imagerie ultrasonore 3-D focalisée, en termes de contraste et résolution, avec un gain de facteur 4 en termes de cadence d'imagerie. Ces travaux ont été étendus à la mesure de Doppler tissulaire 3-D en échocardiographie ultrarapide : les premiers résultats *in vitro* démontrent la faisabilité du MLT 3-D pour l'imagerie Doppler tissulaire ultrarapide en 3-D.

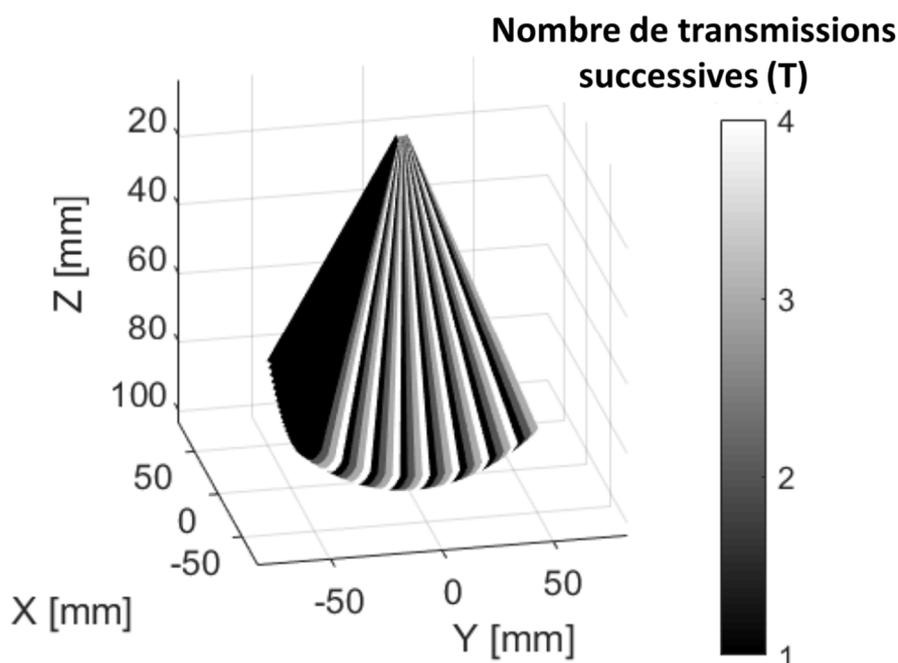


Figure 4.1 – Schéma de transmission : $T = 4$ transmissions successives de $M = 8$ signaux focalisés pour reconstruire un secteur entier ($N = 32$) en élévation pour une valeur d'azimut donnée. Pour un volume entier de $N = 32$ secteurs en azimut, l'opération est répétée 32 fois [137].

En conclusion, les limites de ces premières études sur l'imagerie 3-D basée sur les ondes focalisées sont les suivantes :

- Secteur angulaire limité à 60° : augmenter à 90° ferait baisser la cadence d'imagerie ou la densité du maillage angulaire.
- Complexité des fronts d'ondes, gérée avec des impulsions courtes pour éviter l'échauffement des milieux : baisse de qualité en termes de contraste.
- Effets d'interférences des signaux émis dus aux transmissions multiples = dégradation des images.

Ces études préliminaires présentent tout de même les premiers résultats prometteurs *in vitro* pour le MLT 3-D et laissent à penser que cette technique fera l'objet de prochaines validations pour l'échocardiographie ultrarapide 3-D. La seconde approche à fort potentiel décrite ci-après repose sur l'imagerie 3-D par ondes non focalisées mais divergentes.

4.2.1.2 Imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D basée sur les ondes divergentes

Une méthode d'imagerie 3-D fondée sur des ondes divergentes a récemment été proposée [105]. Cette approche consiste à transmettre des ondes divergentes sphériques avec une sonde matricielle 2-D. Dans [105], un certain nombre de sources virtuelles uniformément réparties ont été considérées avec des sous-ouvertures de 16×16 éléments physiques en émission. Lors de ces travaux, si tous les éléments étaient actifs en réception, seule une partie était utilisée en émission. Dans cette étude, le contraste et la résolution spatiale des images B-mode ont atteint un plateau avec 81 sources virtuelles en émission. La transmission d'une seule onde divergente a également été évaluée pour mesurer le flux sanguin du cœur par imagerie Doppler ultrarapide et pour l'estimation du mouvement de la carotide par imagerie Doppler tissulaire. Ces applications quantitatives in vivo se limitant à l'émission d'une seule onde, les approches de compensation de mouvement n'ont pas été évaluées.

Nous proposons ici d'utiliser tous les éléments du transducteur lors de l'émission et de la réception. Les emplacements des sources virtuelles sont choisis pour transmettre des faisceaux divergents dans un large secteur angulaire de 90° . Comme précédemment, chaque image 3-D faiblement résolue avant sommation est formée par méthode de retard et somme dans un repère de coordonnées sphériques avec comme origine la source virtuelle du faisceau central non angulé. Pour la première fois en imagerie ultrasonore 3-D, une approche de compensation de mouvement (MoCo 3-D) a été intégrée dans le processus de composition afin d'optimiser la qualité de l'image. À cette fin, le MoCo [103] a été généralisé en 3-D et les angles d'inclinaison ont été définis à l'aide d'un arrangement spécifique, comme expliqué maintenant.

4.2.2 Compensation de mouvement et sommation cohérente 3-D

4.2.2.1 Rappel : MoCo 2-D

On rappelle que la compensation de mouvement est essentielle en imagerie cardiaque ultrarapide par ondes divergentes. En effet, des retards de phase importants peuvent apparaître entre les images successives en raison des vitesses tissulaires rapides dans le myocarde. En conséquence, des interférences destructives peuvent être produites si le mouvement est ignoré pendant le processus de composition. La méthode de compensation de mouvement 2-D utilisée dans le chapitre précédent garantit la cohérence lors de la sommation de plusieurs signaux IQ distincts. Cette approche est basée sur l'imagerie Doppler tissulaire et des schémas triangulaires des angles d'inclinaison des N faisceaux transmis [103]. Le Doppler tissulaire est utilisé pour calculer les retards de phase dus aux mouvements dans les directions radiales. Les vitesses Doppler sont estimées à partir de deux autocorrélations, en utilisant $N / 2$ signaux IQ correspondant aux phases ascendante et descendante de la séquence triangulaire. Le déplacement final est dérivé de la phase du produit de ces deux autocorrélations. Avec cette approche triangulaire, des mouvements opposés des lobes secondaires sont observés pour chacune des deux phases de la séquence triangulaire. Les artefacts de mouvement générés par ces lobes secondaires sont ainsi annulés dans la phase du produit des autocorrélations. En résumé, les angles d'inclinaison doivent être choisis pour :

- Assurer une transmission suffisante d'énergie dans un secteur angulaire large.
- Garantir la corrélation entre les images successives pour l'imagerie Doppler tissulaire.
- Éliminer les effets des lobes secondaires.

4.2.2.2 Généralisation au MoCo 3-D

N sources virtuelles ont été positionnées derrière la sonde pour générer N ondes sphériques divergentes orientées successives, sur un secteur angulaire de 90° , et les combiner (Figure 4.2). La séquence des N angles successifs d'émission, décrite dans la suite, a permis de transmettre de l'énergie

dans un volume de large secteur angulaire (90°) en élévation (E, direction X) et azimut (A, direction Y). A partir des N transmissions d'ondes divergentes, N volumes 3-D ont été reconstruits par retard et somme. Chaque volume a été reconstruit sur un repère sphérique ayant comme origine la source virtuelle pour le faisceau non orienté dans les directions des angles E et A (angles de 0°).

Le MoCo 3-D repose, comme le MoCo 2-D, sur l'estimation des décalages de phase des N signaux reçus, dus aux mouvements dans la direction de propagation des faisceaux. Ces délais ont été déterminés de la même façon que pour le MoCo 2-D, par estimation Doppler sur des images IQ 2-D correspondant à des surfaces dont l'angle A (respectivement E) dans le repère est constant. Un balayage de cette estimation Doppler sur des secteurs 2-D suivant la direction d'angle E (respectivement A) a permis d'obtenir les déplacements pour chaque point du volume. Pour chaque secteur 2-D, cette estimation a été réalisée par autocorrélation du signal à partir d'un ensemble N d'images IQ. Après balayage du milieu, on a obtenu à partir de N volumes, un unique volume contenant les déplacements Doppler qui décrivaient les mouvements radiaux des tissus. Ces déplacements radiaux étaient supposés réguliers dans le temps, sur la durée d'acquisition des N signaux successifs, et ont permis de reconstruire le volume compensé par MoCo 3-D.

Les angles d'inclinaison définis en élévation (E) et azimut (A) ont suivi deux schémas triangulaires avec les mêmes contraintes que pour le MoCo 2-D. Les conditions suivantes ont été remplies :

- les angles E et A ont été distribués de manière homogène et symétrique pour assurer une résolution spatiale élevée.
- les écarts angulaires étaient faibles d'une acquisition à l'autre, conservant la corrélation entre les images successives pour une imagerie Doppler tissulaire précise.
- les angles E et A ont augmenté, puis ont diminué linéairement pour éliminer les artefacts des lobes secondaires pendant le produit des autocorrélations.

La Figure 4.3 représente les séquences angulaires, et la Figure 4.4 une projection des positions des sources virtuelles dans un plan en arrière de la sonde. Avec cette configuration, l'énergie acoustique a été transmise dans un large secteur (90°).

Pour chaque secteur 2-D, les autocorrélations des signaux IQ respectifs, correspondant aux phases ascendante et descendante de la séquence triangulaire, ont été calculées. Dans l'étude, $N = 49$ faisceaux ont été émis, soit 7 phases successivement ascendantes et descendantes de 7 angles E et A. Pour réaliser la compensation de mouvement, les étapes suivantes ont ainsi été réalisées :

- Pour chaque secteur 2-D, correspondant à des surfaces à angle A (respectivement E) constant : autocorrélations des signaux calculées à partir des images IQ, sur des ensembles de $N / 7 = 7$ images.
- Somme des produits de $7-1=6$ paires d'autocorrélations successives.
- Calcul de la phase de la somme des produits des autocorrélations pour extraire les vitesses Doppler et les mouvements axiaux entre les images successives.
- Balayage du volume suivant la direction d'angle E (respectivement A).
- Intégration des mouvements axiaux dans le processus de composition 3-D.

Avec cette géométrie des séquences angulaires (Figure 4.3), les mouvements des lobes secondaires étaient ainsi quasiment opposés entre les pentes ascendantes et descendantes successives des autocorrélations, et leurs effets annulés dans le calcul de phase.

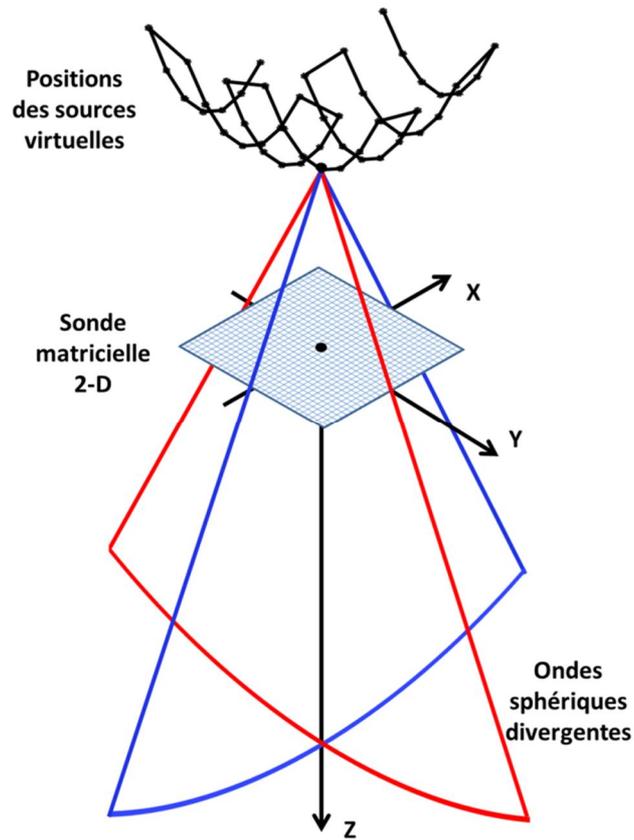


Figure 4.2 – Description du principe d'émission et composition d'ondes sphériques divergentes

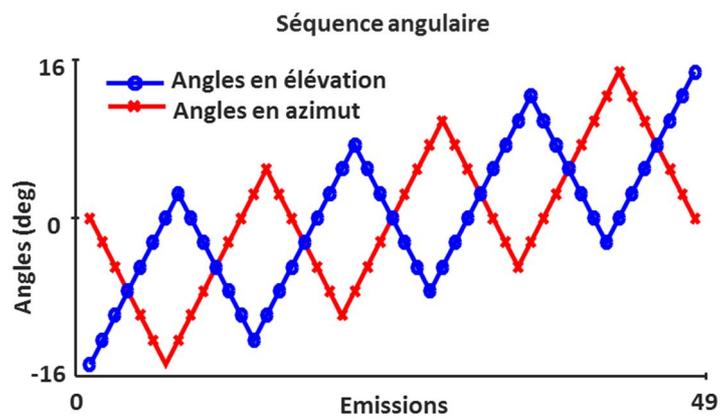


Figure 4.3 – Angles orientés utilisés pour l'échocardiographie 3-D, à haute cadence, basée sur des ondes divergentes sphériques

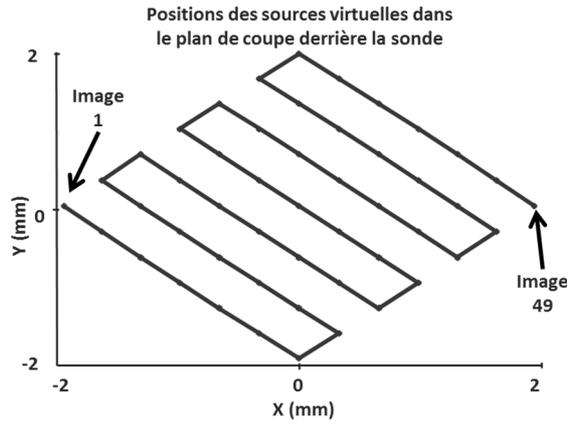


Figure 4.4 – Positions des sources virtuelles dans le plan projeté derrière la sonde

4.2.3 Expérience *in vitro*

La méthode a été validée *in vitro* grâce à une nouvelle plateforme d'imagerie ultrasonore dédiée à l'échocardiographie 3-D [134]. Grâce à une collaboration avec le LabTAU, un laboratoire lyonnais spécialisé en thérapie ultrasonore, quatre échographes Verasonics ont été combinés et synchronisés pour obtenir 1024 canaux connectés à une sonde matricielle 2-D de fréquence centrale 3 MHz avec 32×32 éléments (Figure 4.5). Le pitch de la sonde était de 0.3 mm dans ses deux dimensions, soit une taille d'ouverture totale de moins de 10 mm dans ses deux dimensions (Figure 4.6).

Une séquence de 49 ondes divergentes, dont les angles de direction (compris entre -16° et 16°) ont suivi l'arrangement triangulaire 2-D (Figure 4.3), a été générée en utilisant l'ouverture complète de la sonde. La compensation de mouvement 3-D (MoCo 3-D) a été réalisée en combinant l'imagerie Doppler tissulaire (TDI) avec la séquence d'émission. La largeur du secteur était de 90° et la profondeur imagée était de 15 cm. La fréquence de répétition des signaux (PRF) transmis était de 2250 Hz. La PRF était limitée à cette valeur pour des raisons techniques non résolues à ce stade. La cadence d'imagerie atteinte expérimentalement variait entre 46 et 320 volumes/s avec une fenêtre glissante de 49 images et un recouvrement variant entre 0% et environ 85% ($PRF / 49 \times 7 = 2250/49 \times 7 = 320$ volumes/s). En théorie, sans la limite technologique identifiée sur notre plateforme, la PRF aurait pu être doublée, nous permettant d'atteindre des cadences d'imagerie supérieures à 600 volumes/s.

Des expériences *in vitro* ont été réalisées avec un disque de 10 cm de diamètre, relié à un moteur, tournant à différentes vitesses et plongée dans une cuve d'eau (Figure 4.7). Les propriétés acoustiques du disque étaient semblables à celles des tissus, avec la composition suivante: 3% d'agar, 3% de poudre de cellulose Sigmacell, 8% de glycérine et eau. Les vitesses maximales (amplitudes des vitesses aux bords du disque) variaient de 0 à 24 cm/s avec un pas de 4 cm/s (vitesse angulaire maximale de 4,8 rad/s avec pas 0,8 rad/s). Le disque présentait des inclusions anéchoïques afin de calculer et comparer le rapport contraste sur bruit (CNR) [139] avec et sans intégration du MoCo 3-D dans le processus de composition cohérente des signaux.

$$CNR = 20 \log_{10} \frac{|\mu_{in} - \mu_{out}|}{\sqrt{(\sigma_{in}^2 + \sigma_{out}^2) / 2}} \quad (4.1)$$

Avec μ_{in} et μ_{out} (σ_{in}^2 et σ_{out}^2) les moyennes (variances) respectives des intensités en niveaux de gris des régions dans l'inclusion et à l'extérieur.

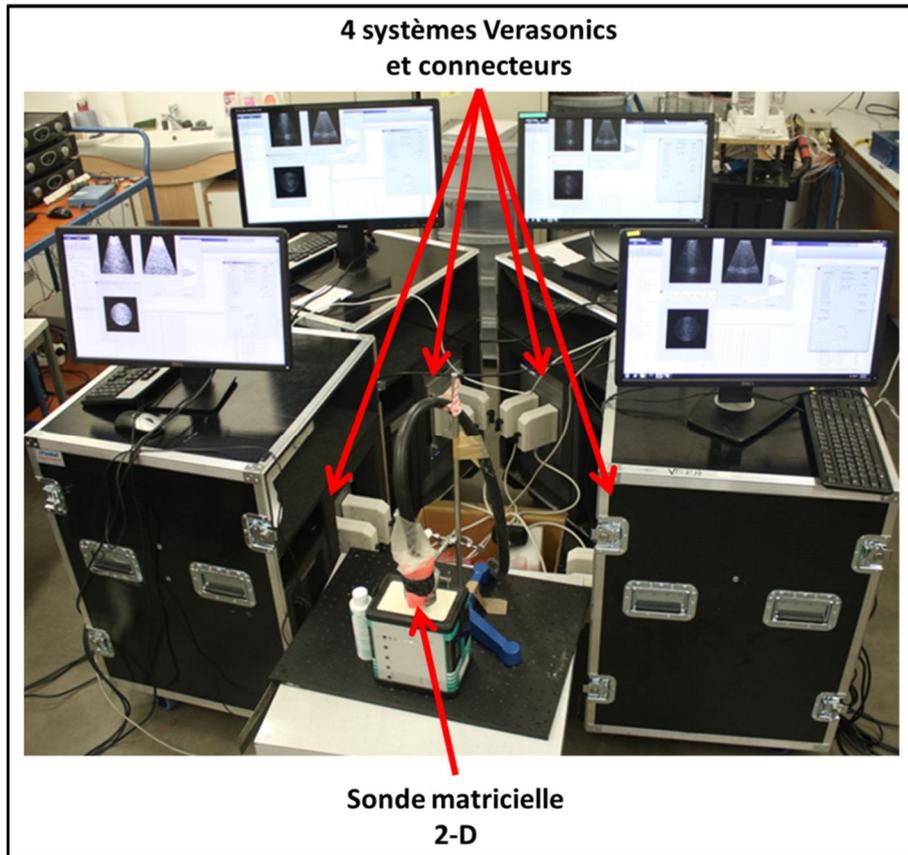


Figure 4.5 – Photographie du montage expérimental avec quatre Verasonics synchronisés



Figure 4.6 – Photographie de la sonde matricielle 2-D de fréquence centrale 3 MHz avec 32×32 éléments et un pitch de 0.3 mm. L'ouverture totale de la sonde est inférieure à 1 cm dans les deux directions.

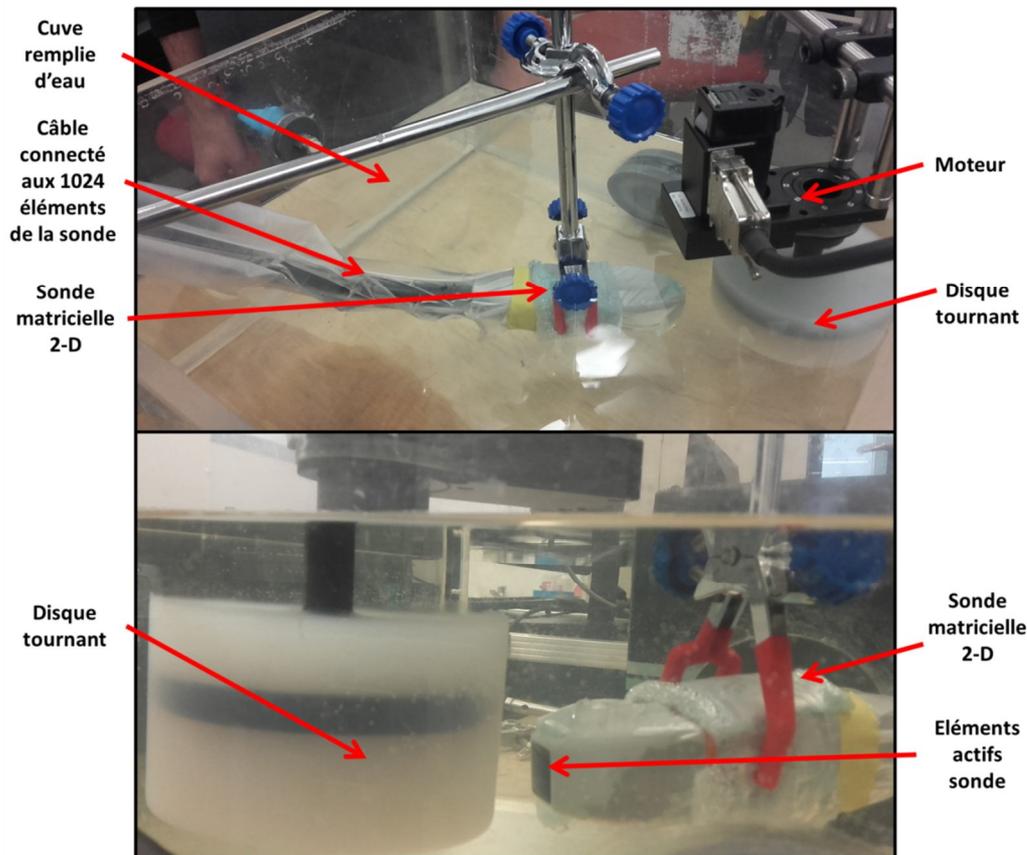


Figure 4.7 – Photographie du montage expérimental *in vitro* : un disque de 10 cm de diamètre, relié à un moteur, tournant à différentes vitesses est plongé dans une cuve d'eau. Les images sont obtenues avec quatre échographes Verasonics combinés et synchronisés pour obtenir 1024 canaux connectés à une sonde matricielle de fréquence centrale 3 MHz avec 32×32 éléments.

4.3 Résultats

On observe tout d'abord les cartes de vitesses Doppler estimées sur le volume du disque tournant.

La Figure 4.8 décrit le schéma d'acquisition des vitesses Doppler : les vitesses tissulaires sont estimées sur une portion du volume du disque. La Figure 4.9 montre les vitesses tissulaires estimées sur cette portion du volume de disque lorsque la vitesse de rotation aux bords est de 12 cm/s. Les vitesses Doppler calculées sont cohérentes avec les valeurs attendues sur l'ensemble du volume (Figure 4.9).

On représente ensuite un exemple d'images B-mode de plans de coupe du volume 3-D du disque avec et sans MoCo 3-D intégré dans le processus de composition cohérente, lorsque la vitesse de rotation maximum est de 12 cm/s (Figure 4.10). Une perte de contraste est observée pour le disque tournant sans MoCo 3-D: les inclusions anéchoïques sont peu apparentes dans les plans coupés du volume 3-D (Figure 4.10). Sans MoCo 3-D, le contraste est préservé uniquement au centre du disque où les vitesses radiales étaient nulles (Figure 4.9). A l'inverse, lorsque le MoCo 3-D est intégré dans le processus de composition, les motifs de speckle sont conservés dans l'ensemble du secteur imagé, comme illustré dans le plan de coupe du volume 3-D de la Figure 4.10. Les quatre inclusions ne sont visibles que lorsque le MoCo 3-D est intégré dans le processus de composition.

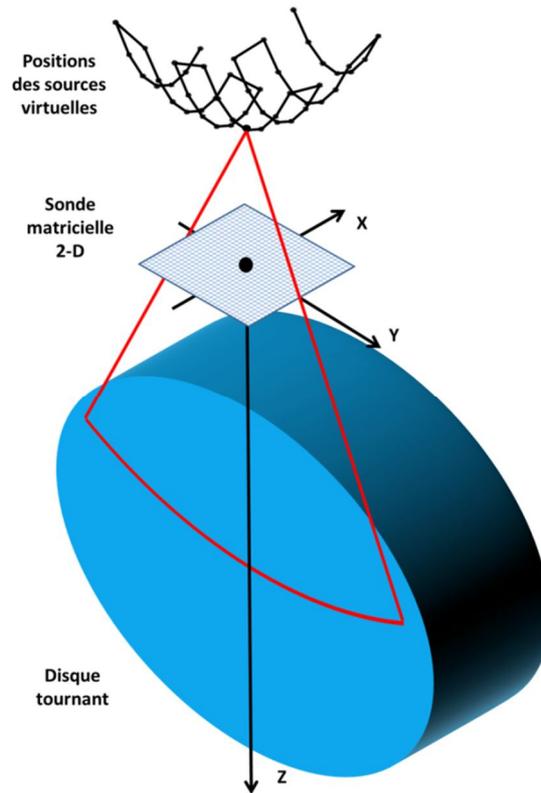


Figure 4.8 – Schéma du dispositif expérimental et de la portion de volume de disque représentée en imagerie Doppler tissulaire

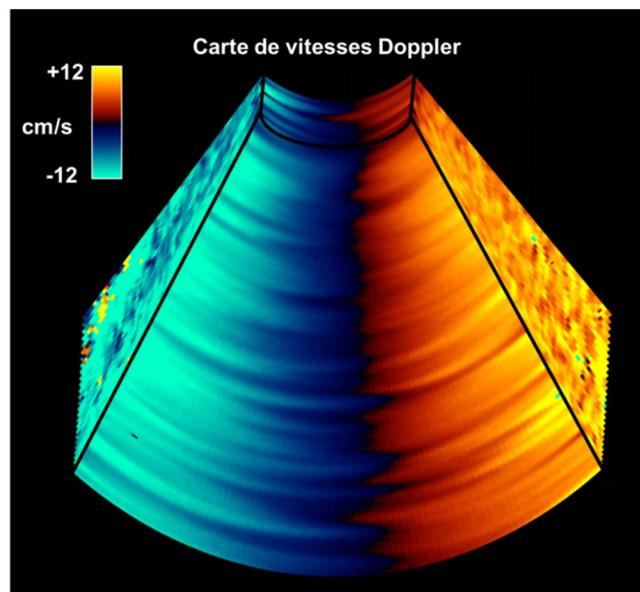


Figure 4.9 – Carte de vitesses Doppler pour une portion de volume du disque tournant à une vitesse maximum de 12 cm/s

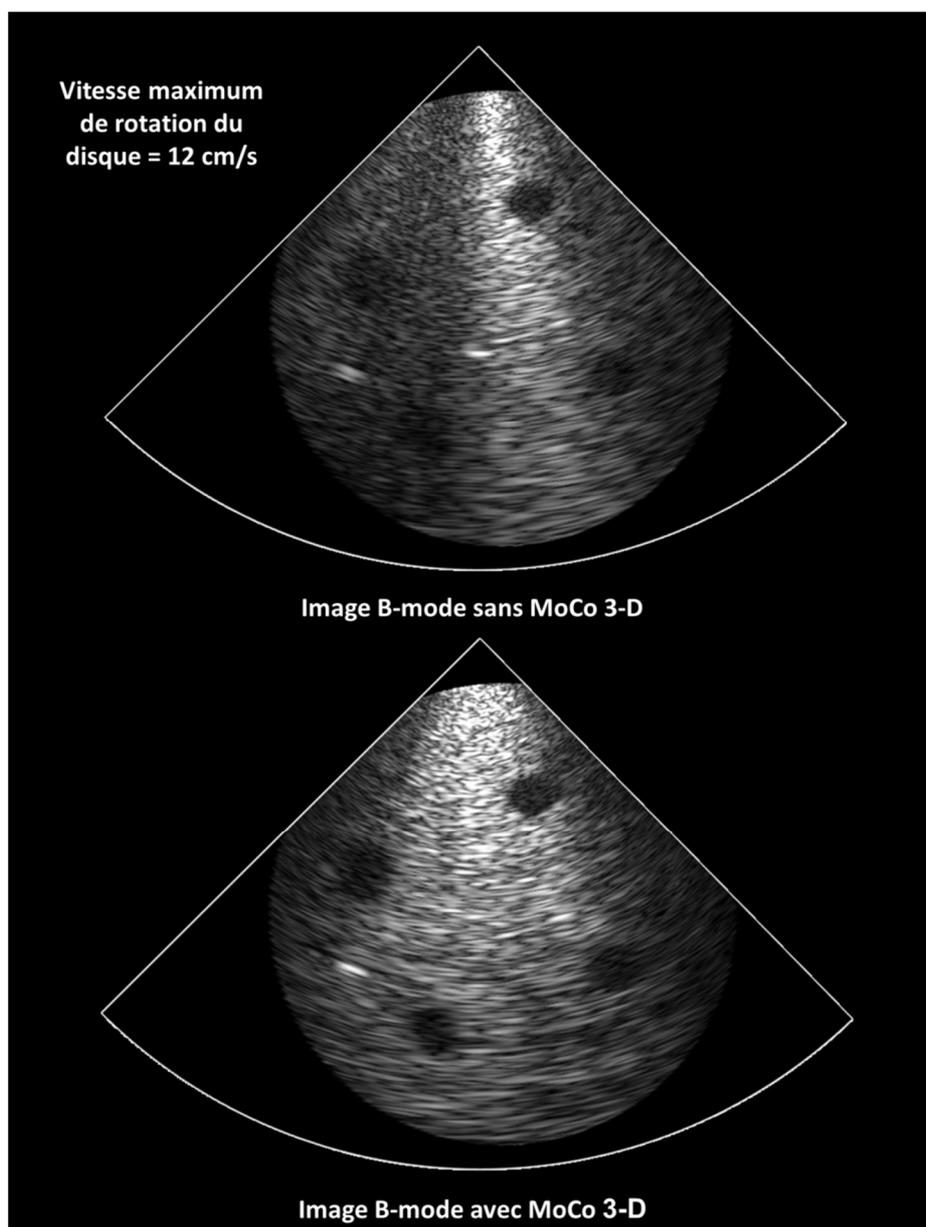


Figure 4.10 – Images B-mode de plans de coupe du volume 3-D du disque, en haut, sans MoCo 3-D et en bas, avec MoCo 3-D intégré dans le processus de composition cohérente. Sans MoCo 3-D, le contraste est préservé uniquement au centre du disque (partie brillante) où les vitesses radiales sont nulles. A l'inverse, lorsque le MoCo 3-D est intégré dans le processus de composition, la partie brillante, où le contraste est préservé, s'étend sur la quasi-totalité du secteur.

L'évolution du CNR des inclusions en fonction de la vitesse de rotation du disque sur les images avec et sans MoCo 3-D est rapporté sur la Figure 4.11. Le CNR était resté globalement constant entre 4 et 6 dB, quand la vitesse augmentait, lorsque le MoCo 3-D était intégré dans le processus de composition, alors qu'une diminution de -6 dB était observée sans MoCo 3-D (Figure 4.11). Le CNR a été calculé avec des régions d'intérêt situées à l'intérieur et au bord d'une des inclusions anéchoïques placée en bord de secteur angulaire (Figure 4.10).

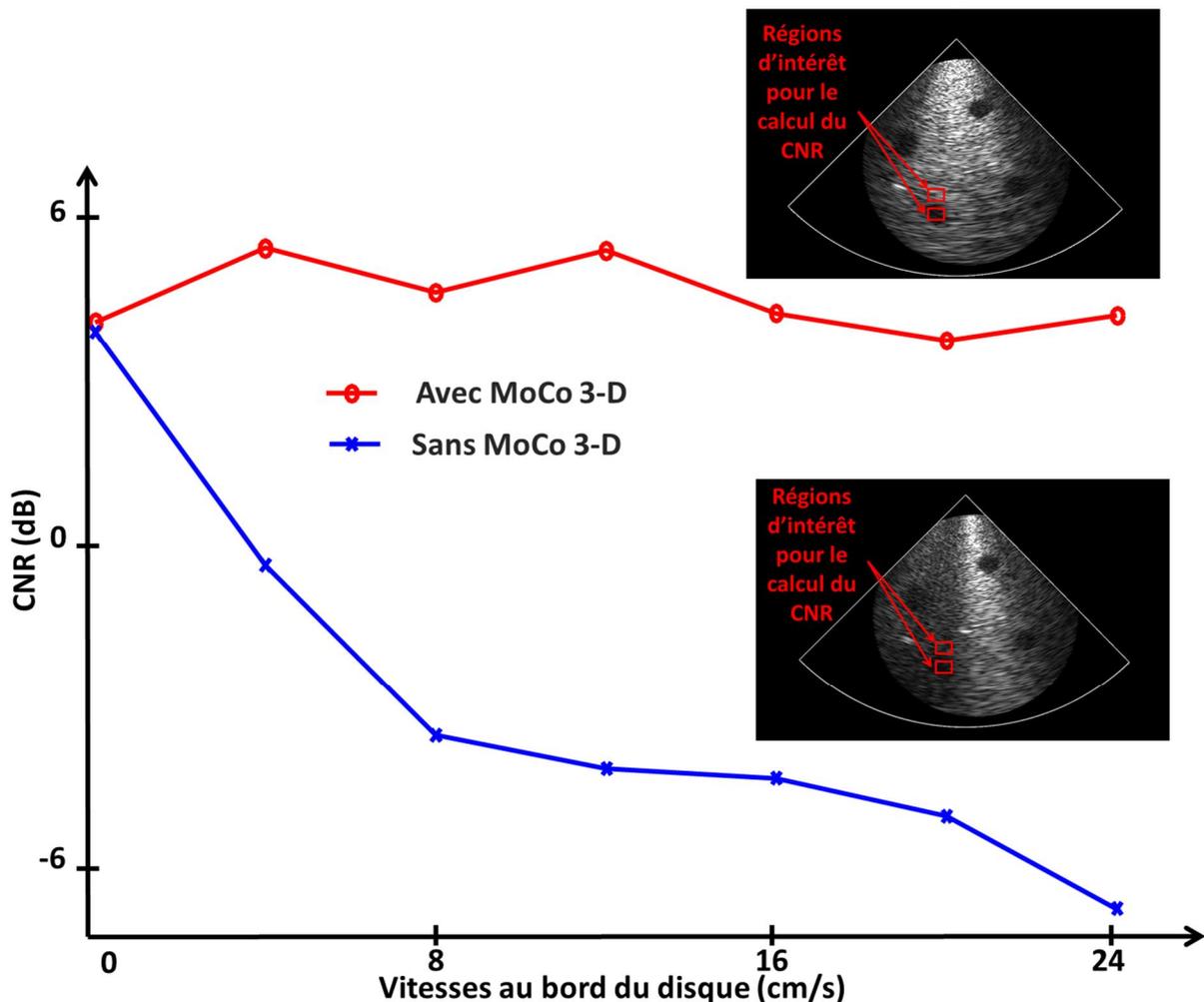


Figure 4.11 – Courbe d'évolution du contraste des inclusions anéchoïques en fonction de la vitesse de rotation du disque, avec et sans MoCo 3-D intégré dans le processus de composition cohérente. Les régions d'intérêt, utilisées pour calculer le contraste, sont représentées sur les images B-mode au-dessus des courbes correspondantes.

4.4 Discussion

Dans cette étude, nous avons proposé une nouvelle approche d'échocardiographie 3-D à haute cadence d'imagerie, basée sur des ondes divergentes sphériques orientées et une méthode de compensation de mouvement dédiée à l'imagerie 3-D (MoCo 3-D). Nous avons obtenu des volumes hautement résolus et contrastés avec une cadence d'imagerie allant jusqu'à 320 volumes/s pour des vitesses tissulaires atteignant 24 cm/s.

Nos résultats préliminaires *in vitro* ont démontré la faisabilité d'imagerie ultrasonore ultrarapide 3-D basée sur la composition cohérente d'ondes sphériques divergentes, grâce à notre méthode innovante de compensation de mouvement 3-D. Dans le détail, nous avons montré que l'émission de seulement 49 ondes sphériques divergentes, avec une sonde matricielle, combinée au MoCo 3-D permet d'imager, dans de grands secteurs angulaires, des volumes se déplaçant à des vitesses semblables aux vitesses tissulaires du myocarde (Figure 4.10). L'intégration du MoCo 3-D dans le processus de composition des images a permis l'observation de volumes dynamiques à haute résolution en conservant le contraste (Figure 4.11). A l'inverse, la perte de contraste sans MoCo 3-D était d'autant

plus importante que les vitesses augmentaient (Figure 4.11). Ces premières conclusions indiquent que notre implémentation du MoCo 3-D est nécessaire pour l'échocardiographie 3-D haute résolution par ondes divergentes en secteur large et la quantification des mouvements cardiaques 3-D.

Les évolutions possibles et applications de la méthode sont discutées ci-dessous.

4.4.1 Optimisation de la séquence d'émission

Le choix de la séquence d'émission est le résultat d'une réflexion sur la meilleure configuration possible de l'arrangement des angles d'orientation des faisceaux, dans l'objectif de réaliser de la compensation de mouvement et d'obtenir des images hautement résolues par composition cohérente. La séquence présentée ici (Figure 4.3), symétrique en azimuth et élévation, garantit la corrélation entre les signaux successifs avec un faible pas angulaire, permet une répartition homogène de l'énergie sur un large secteur et élimine les effets des lobes secondaires. Dans notre processus, nous avons choisi d'utiliser l'ensemble de la séquence, soit 7 ensembles de 7 signaux, pour le calcul des vitesses Doppler par autocorrélations. Cette approche est peut-être trop restrictive : le pas angulaire entre chaque source d'émission et la continuité imposée pour assurer la corrélation et l'élimination des lobes secondaires dans tout le volume limitent ainsi la valeur maximale des angles d'émission utilisée. Cette restriction explique probablement le faible contraste en bord de secteur avec ou sans MoCo 3-D (Figure 4.10). L'utilisation d'angles plus grands permettrait probablement une meilleure répartition d'énergie sur toute la largeur du secteur (32° au lieu de 16° par exemple pour l'angle d'inclinaison maximal). Pour élargir les angles d'inclinaison des signaux émis, nous pensons à deux approches : 1) augmentation du nombre d'angles d'émission à échantillonnage angulaire constant ou 2) augmentation du pas d'échantillonnage angulaire à nombre d'émissions constant.

La première approche (1) ne changerait rien à la méthode présentée dans cette étude, seul le nombre d'images, et donc la longueur du signal pour les calculs de l'autocorrélation, serait augmenté. L'augmentation du nombre d'images rendraient encore plus robuste l'autocorrélation et augmenterait la qualité des bords des images. En contrepartie, la cadence d'imagerie serait plus faible. Par exemple, avec 81 émissions (9×9) au lieu de 49 (7×7), à échantillonnage angulaire constant, l'angle d'inclinaison maximum serait de $26,5^\circ$ au lieu de 16° .

La seconde approche (2) aurait l'avantage de conserver un nombre élevé de volumes imagés par seconde. Cependant l'augmentation de l'écart angulaire entre les signaux auraient pour effet de les décorrélés et d'affecter l'estimation Doppler. Notre idée ici est de conserver un pas angulaire faible pour un ensemble de signaux N_1 centrés autour de l'axe de la sonde et d'augmenter le pas angulaire pour les autres signaux. Avec cette approche, l'autocorrélation serait réalisée uniquement sur les signaux de l'ensemble N_1 pour estimer le mouvement à compenser, alors intégré sur toutes les images N_1+N_2 pour la composition cohérente. La Figure 4.12 illustre une séquence optimisée possible : le pas d'échantillonnage angulaire a été multiplié par un facteur 2 pour les $2 \times 7 = 14$ premiers angles et 14 derniers. Avec cette combinaison les autocorrélations seraient réalisées uniquement sur les $N_1=21$ images au milieu de la séquence et les angles d'orientation des faisceaux émis atteindraient $\pm 32^\circ$. Un travail d'optimisation sur les paramètres de cette séquence serait à mener.

On pourrait également imaginer une variante de cette seconde approche avec une série d'émissions non orientées (angle nul) pour le calcul des vitesses Doppler, en plus des émissions orientées pour la répartition homogène de l'énergie sur l'image B-mode.

Ces approches d'optimisation de la séquence d'émission n'ont pu être évaluées au cours de la thèse.

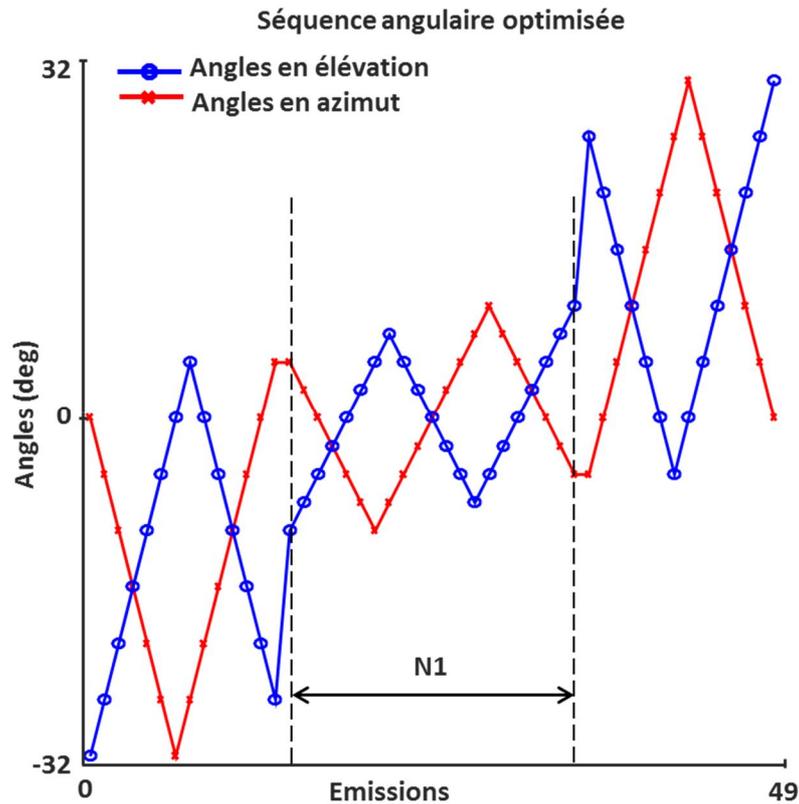


Figure 4.12 – Optimisation possible de la séquence d’angles orientés utilisés pour l’échocardiographie 3-D à haute cadence basée sur des ondes divergentes sphériques : N1 représente l’ensemble des angles utilisés dans l’estimation de vitesses Doppler par autocorrélation

4.4.2 Validation expérimentale

Dans cette étude préliminaire, la faisabilité du MoCo 3-D a été évaluée directement *in vitro* avec un disque tournant. Le modèle du disque tournant a fait ses preuves au cours de la thèse pour différentes validations de mouvements 2-D observés en secteurs larges: il a permis de tester très rapidement des séquences 2-D implémentées sur les échographes de recherche Verasonics. Il a également montré ses limites en comparaison de la complexité de l’échocardiographie *in vivo* : pas d’accélération, structure très homogène, etc. Pour la validation de notre généralisation en 3-D du MoCo, il a été choisi d’utiliser de nouveau un montage de disque tournant afin de produire rapidement des résultats facilement comparables avec nos données 2-D.

Le disque tournant présente cependant un mouvement uniquement 2-D, et ne permet de tester totalement notre méthode. En effet, s’il a été montré en 2-D que la compensation du mouvement radial était suffisante pour la composition cohérente d’ondes divergentes [103], la question reste entière pour le cas 3-D. Dans l’étude du MoCo 3-D, seul le mouvement radial a été compensé : une évaluation avec un modèle de déplacements 3-D plus complexes est nécessaire.

Les travaux futurs exploiteront un fantôme *in vitro* réaliste de cœur compatible pour les modalités d’imagerie ultrasonore et IRM. Ce fantôme sous brevet [131] développé par le CHU de Caen reproduit le raccourcissement du myocarde, des mouvements de torsion et de contraction (extension et dilatation) durant la systole (diastole). L’objectif de cette prochaine étude sera dans un premier temps de vérifier la qualité des images B-mode obtenues avec ce modèle de déplacements 3-D réalistes, puis

de tester des approches de speckle tracking échocardiographique 3-D (STE 3-D). La référence des déformations locales du fantôme sera accessible par sono-micrométrie.

4.4.3 Applications

4.4.3.1 Application du MoCo 3-D pour d'autres techniques d'imagerie

Le MoCo 3-D garantit la sommation cohérente de signaux dans le processus de composition en échocardiographie ultrarapide par onde divergente en préservant le contraste des images obtenues. Des techniques d'imagerie ultrasonores basées sur la cohérence des signaux ou sur les agents de contraste pourraient bénéficier de la méthode.

Les techniques de mesure de cohérence spatiale, par exemple, sont utilisées en échographie de recherche pour la détection de l'orientation des fibres cardiaques, et permettre l'évaluation de lésions après des événements tels que les infarctus du myocarde. Pour l'application cardiaque, des méthodes 3-D ont été récemment proposées sur la base d'émissions par ondes planes [140] ou divergentes [141]. Ces derniers travaux d'extension de la cohérence spatiale pour la mesure des fibres en imagerie ultrarapide 3-D par ondes divergentes ont été menés à CREATIS [141]. Comme lors de nos travaux, cette étude a été réalisée avec quatre systèmes Verasonics combinés et une sonde matricielle 2-D de 32×32 éléments : 25 émissions d'ondes divergentes avec des angles variant entre -10° et 10° ont été combinées pour obtenir chaque image lors d'acquisitions *in vitro* sur des milieux statiques. Les résultats prometteurs de cette étude de faisabilité *in vitro* permettent d'imaginer de prochaines validations *in vivo*. La méthode devra alors gérer la problématique des mouvements cardiaques. Il serait alors intéressant d'intégrer le MoCo 3-D dans cette approche de mesure de l'orientation des fibres par imagerie ultrarapide 3-D.

L'échocardiographie de contraste pourrait également bénéficier du MoCo 3-D. Cette modalité repose sur des agents de contrastes dans des microbulles et permet l'évaluation de la fonction cardiaque en imagerie du flux ou de la perfusion [142]. Classiquement réalisée en imagerie focalisée conventionnelle, l'échocardiographie de contraste pourrait bénéficier des méthodes d'imagerie ultrarapide basées sur les ondes divergentes. Une étude récente montre l'impact et l'intérêt de la correction de mouvement pour l'imagerie de contraste ultrarapide [143]. Le MoCo 3-D pourrait ainsi permettre d'étendre cette nouvelle approche pour l'échocardiographie de contraste 3-D

Enfin, nous avons présenté avant le MoCo 3-D l'autre approche à fort potentiel en imagerie ultrarapide 3-D : le MLT 3-D. Il sera intéressant de comparer les deux méthodes et de déterminer les champs d'applications pour lesquels l'une ou l'autre serait la plus pertinente.

4.4.3.2 Applications cliniques

L'échocardiographie ultrarapide 3-D pourrait révolutionner les pratiques cliniques actuelles. Comme évoqué précédemment, l'objectif final de la méthode proposée est de permettre l'intégration en routine clinique du STE 3-D dans le ventricule gauche, très compliqué actuellement à cause de la faible résolution temporelle de l'échographie 3-D conventionnelle.

Une caractérisation précise en 3-D de l'anatomie cardiaque permettrait entre autre de calculer la fraction d'éjection sanguine, en exploitant directement la mesure du volume 3-D du ventricule gauche. Les méthodes actuelles utilisant des hypothèses sur la forme du ventricule et reposant sur l'acquisition d'une succession de plans 2-D peuvent être biaisées et sont peu reproductibles [144]. D'autres indicateurs comme la masse du ventricule gauche pourraient être dérivés très précisément grâce à l'échocardiographie ultrarapide 3-D et permettre une meilleure évaluation des dysfonctions

ventriculaires [144]. D'autres examens pourraient bénéficier de notre approche. Citons le diagnostic de la régurgitation mitrale, une complication sévère des patients atteints de dysfonctionnements du ventricule gauche. L'évaluation de cette pathologie par échographie cardiaque 2-D, présente des limites et repose de nouveaux sur des approximations et modélisations anatomiques, faute de données quantitatives réelles. Il a été montré que la caractérisation de la régurgitation mitrale est possible par échocardiographie 3-D [145]. Notre approche à haute cadence d'imagerie et grand champ pourrait améliorer encore le diagnostic.

En conclusion, l'échocardiographie ultrarapide 3-D permettrait deux niveaux d'innovations :

- Amélioration de méthodes de diagnostics actuelles reposant sur des paramètres 3-D obtenus par modélisations et approximations biaisées ou non robustes.
- Passage en routine clinique de nouveaux examens comme le STE 3-D.

4.5 Conclusion

Nous avons présenté dans cette partie une méthode innovante basée sur la combinaison de l'imagerie ultrasonore 3-D par ondes divergentes sphériques et les approches de compensation de mouvement (MoCo). La généralisation du MoCo en 3-D a été proposée pour permettre une nouvelle technique d'échocardiographie 3-D ultrarapide. Des volumes 3-D de disque tournant ont été générés *in vitro* à des cadences d'imagerie de plusieurs centaines de volumes par seconde. La validation expérimentale a été possible grâce à la synchronisation, pour la première fois en imagerie ultrasonore, de quatre échographes de recherche Verasonics, soit 1024 canaux. L'intégration du MoCo 3-D dans le processus de composition est apparue comme une condition nécessaire pour préserver la sommation cohérente lorsque les vitesses tissulaires augmentent. Ces travaux préliminaires prometteurs permettent d'envisager de prochaines études dédiées à la quantification du mouvement cardiaque 3-D.

Conclusion

Ce travail de thèse porte sur les problématiques d'échocardiographie ultrarapide 2-D et 3-D et d'estimations des mouvements de déformation myocardique.

L'estimation des déformations myocardiques (Speckle Tracking Échocardiographique, STE) peut améliorer l'évaluation des insuffisances cardiaques. Le STE permet d'extraire un indicateur clinique de déformation, reconnu comme le plus robuste et fiable pour l'évaluation de la fonction cardiaque : la déformation longitudinale globale (DLG ou Global Longitudinal Strain, GLS) [5]. L'échocardiographie conventionnelle repose sur la transmission d'ondes focalisées et est relativement limitée en résolution temporelle. Cette limite est un frein à la fois pour la mesure des déformations 2-D du myocarde lors d'exams d'effort et le développement de l'échocardiographie 3-D en routine clinique. Nous avons proposé, dans nos différentes études, des techniques d'imagerie ultrasonore ultrarapides 2-D et 3-D permettant de mesurer des mouvements cardiaques rapides.

La présentation du contexte médical et de l'importance de la quantification des déplacements myocardiques, en particulier pour le ventricule gauche, proposée dans le Chapitre 1, a permis de justifier l'intérêt de proposer des méthodes d'imagerie cardiaque ultrarapide. L'état de l'art réalisé sur l'imagerie ultrasonore et les estimateurs de mouvement a confirmé que cette modalité d'imagerie est parfaitement adaptée pour répondre à la problématique posée ici. Parmi les différentes techniques d'imagerie ultrasonore ultrarapide présentées, nous avons choisi d'axer nos études sur l'imagerie par transmission d'ondes divergentes, qui semblait la plus adaptée aux contraintes de l'imagerie cardiaque. Nous avons également évalué pour l'estimation de mouvement, à la fois des techniques classiques et des méthodes originales qui faisaient déjà l'objet de travaux à CREATIS. Ce travail de thèse présente ainsi trois contributions principales détaillées ci-dessous.

Tout d'abord, nous avons étudié dans le Chapitre 2 la faisabilité de l'estimation de mouvements 2-D en imagerie ultrarapide avec une onde divergente, et en combinant un estimateur de phase 2-D et un marquage par oscillations transverses (OT). Après avoir validé les conditions théoriques d'implémentation du marquage par OT pour l'imagerie en ondes divergentes, nous avons réalisé de nombreuses études en simulation et *in vitro*, pour évaluer la faisabilité de la méthode dans le contexte cardiaque. Ces travaux ont montré que les OT et estimateurs de phase 2-D ne semblent pas adaptés pour le STE par imagerie ultrasonore ultrarapide, à cause notamment du bruit de phase et de la faible ouverture des sondes.

Ensuite, nous avons évalué dans le Chapitre 3 les possibilités de STE 2-D à partir d'une nouvelle méthode d'imagerie ultrasonore ultrarapide basée sur les ondes divergentes et la compensation de mouvement (MoCo). Des images de champ de vitesses *in vivo* du ventricule gauche ont été obtenues à 500 images / s, c'est à dire des cadences d'imagerie environ six fois plus importantes que le STE conventionnel. Cette étude de faisabilité a permis également d'identifier le flux optique différentiel comme la méthode d'estimation de mouvement subpixelique la plus performante en imagerie ultrasonore ultrarapide par ondes divergentes et MoCo.

Enfin, nous avons proposé dans le Chapitre 4 une méthode innovante d'échocardiographie 3-D ultrarapide, basée sur la combinaison de l'imagerie ultrasonore 3-D par ondes divergentes sphériques et les approches de compensation de mouvement. Nous avons ainsi développé une technique de MoCo 3-D permettant l'acquisition de volumes cardiaques en larges secteurs angulaires à hautes cadences d'imagerie. Des volumes ont ainsi été générés *in vitro*, avec un fantôme de disque, à des cadences

d'imagerie de plusieurs centaines de volumes par seconde. Cette étude a montré que l'intégration du MoCo 3-D, dans le processus d'imagerie par onde divergente, est nécessaire pour garantir une qualité suffisante des images volumiques des tissus à vitesse élevée. Notre méthode semble donc très prometteuse pour l'échocardiographie 3-D.

Pour conclure, ces différents résultats permettent d'imaginer différentes perspectives qui pourraient faire l'objet de nouvelles études :

- Notre étude de faisabilité des OT en ondes divergentes pourrait bénéficier à d'autres applications non cardiaques, comme les travaux sur les sondes abdominales convexes par exemple. En effet rappelons que les oscillations transverses, en imagerie ultrasonore, reposent sur le principe d'interférences à deux ondes comme décrit dans l'expérience optique des fentes d'Young. Comme expliqué précédemment, les OT sont obtenues en considérant deux sous-ouvertures de la sonde ultrasonore, permettant de générer, par diffraction, une figure d'interférence, dans le plan image, de franges oscillant dans la direction transverse. La limite de l'analogie entre l'imagerie optique et l'imagerie ultrasonore apparaît en échocardiographie, principalement à cause de la petite taille d'ouverture des sondes cardiaques. Compte tenu des longueurs d'onde et grande profondeurs d'observation (de l'ordre de 15 cm), l'imagerie ultrasonore par oscillations transverses ne semble pas adaptée à l'évaluation de la fonction cardiaque. En revanche ces contraintes sont beaucoup moins importantes en imagerie abdominale avec des sondes de grande ouverture et de faibles profondeurs de pénétration. Les OT pourraient ainsi être appliquées dans des contextes d'évaluation de l'anévrisme aortique abdominal par exemple [146], de la même façon qu'elles ont été utilisées précédemment avec des sondes linéaires pour l'imagerie de la carotide [78].
- Le STE 2-D par MoCo a été validé par mesure de la déformation myocardique globale. Il serait intéressant d'évaluer la méthode pour la quantification des déformations régionales ou locales. Avec une approche de speckle tracking local et en dérivant les gradients spatiaux on obtiendrait une quantification locale des déformations myocardiques. Avec ce genre d'approche se pose la question de la reproductibilité et de la validation des résultats. En effet, comme évoqué précédemment, le seul indicateur robuste utilisé en clinique est la déformation longitudinale globale. La précision du STE local dépend de nombreux paramètres et tend à varier d'une acquisition à l'autre. Une approche pour rendre le STE robuste serait de le combiner avec les vitesses Doppler tissulaires estimées pendant le MoCo. Cette approche a été proposée en échocardiographie conventionnelle sur des mesures non simultanées d'images B-mode et de Doppler tissulaire [129] [147]. En effet, nous n'avons pas exploité, dans nos estimations de mouvements, l'information dérivée des mesures Doppler. Nous avons ces mesures à disposition puisqu'elles sont directement intégrées dans le processus de décalage de phase des signaux pour la sommation cohérente des images. On peut également imaginer une manière plus élaborée d'exploitation de ces retards de phase pour la reconstruction des images. En effet, nous avons simplement utilisé ici une reconstruction par retards et somme. Une combinaison de nos approches avec des méthodes de reconstruction plus élaborées, basées sur la parcimonie des signaux, pourrait améliorer nos résultats. Enfin, il serait pertinent d'élaborer un protocole pour évaluer le MoCo 2-D en échographie de stress pour la quantification des déformations myocardiques lorsque le rythme cardiaque est élevé. Dans cet objectif il faudra bien déterminer quel indicateur sera utilisé comme référence pour valider l'approche.

- Le MoCo 3-D pourrait enfin permettre une mesure précise de la fraction d'éjection ventriculaire gauche (FEVG). Actuellement, la FEVG est mesurée avec la méthode biplan de Simpson, qui consiste en deux acquisitions perpendiculaires en vue long axe. Le volume du ventricule est déterminé à partir de ces deux acquisitions en supposant que les coupes transverses sont ellipsoïdales. La mesure est biaisée par ces hypothèses géométriques et le fait que les deux plans ne sont pas acquis simultanément. Avec le MoCo 3-D, on peut espérer obtenir une centaine d'images volumiques de l'ensemble du ventricule par seconde. On pourrait ainsi reconstruire précisément des volumes 3-D de la cavité intraventriculaire en fin de diastole et fin de systole. Avec une telle approche on s'attendrait à des résultats équivalents de ceux obtenus par IRM. Le protocole serait ainsi facilement applicable en routine clinique, alors que l'IRM présente les désavantages d'être coûteuse et chronophage. Avec le même raisonnement, le MoCo 3-D pourrait permettre une mesure plus précise de la masse ventriculaire. Ces deux paramètres clés dans l'évaluation de la fonction cardiaque pourraient ainsi grandement bénéficier de notre approche d'échocardiographie ultrarapide 3-D basée sur le MoCo 3-D. Le MoCo 3-D devrait également rendre possible la mesure des déplacements tissulaires du ventricule gauche en 3-D. Pour le STE 3-D il faudrait, comme dans notre étude de faisabilité en 2-D, déterminer un estimateur de mouvement dédié aux volumes cardiaques construits. La mesure des déplacements tissulaires permettrait alors une mesure précise de la déformation longitudinale globale (DLG) 3-D. La combinaison des DLG et FEVG 3-D pourrait devenir un meilleur marqueur de la fonction cardiaque que les indicateurs actuels. L'objectif absolu serait d'obtenir une mesure locale des déformations myocardiques 3-D. Mais comme pour le MoCo 2-D, il faudrait étendre en 3-D les pistes proposées pour répondre aux problématiques de robustesse et validation de l'approche.

Bibliographie Personnelle

Conférences internationales : articles et présentations orales

P. Joos, S. Salles, D. Vray, B. Nicolas, and H. Liebgott, “Cardiac Motion estimation based on transverse oscillation and ultrafast diverging wave imaging”, Ultrasonics Symposium (IUS) 2015, IEEE International, pp. 1–4.

P. Joos, J. Poree, H. Liebgott, D. Vray, G. Cloutier, B. Nicolas, and D. Garcia, “High-frame-rate velocity vector imaging echocardiography: an *in vitro* evaluation”, Ultrasonics Symposium (IUS), 2016, IEEE International, pp. 1–4

P. Joos, H. Liebgott, F. Varray, L. Petrusca, D. Garcia, D. Vray and B. Nicolas, “High-frame-rate 3-D echocardiography based on motion compensation: an *in vitro* evaluation”, Ultrasonics Symposium (IUS), 2017, IEEE International, pp. 1–4

Article de journal

P. Joos, J. Poree, H. Liebgott, D. Vray, M. Baudet, J. Faure, F. Tournoux, G. Cloutier, B. Nicolas, and D. Garcia, “ High-frame-rate speckle tracking echocardiography”, IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control (en révision)

Bibliographie

- [1] D. E. Newby and N. r Grubb, *Cardiologie*. Paris: Elsevier, 2006.
- [2] J. Declerck, “Etude de la dynamique cardiaque par analyse d’images tridimensionnelles,” Université Nice Sophia Antipolis, 1997.
- [3] A. M. Shah and S. D. Solomon, “Myocardial Deformation Imaging: Current Status and Future Directions,” *Circulation*, vol. 125, no. 2, pp. e244–e248, Jan. 2012.
- [4] J. E. Otterstad, G. Froeland, M. St. John Sutton, and I. Holme, “Accuracy and reproducibility of biplane two-dimensional echocardiographic measurements of left ventricular dimensions and function,” *Eur. Heart J.*, vol. 18, no. 3, pp. 507–513, Mar. 1997.
- [5] K. Kalam, P. Otahal, and T. H. Marwick, “Prognostic implications of global LV dysfunction: a systematic review and meta-analysis of global longitudinal strain and ejection fraction,” *Heart*, vol. 100, no. 21, pp. 1673–1680, Nov. 2014.
- [6] J. D’hooge, “Regional Strain and Strain Rate Measurements by Cardiac Ultrasound: Principles, Implementation and Limitations,” *Eur. J. Echocardiogr.*, vol. 1, no. 3, pp. 154–170, Sep. 2000.
- [7] T. Yingchoncharoen, S. Agarwal, Z. B. Popović, and T. H. Marwick, “Normal Ranges of Left Ventricular Strain: A Meta-Analysis,” *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 26, no. 2, pp. 185–191, Feb. 2013.
- [8] H. Dokainish, R. Sengupta, M. Pillai, J. Bobek, and N. Lakkis, “Usefulness of New Diastolic Strain and Strain Rate Indexes for the Estimation of Left Ventricular Filling Pressure,” *Am. J. Cardiol.*, vol. 101, no. 10, pp. 1504–1509, May 2008.
- [9] Y. T. Tan, F. Wenzelburger, E. Lee, G. Heatlie, F. Leyva, K. Patel, M. Frenneaux, and J. E. Sanderson, “The Pathophysiology of Heart Failure With Normal Ejection Fraction,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 54, no. 1, pp. 36–46, Jun. 2009.
- [10] K. E. Farsalinos, A. M. Daraban, S. Ünlü, J. D. Thomas, L. P. Badano, and J.-U. Voigt, “Head-to-Head Comparison of Global Longitudinal Strain Measurements among Nine Different Vendors,” *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 28, no. 10, p. 1171–1181.e2, Oct. 2015.
- [11] C. G. Fonseca, A. M. Dissanayake, R. N. Doughty, G. A. Whalley, G. D. Gamble, B. R. Cowan, C. J. Occleshaw, and A. A. Young, “Three-dimensional assessment of left ventricular systolic strain in patients with type 2 diabetes mellitus, diastolic dysfunction, and normal ejection fraction,” *Am. J. Cardiol.*, vol. 94, no. 11, pp. 1391–1395, Dec. 2004.
- [12] J. Chung, P. Abraszewski, X. Yu, W. Liu, A. J. Krainik, M. Ashford, S. D. Caruthers, J. B. McGill, and S. A. Wickline, “Paradoxical Increase in Ventricular Torsion and Systolic Torsion Rate in Type I Diabetic Patients Under Tight Glycemic Control,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 47, no. 2, pp. 384–390, Jan. 2006.
- [13] B. D. Rosen, V. R. S. Fernandes, K. Nasir, T. Helle-Valle, M. Jerosch-Herold, D. A. Bluemke, and J. A. C. Lima, “Age, Increased Left Ventricular Mass, and Lower Regional Myocardial Perfusion Are Related to Greater Extent of Myocardial Dyssynchrony in Asymptomatic Individuals: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis,” *Circulation*, vol. 120, no. 10, pp. 859–866, Sep. 2009.
- [14] K. Yoneyama, O. Gjesdal, E.-Y. Choi, C. O. Wu, W. G. Hundley, A. S. Gomes, C.-Y. Liu, R. L. McClelland, D. A. Bluemke, and J. A. C. Lima, “Age, Sex, and Hypertension-Related Remodeling Influences Left Ventricular Torsion Assessed by Tagged Cardiac Magnetic Resonance in Asymptomatic Individuals: The Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis,” *Circulation*, vol. 126, no. 21, pp. 2481–2490, Nov. 2012.

- [15] A. Narayanan, G. P. Aurigemma, M. Chinali, J. C. Hill, T. E. Meyer, and D. A. Tighe, "Cardiac Mechanics in Mild Hypertensive Heart Disease: A Speckle-Strain Imaging Study," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 2, no. 5, pp. 382–390, Sep. 2009.
- [16] B. D. Rosen, M. F. Saad, S. Shea, K. Nasir, T. Edvardsen, G. Burke, M. Jerosch-Herold, D. K. Arnett, S. Lai, D. A. Bluemke, and J. A. C. Lima, "Hypertension and Smoking Are Associated With Reduced Regional Left Ventricular Function in Asymptomatic Individuals," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 47, no. 6, pp. 1150–1158, Mar. 2006.
- [17] S.-A. Chang, H.-K. Kim, D.-H. Kim, Y.-J. Kim, D.-W. Sohn, B.-H. Oh, and Y.-B. Park, "Left Ventricular Systolic and Diastolic Dyssynchrony in Asymptomatic Hypertensive Patients," *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 22, no. 4, pp. 337–342, Apr. 2009.
- [18] J. C. Plana, M. Galderisi, A. Barac, M. S. Ewer, B. Ky, M. Scherrer-Crosbie, J. Ganame, I. A. Sebag, D. A. Agler, L. P. Badano, J. Banchs, D. Cardinale, J. Carver, M. Cerqueira, J. M. DeCara, T. Edvardsen, S. D. Flamm, T. Force, B. P. Griffin, G. Jerusalem, J. E. Liu, A. Magalhães, T. Marwick, L. Y. Sanchez, R. Sicari, H. R. Villarraga, and P. Lancellotti, "Expert Consensus for Multimodality Imaging Evaluation of Adult Patients during and after Cancer Therapy: A Report from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging," *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 27, no. 9, pp. 911–939, Sep. 2014.
- [19] P. Thavendiranathan, F. Poulin, K.-D. Lim, J. C. Plana, A. Woo, and T. H. Marwick, "Use of Myocardial Strain Imaging by Echocardiography for the Early Detection of Cardiotoxicity in Patients During and After Cancer Chemotherapy," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 63, no. 25, pp. 2751–2768, Jul. 2014.
- [20] M. T. Nolan, J. C. Plana, P. Thavendiranathan, L. Shaw, L. Si, and T. H. Marwick, "Cost-effectiveness of strain-targeted cardioprotection for prevention of chemotherapy-induced cardiotoxicity," *Int. J. Cardiol.*, vol. 212, pp. 336–345, Jun. 2016.
- [21] P. Pibarot, D. Garcia, and J. G. Dumesnil, "Energy Loss Index in Aortic Stenosis: From Fluid Mechanics Concept to Clinical Application," *Circulation*, vol. 127, no. 10, pp. 1101–1104, Mar. 2013.
- [22] L. G. Kearney, K. Lu, M. Ord, S. K. Patel, K. Profitis, G. Matalanis, L. M. Burrell, and P. M. Srivastava, "Global longitudinal strain is a strong independent predictor of all-cause mortality in patients with aortic stenosis," *Eur. Heart J. - Cardiovasc. Imaging*, vol. 13, no. 10, pp. 827–833, Oct. 2012.
- [23] K. Kusunose, A. Goodman, R. Parikh, T. Barr, S. Agarwal, Z. B. Popovic, R. A. Grimm, B. P. Griffin, and M. Y. Desai, "Incremental Prognostic Value of Left Ventricular Global Longitudinal Strain in Patients With Aortic Stenosis and Preserved Ejection Fraction," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 7, no. 6, pp. 938–945, Nov. 2014.
- [24] R. Dulgheru, P. Pibarot, P. P. Sengupta, L. A. Piérard, R. Rosenhek, J. Magne, E. Donal, A. Bernard, K. Fattouch, B. Cosyns, M. Vannan, L. Gillam, and P. Lancellotti, "Multimodality Imaging Strategies for the Assessment of Aortic Stenosis: Viewpoint of the Heart Valve Clinic International Database (HAVEC) Group," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 9, no. 2, p. e004352, Feb. 2016.
- [25] O. Gjesdal, T. Helle-Valle, E. Hopp, K. Lunde, T. Vartdal, S. Aakhus, H.-J. Smith, H. Ihlen, and T. Edvardsen, "Noninvasive Separation of Large, Medium, and Small Myocardial Infarcts in Survivors of Reperfused ST-Elevation Myocardial Infarction: A Comprehensive Tissue Doppler and Speckle-Tracking Echocardiography Study," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 1, no. 3, pp. 189–196, Nov. 2008.

- [26] B. D. Hoit, "Strain and Strain Rate Echocardiography and Coronary Artery Disease," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 4, no. 2, pp. 179–190, Mar. 2011.
- [27] M. Ersbøll, N. Valeur, M. J. Andersen, U. M. Mogensen, M. Vinther, J. H. Svendsen, J. E. Møller, J. Kisslo, E. J. Velazquez, C. Hassager, P. Søgaaard, and L. Køber, "Early Echocardiographic Deformation Analysis for the Prediction of Sudden Cardiac Death and Life-Threatening Arrhythmias After Myocardial Infarction," *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol. 6, no. 8, pp. 851–860, Aug. 2013.
- [28] M. Ersbøll, N. Valeur, U. M. Mogensen, M. J. Andersen, J. E. Møller, E. J. Velazquez, C. Hassager, P. Søgaaard, and L. Køber, "Prediction of All-Cause Mortality and Heart Failure Admissions From Global Left Ventricular Longitudinal Strain in Patients With Acute Myocardial Infarction and Preserved Left Ventricular Ejection Fraction," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 61, no. 23, pp. 2365–2373, Jun. 2013.
- [29] D. E. Montgomery, J. J. Puthumana, J. M. Fox, and K. O. Ogunyankin, "Global longitudinal strain aids the detection of non-obstructive coronary artery disease in the resting echocardiogram," *Eur. Heart J. - Cardiovasc. Imaging*, vol. 13, no. 7, pp. 579–587, Jul. 2012.
- [30] G. Nucifora, J. D. Schuijf, V. Delgado, M. Bertini, A. J. H. A. Scholte, A. C. T. Ng, J. M. van Werkhoven, J. W. Jukema, E. R. Holman, E. E. van der Wall, and J. J. Bax, "Incremental value of subclinical left ventricular systolic dysfunction for the identification of patients with obstructive coronary artery disease," *Am. Heart J.*, vol. 159, no. 1, pp. 148–157, Jan. 2010.
- [31] S. Puwanant, M. Park, Z. B. Popovic, W. H. W. Tang, S. Farha, D. George, J. Sharp, J. Puntawangkoon, J. E. Loyd, S. C. Erzurum, and J. D. Thomas, "Ventricular Geometry, Strain, and Rotational Mechanics in Pulmonary Hypertension," *Circulation*, vol. 121, no. 2, pp. 259–266, Jan. 2010.
- [32] S. J. Park, J.-H. Park, H. S. Lee, M. S. Kim, Y. K. Park, Y. Park, Y. J. Kim, J.-H. Lee, S.-W. Choi, J.-O. Jeong, I. S. Kwon, and I.-W. Seong, "Impaired RV Global Longitudinal Strain Is Associated With Poor Long-Term Clinical Outcomes in Patients With Acute Inferior STEMI," *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 161–169, Feb. 2015.
- [33] S. S. Kuppahally, N. Akoum, N. S. Burgon, T. J. Badger, E. G. Kholmovski, S. Vijayakumar, S. N. Rao, J. Blauer, E. N. Fish, E. V. R. DiBella, R. S. MacLeod, C. McGann, S. E. Litwin, and N. F. Marrouche, "Left Atrial Strain and Strain Rate in Patients With Paroxysmal and Persistent Atrial Fibrillation: Relationship to Left Atrial Structural Remodeling Detected by Delayed-Enhancement MRI," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 3, no. 3, pp. 231–239, May 2010.
- [34] E. A. Zerhouni, D. M. Parish, W. J. Rogers, A. Yang, and E. P. Shapiro, "Human heart: tagging with MR imaging--a method for noninvasive assessment of myocardial motion.," *Radiology*, vol. 169, no. 1, pp. 59–63, Oct. 1988.
- [35] J. A. Jensen and P. Munk, "A new method for estimation of velocity vectors," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 45, no. 3, pp. 837–851, May 1998.
- [36] T. Arts, F. W. Prinzen, T. Delhaas, J. R. Milles, A. C. Rossi, and P. Clarysse, "Mapping Displacement and Deformation of the Heart With Local Sine-Wave Modeling," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 29, no. 5, pp. 1114–1123, May 2010.
- [37] D. Vray, E. Brusseau, V. Detti, F. Varray, A. Basarab, O. Beuf, O. Basset, C. Cachard, H. Liebgott, and P. Delachartre, "Ultrasound medical imaging," *Medical Imaging Based on Magnetic Fields and Ultrasounds: John Wiley & Sons, Inc*, pp. 1–72, 2014.
- [38] G. Montaldo, M. Tanter, J. Bercoff, N. Benech, and M. Fink, "Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 56, no. 3, pp. 489–506, Mar. 2009.

- [39] Jian-Yu Lu, “2D and 3D high frame rate imaging with limited diffraction beams,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 44, no. 4, pp. 839–856, Jul. 1997.
- [40] D. Garcia, L. L. Tarnec, S. Muth, E. Montagnon, J. Poree, and G. Cloutier, “Stolt’s f-k migration for plane wave ultrasound imaging,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 60, no. 9, pp. 1853–1867, Sep. 2013.
- [41] O. Bernard, M. Zhang, F. Varray, P. Gueth, J.-P. Thiran, H. Liebgott, and D. Friboulet, “Ultrasound Fourier slice imaging: a novel approach for ultrafast imaging technique,” 2014, pp. 129–132.
- [42] H. Liebgott, “Synthèse de réponse impulsionnelle en imagerie ultrasonore pour l’estimation vectorielle du déplacement Impulse response synthesis in ultrasound imaging for vectorial displacement estimation,” Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2005.
- [43] M. Cikes, L. Tong, G. R. Sutherland, and J. D’hooge, “Ultrafast Cardiac Ultrasound Imaging,” *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol. 7, no. 8, pp. 812–823, Aug. 2014.
- [44] “ACC/AHA/SNM policy statement: Standardization of cardiac tomographic imaging: The Cardiovascular Imaging Committee, American College of Cardiology; The Committee on Advanced Cardiac Imaging and Technology, Council on Clinical Cardiology, American Heart Association; and Board of Directors, Cardiovascular Council, Society of Nuclear Medicine,” *J. Nucl. Cardiol.*, vol. 1, no. 1, pp. 117–119, Jan. 1994.
- [45] A. D. Fleming, X. Xia, W. N. McDicken, G. R. Sutherland, and L. Fenn, “Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging,” *Br. J. Radiol.*, vol. 67, no. 799, pp. 679–688, Jul. 1994.
- [46] M. Uematsu, K. Miyatake, N. Tanaka, H. Matsuda, A. Sano, N. Yamazaki, M. Hiramata, and M. Yamagishi, “Myocardial velocity gradient as a new indicator of regional left ventricular contraction: Detection by a two-dimensional tissue doppler imaging technique,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 26, no. 1, pp. 217–223, Jul. 1995.
- [47] A. Heimdal, A. Støylen, H. Torp, and T. Skjærpe, “Real-Time Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound,” *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 11, no. 11, pp. 1013–1019, Nov. 1998.
- [48] M. Leitman, P. Lysyansky, S. Sidenko, V. Shir, E. Peleg, M. Binenbaum, E. Kaluski, R. Krakover, and Z. Vered, “Two-dimensional strain—a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function,” *J. Am. Soc. Echocardiogr.*, vol. 17, no. 10, pp. 1021–1029, Oct. 2004.
- [49] J. Gorcsan and H. Tanaka, “Echocardiographic Assessment of Myocardial Strain,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 58, no. 14, pp. 1401–1413, Sep. 2011.
- [50] V. Delgado, C. Ypenburg, R. J. van Bommel, L. F. Tops, S. A. Mollema, N. A. Marsan, G. B. Bleeker, M. J. Schalij, and J. J. Bax, “Assessment of Left Ventricular Dyssynchrony by Speckle Tracking Strain Imaging,” *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 51, no. 20, pp. 1944–1952, May 2008.
- [51] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, “Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique,” *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. 32, no. 3, pp. 458–464, 1985.
- [52] G. E. Trahey, J. W. Allison, and O. T. von Ramm, “Angle Independent Ultrasonic Detection of Blood Flow,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-34, no. 12, pp. 965–967, Dec. 1987.
- [53] J.-U. Voigt, G. Pedrizzetti, P. Lysyansky, T. H. Marwick, H. Houle, R. Baumann, S. Pedri, Y. Ito, Y. Abe, S. Metz, J. H. Song, J. Hamilton, P. P. Sengupta, T. J. Kolias, J. d’Hooge, G. P. Aurigemma, J. D. Thomas, and L. P. Badano, “Definitions for a common standard for 2D speckle tracking echocardiography: consensus document of

- the EACVI/ASE/Industry Task Force to standardize deformation imaging,” *Eur. Heart J. - Cardiovasc. Imaging*, vol. 16, no. 1, pp. 1–11, Jan. 2015.
- [54] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, “Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues,” *Ultrason. Imaging*, vol. 13, pp. 111–134, 1991.
- [55] I. A. Hein and W. D. O’Brien, “Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes—a review,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 40, no. 2, pp. 84–102, Mar. 1993.
- [56] F. Yeung, S. F. Levinson, and K. J. Parker, “Multilevel and Motion Model-Based Ultrasonic Speckle Tracking Algorithms,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 24, no. 3, pp. 427–441, Mar. 1998.
- [57] B. Liu and A. Zaccarin, “New fast algorithms for the estimation of block motion vectors,” *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 3, no. 2, pp. 148–157, Apr. 1993.
- [58] Reoxiang Li, Bing Zeng, and M. L. Liou, “A new three-step search algorithm for block motion estimation,” *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 4, no. 4, pp. 438–442, Aug. 1994.
- [59] Lai-Man Po and Wing-Chung Ma, “A novel four-step search algorithm for fast block motion estimation,” *IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol.*, vol. 6, no. 3, pp. 313–317, Jun. 1996.
- [60] L. N. Bohs and G. E. Trahey, “A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 3, pp. 280–286, Mar. 1991.
- [61] Jianwen Luo and E. E. Konofagou, “A fast normalized cross-correlation calculation method for motion estimation,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 57, no. 6, pp. 1347–1357, Jun. 2010.
- [62] T. J. Koliass, P. G. Hagan, S. J. Chetcuti, D. L. Eberhart, N. M. Kline, S. D. Lucas, and J. D. Hamilton, “New Universal Strain Software Accurately Assesses Cardiac Systolic and Diastolic Function Using Speckle Tracking Echocardiography,” *Echocardiography*, vol. 31, no. 8, pp. 947–955, Sep. 2014.
- [63] H. Gao, N. Bijnens, D. Coisne, M. Lugiez, M. Rutten, and J. D’hooge, “2-D Left Ventricular Flow Estimation by Combining Speckle Tracking With Navier–Stokes-Based Regularization: An In Silico, In Vitro and In Vivo Study,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 41, no. 1, pp. 99–113, Jan. 2015.
- [64] A. H. Curiale, G. Vegas-Sánchez-Ferrero, and S. Aja-Fernández, “Influence of ultrasound speckle tracking strategies for motion and strain estimation,” *Med. Image Anal.*, vol. 32, pp. 184–200, Aug. 2016.
- [65] B. H. Friemel, L. N. Bohs, and G. E. Trahey, “Relative performance of two-dimensional speckle-tracking techniques: normalized correlation, non-normalized correlation and sum-absolute-difference,” 1995, vol. 2, pp. 1481–1484.
- [66] S. Langeland, J. D’hooge, H. Torp, B. Bijnens, and P. Suetens, “Comparison of time-domain displacement estimators for two-dimensional RF tracking,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, no. 8, pp. 1177–1186, Aug. 2003.
- [67] D. I. Barnea and H. F. Silverman, “A Class of Algorithms for Fast Digital Image Registration,” *IEEE Trans. Comput.*, vol. C-21, no. 2, pp. 179–186, Feb. 1972.
- [68] B. S. Reddy and B. N. Chatterji, “An FFT-based technique for translation, rotation, and scale-invariant image registration,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 5, no. 8, pp. 1266–1271, Aug. 1996.
- [69] M. Raffel, C. E. Willert, S. T. Wereley, and J. Kompenhans, “Image Evaluation Methods for PIV,” in *Particle Image Velocimetry*, Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2007, pp. 123–176.

- [70] A. C. Eckstein, J. Charonko, and P. Vlachos, "Phase correlation processing for DPIV measurements," *Exp. Fluids*, vol. 45, no. 3, pp. 485–500, Sep. 2008.
- [71] H. Foroosh, J. B. Zerubia, and M. Berthod, "Extension of phase correlation to subpixel registration," *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 11, no. 3, pp. 188–200, Mar. 2002.
- [72] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining optical flow," *Artif. Intell.*, vol. 17, no. 1–3, pp. 185–203, Aug. 1981.
- [73] G. E. Mailloux, F. Langlois, P. Y. Simard, and M. Bertrand, "Restoration of the velocity field of the heart from two-dimensional echocardiograms," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 8, no. 2, pp. 143–153, Jun. 1989.
- [60] Lucas, B. and Kanade, T. 1981. An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In Proc. Seventh International Joint Conference on Artificial Intelligence, Vancouver, Canada, pp. 674–679
- [75] A. Bruhn, J. Weickert, and C. Schnörr, "Lucas/Kanade Meets Horn/Schunck: Combining Local and Global Optic Flow Methods," *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 61, no. 3, pp. 1–21, Feb. 2005.
- [76] A. Basarab, P. Gueth, H. Liebgott, and P. Delachartre, "Phase-based block matching applied to motion estimation with unconventional beamforming strategies," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 56, no. 5, pp. 945–957, May 2009.
- [77] M. Alessandrini, A. Basarab, L. Bousset, X. Guo, A. Serusclat, D. Friboulet, D. Kouame, O. Bernard, and H. Liebgott, "A New Technique for the Estimation of Cardiac Motion in Echocardiography Based on Transverse Oscillations: A Preliminary Evaluation In Silico and a Feasibility Demonstration In Vivo," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 33, no. 5, pp. 1148–1162, May 2014.
- [78] S. Salles, A. J. Y. Chee, D. Garcia, A. C. H. Yu, D. Vray, and H. Liebgott, "2-D arterial wall motion imaging using ultrafast ultrasound and transverse oscillations," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 62, no. 6, pp. 1047–1058, Jun. 2015.
- [79] S. Salles, H. Liebgott, D. Garcia, and D. Vray, "Full 3-D transverse oscillations: a method for tissue motion estimation," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 62, no. 8, pp. 1473–1485, Aug. 2015.
- [80] T. H. Marwick, "Stress echocardiography," *Heart*, vol. 89, no. 1, pp. 113–118, Jan. 2003.
- [81] C. M. Tracy, A. E. Epstein, D. Darbar, J. P. DiMarco, S. B. Dunbar, N. M. Estes, T. B. Ferguson, S. C. Hammill, P. E. Karasik, M. S. Link, and others, "2012 ACCF/AHA/HRS focused update of the 2008 guidelines for device-based therapy of cardiac rhythm abnormalities," *Circulation*, vol. 126, no. 14, pp. 1784–1800, 2012.
- [82] L. Caballero and patrizio Lancelotti, "Exercise 2D Strain Echocardiography: is it Feasible?," *Rev. Argent. Cardiol.*, vol. 82, no. 2, pp. 83–84, Apr. 2014.
- [83] D. Durrer, R. T. Van Dam, G. E. Freud, M. J. Janse, F. L. Meijler, and R. C. Arzbaeher, "Total Excitation of the Isolated Human Heart," *Circulation*, vol. 41, no. 6, pp. 899–912, Jun. 1970.
- [84] C. Parsai, B. Bijnens, G. R. Sutherland, A. Baltabaeva, P. Claus, M. Marciniak, V. Paul, M. Scheffer, E. Donal, G. Derumeaux, and L. Anderson, "Toward understanding response to cardiac resynchronization therapy: left ventricular dyssynchrony is only one of multiple mechanisms," *Eur. Heart J.*, vol. 30, no. 8, pp. 940–949, Apr. 2009.
- [85] K. Addetia, M. Takeuchi, F. Maffessanti, Y. Nagata, J. Hamilton, V. Mor-Avi, and R. M. Lang, "Simultaneous Longitudinal Strain in All 4 Cardiac Chambers, CLINICAL PERSPECTIVE: A Novel Method for Comprehensive Functional Assessment of the Heart," *Circ. Cardiovasc. Imaging*, vol. 9, no. 3, p. e003895, Mar. 2016.
- [86] M. V. Andersen, C. Moore, K. Arges, P. Søgaaard, L. R. Østergaard, S. E. Schmidt, J. Kisslo, and O. T. Von Ramm, "High-Frame-Rate Deformation Imaging in Two

- Dimensions Using Continuous Speckle-Feature Tracking,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 42, no. 11, pp. 2606–2615, Nov. 2016.
- [87] D. P. Shattuck, M. D. Weinschenker, S. W. Smith, and O. T. von Ramm, “Explososcan: A parallel processing technique for high speed ultrasound imaging with linear phased arrays,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 75, no. 4, pp. 1273–1282, Apr. 1984.
- [88] R. Mallart and M. Fink, “Improved imaging rate through simultaneous transmission of several ultrasound beams,” 1992, pp. 120–130.
- [89] L. Tong, H. Gao, and J. D’hooge, “Multi-transmit beam forming for fast cardiac imaging-a simulation study,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 60, no. 8, pp. 1719–1731, Aug. 2013.
- [90] L. Tong, A. Ramalli, R. Jasaityte, P. Tortoli, and J. D’hooge, “Multi-Transmit Beam Forming for Fast Cardiac Imaging - Experimental Validation and In Vivo Application,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 33, no. 6, pp. 1205–1219, Jun. 2014.
- [91] L. Tong, A. Ramalli, P. Tortoli, G. Fradella, S. Caciolli, J. Luo, and J. D’hooge, “Wide-Angle Tissue Doppler Imaging at High Frame Rate Using Multi-Line Transmit Beamforming: An Experimental Validation In Vivo,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 35, no. 2, pp. 521–528, Feb. 2016.
- [92] M. Tanter, J. Bercoff, L. Sandrin, and M. Fink, “Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation: application to transient elastography,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 49, no. 10, pp. 1363–1374, Oct. 2002.
- [93] H. Hasegawa and H. Kanai, “High-frame-rate echocardiography using diverging transmit beams and parallel receive beamforming,” *J. Med. Ultrason.*, vol. 38, no. 3, pp. 129–140, Jul. 2011.
- [94] C. Papadacci, M. Pernot, M. Couade, M. Fink, and M. Tanter, “High-contrast ultrafast imaging of the heart,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 2, pp. 288–301, Feb. 2014.
- [95] W. M. Brown, “Synthetic Aperture Radar,” *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.*, vol. AES-3, no. 2, pp. 217–229, Mar. 1967.
- [96] M. Karaman, Pai-Chi Li, and M. O’Donnell, “Synthetic aperture imaging for small scale systems,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 42, no. 3, pp. 429–442, May 1995.
- [97] M. Karaman and M. O’Donnell, “Subaperture processing for ultrasonic imaging,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 45, no. 1, pp. 126–135, Jan. 1998.
- [98] M. Karaman, H. S. Bilge, and M. O’Donnell, “Adaptive multi-element synthetic aperture imaging with motion and phase aberration correction,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 45, no. 4, pp. 1077–1087, Jul. 1998.
- [99] K. Gammelmark, “Improving the Image Quality of Synthetic Transmit Aperture Ultrasound Images - Achieving Real-Time In-Vivo Imaging,” Technical University of Denmark, 2004.
- [100] K. L. Gammelmark and J. A. Jensen, “2-D tissue motion compensation of synthetic transmit aperture images,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 4, pp. 594–610, Apr. 2014.
- [101] Wang Jing and Lu Jian-yu, “Motion Artifacts of Extended High Frame Rate Imaging,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 54, no. 7, pp. 1303–1315, Jul. 2007.
- [102] B. Denarie, T. A. Tangen, I. K. Ekroll, N. Rolim, H. Torp, T. Bjastad, and L. Lovstakken, “Coherent Plane Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography of Rapidly Moving Targets,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 32, no. 7, pp. 1265–1276, Jul. 2013.

- [103] J. Poree, D. Posada, A. Hodzic, F. Tournoux, G. Cloutier, and D. Garcia, “High-Frame-Rate Echocardiography Using Coherent Compounding With Doppler-Based Motion-Compensation,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 35, no. 7, pp. 1647–1657, Jul. 2016.
- [104] Y. Chen, L. Tong, A. Ortega, J. Luo, and J. D’hooge, “Feasibility of Multiplane-Transmit Beamforming for Real-Time Volumetric Cardiac Imaging: A Simulation Study,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 64, no. 4, pp. 648–659, Apr. 2017.
- [105] J. Provost, C. Papadacci, J. E. Arango, M. Imbault, M. Fink, J.-L. Gennisson, M. Tanter, and M. Pernot, “3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo*,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 59, no. 19, pp. L1–L13, Oct. 2014.
- [106] B. Diarra, M. Robini, P. Tortoli, C. Cachard, and H. Liebgott, “Design of Optimal 2-D Nongrid Sparse Arrays for Medical Ultrasound,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 11, pp. 3093–3102, Nov. 2013.
- [107] E. Roux, A. Ramalli, P. Tortoli, C. Cachard, M. Robini, and H. Liebgott, “2D Ultrasound Sparse Arrays Multi-Depth Radiation Optimization Using Simulated Annealing and Spiral-Array Inspired Energy Functions,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, 2016.
- [108] T. L. Christiansen, M. F. Rasmussen, J. P. Bagge, L. N. Moesner, J. A. Jensen, and E. V. Thomsen, “3-D imaging using row–column-addressed arrays with integrated apodization— part ii: transducer fabrication and experimental results,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 62, no. 5, pp. 959–971, May 2015.
- [109] F. Varray and H. Liebgott, “An alternative method to classical beamforming for transverse oscillation images: Application to elastography,” 2013, pp. 716–719.
- [110] B.E.A. Saleh and M.C. Teich, *Fundamentals of Photonics*. John Wiley & Sons, New York, NY, 1991.
- [111] S. L. Hahn, “Multidimensional complex signals with single-orthant spectra,” *Proceeding IEEE*, vol. 80, p. 1287–1300., 1992.
- [112] M. Alessandrini, M. De Craene, O. Bernard, S. Giffard-Roisin, P. Allain, I. Waechter-Stehle, J. Weese, E. Saloux, H. Delingette, M. Sermesant, and J. D’hooge, “A Pipeline for the Generation of Realistic 3D Synthetic Echocardiographic Sequences: Methodology and Open-Access Database,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 34, no. 7, pp. 1436–1451, Jul. 2015.
- [113] F. Varray, O. Basset, P. Tortoli, and C. Cachard, “CREANUIS: A Non-linear Radiofrequency Ultrasound Image Simulator,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 39, no. 10, pp. 1915–1924, Oct. 2013.
- [114] R. Kingslake and R. R. Shannon, Eds., *Applied optics and optical engineering. Vol. 11: ...* New York: Acad. Press, 1992.
- [115] K. Creath, “V Phase-Measurement Interferometry Techniques,” in *Progress in Optics*, vol. 26, Elsevier, 1988, pp. 349–393.
- [116] M. C. Knauer, J. Kaminski, and G. Hausler, “Phase measuring deflectometry: a new approach to measure specular free- form surfaces,” in *Proceedings of SPIE*, 2004, vol. 5457, pp. 366–376.
- [117] J. L. Barron, D. J. Fleet, and S. S. Beauchemin, “Performance of optical flow techniques,” *Int. J. Comput. Vis.*, vol. 12, no. 1, pp. 43–77, Feb. 1994.
- [118] D. Garcia, “Robust smoothing of gridded data in one and higher dimensions with missing values,” *Comput. Stat. Data Anal.*, vol. 54, no. 4, pp. 1167–1178, Apr. 2010.
- [119] D. Garcia, “A fast all-in-one method for automated post-processing of PIV data,” *Exp. Fluids*, vol. 50, no. 5, pp. 1247–1259, May 2011.
- [120] P. Caso, A. D’Andrea, M. Galderisi, B. Liccardo, S. Severino, L. De Simone, A. Izzo, L. D’Andrea, and N. Mininni, “Pulsed Doppler tissue imaging in endurance athletes:

- relation between left ventricular preload and myocardial regional diastolic function,” *Am. J. Cardiol.*, vol. 85, no. 9, pp. 1131–1136, May 2000.
- [121] K. T. Christensen, “The influence of peak-locking errors on turbulence statistics computed from PIV ensembles,” *Exp. Fluids*, vol. 36, no. 3, pp. 484–497, Mar. 2004.
- [122] W. S. Hoge, “A subspace identification extension to the phase correlation method,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 22, no. 2, pp. 277–280, Feb. 2003.
- [123] Jinchang Ren, Jianmin Jiang, and T. Vlachos, “High-Accuracy Sub-Pixel Motion Estimation From Noisy Images in Fourier Domain,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 19, no. 5, pp. 1379–1384, May 2010.
- [124] M. R. Cholemani, “Modeling and correction of peak-locking in digital PIV,” *Exp. Fluids*, vol. 42, no. 6, pp. 913–922, Jun. 2007.
- [125] S. X. Ju, M. J. Black, and A. D. Jepson, “Skin and bones: multi-layer, locally affine, optical flow and regularization with transparency,” 1996, pp. 307–314.
- [126] R. L. Maurice, J. Fromageau, É. Brusseau, G. Finet, G. Rioufol, and G. Cloutier, “On the Potential of the Lagrangian Estimator for Endovascular Ultrasound Elastography: In Vivo Human Coronary Artery Study,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 33, no. 8, pp. 1199–1205, Aug. 2007.
- [127] C. Naim, G. Cloutier, E. Mercure, F. Destrempes, Z. Qin, W. El-Abyad, S. Lanthier, M.-F. Giroux, and G. Soulez, “Characterisation of carotid plaques with ultrasound elastography: feasibility and correlation with high-resolution magnetic resonance imaging,” *Eur. Radiol.*, vol. 23, no. 7, pp. 2030–2041, Jul. 2013.
- [128] L. Le Tarnec, F. Destrempes, G. Cloutier, and D. Garcia, “A Proof of Convergence of the Horn--Schunck Optical Flow Algorithm in Arbitrary Dimension,” *SIAM J. Imaging Sci.*, vol. 7, no. 1, pp. 277–293, Jan. 2014.
- [129] V. Tavakoli, N. Bhatia, R. A. Longaker, M. F. Stoddard, and A. A. Amini, “Tissue Doppler Imaging Optical Flow (TDIOF): A Combined B-Mode and Tissue Doppler Approach for Cardiac Motion Estimation in Echocardiographic Images,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, no. 8, pp. 2264–2277, Aug. 2014.
- [130] S. Queirós, J. L. Vilaça, P. Morais, J. C. Fonseca, J. D’hooge, and D. Barbosa, “Fast left ventricle tracking using localized anatomical affine optical flow: Fast left ventricle tracking using localized anatomical affine optical flow,” *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.*, p. e2871, 2017.
- [131] E. Saloux and F. Tournoux, “HEART PHANTOM ASSEMBLY,” 20160133159, 12-May-2016.
- [132] D. L. Dekker, R. L. Piziali, and E. Dong, “A system for ultrasonically imaging the human heart in three dimensions,” *Comput. Biomed. Res.*, vol. 7, no. 6, pp. 544–553, Dec. 1974.
- [133] K. Sheikh, S. W. Smith, O. von Ramm, and J. Kisslo, “Real-time, three-dimensional echocardiography: feasibility and initial use,” *Echocardiogr. Mt. Kisco N*, vol. 8, no. 1, pp. 119–125, Jan. 1991.
- [134] Petrusca, L., Varray, F., Souchon, R., Bernard, O., Chapelon, J.Y., Liebgott, H., N’Djin, W.A., and Viallon, M., “A new high channels density ultrasound platform for advanced 4D cardiac imaging,” presented at the IEEE International Ultrasonics Symposium, 2017.
- [135] B. Denarie, T. Bjastad, and H. Torp, “Multi-line transmission in 3-D with reduced crosstalk artifacts: a proof of concept study,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 60, no. 8, pp. 1708–1718, Aug. 2013.
- [136] A. Ortega, J. Provost, L. Tong, P. Santos, B. Heyde, M. Pernot, and J. D’hooge, “A Comparison of the Performance of Different Multiline Transmit Setups for Fast Volumetric Cardiac Ultrasound,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 63, no. 12, pp. 2082–2091, Dec. 2016.

- [137] E. Badescu, D. Bujoreanu, L. Petrusca, D. Friboulet, and H. Liebgott, “Multi-line transmission for 3D ultrasound imaging: an experimental study,” presented at the Ultrasonics Symposium (IUS), 2017, IEEE International, 2017.
- [138] J. A. Flynn, P. Kaczkowski, K. Linkhart, and R. E. Daigle, “Arbitrary waveforms using a tri-state transmit pulser,” 2013, pp. 41–44.
- [139] M. C. van Wijk and J. M. Thijssen, “Performance testing of medical ultrasound equipment: fundamental vs. harmonic mode,” *Ultrasonics*, vol. 40, no. 1–8, pp. 585–591, May 2002.
- [140] C. Papadacci, V. Finel, J. Provost, O. Villemain, P. Bruneval, J.-L. Gennisson, M. Tanter, M. Fink, and M. Pernot, “Imaging the dynamics of cardiac fiber orientation in vivo using 3D Ultrasound Backscatter Tensor Imaging,” *Sci. Rep.*, vol. 7, no. 1, Dec. 2017.
- [141] E. Turquin, F. Varray, L. Petrusca, M. Viallon, and H. Liebgott, “3D ultrasound imaging of tissue anisotropy using spatial coherence: comparison between plane and diverging waves,” presented at the Ultrasonics Symposium (IUS), 2017, IEEE International, 2017.
- [142] J. R. Lindner, “Microbubbles in medical imaging: current applications and future directions,” *Nat. Rev. Drug Discov.*, vol. 3, no. 6, pp. 527–533, Jun. 2004.
- [143] M. Toulemonde, A. Stanziola, Y. Li, S. Lin, M. Butler, W. Duncan, V. Sboros, R. Eckersley, and M. X. Tang, “Effects of motion on high frame rate contrast enhanced echocardiography and its correction,” presented at the Ultrasonics Symposium (IUS), 2017, IEEE International, 2017.
- [144] M. J. Monaghan, “Role of real time 3D echocardiography in evaluating the left ventricle,” *Heart*, vol. 92, no. 1, pp. 131–136, Jan. 2006.
- [145] N. A. Marsan, J. J. M. Westenberg, C. Ypenburg, V. Delgado, R. J. van Bommel, S. D. Roes, G. Nucifora, R. J. van der Geest, A. de Roos, J. C. Reiber, M. J. Schalij, and J. J. Bax, “Quantification of Functional Mitral Regurgitation by Real-Time 3D Echocardiography,” *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol. 2, no. 11, pp. 1245–1252, Nov. 2009.
- [146] A. Bertrand-Grenier, S. Lerouge, A. Tang, E. Salloum, E. Therasse, C. Kauffmann, H. Héon, I. Salazkin, G. Cloutier, and G. Soulez, “Abdominal aortic aneurysm follow-up by shear wave elasticity imaging after endovascular repair in a canine model,” *Eur. Radiol.*, vol. 27, no. 5, pp. 2161–2169, May 2017.
- [147] A. R. Porras, M. Alessandrini, M. De Craene, N. Duchateau, M. Sitges, B. H. Bijnens, H. Delingette, M. Sermesant, J. D’hooge, A. F. Frangi, and G. Piella, “Improved Myocardial Motion Estimation Combining Tissue Doppler and B-Mode Echocardiographic Images,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 33, no. 11, pp. 2098–2106, Nov. 2014.