

THESE

présentée devant

L'INSTITUT NATIONAL DES SCIENCES APPLIQUÉES DE LYON

Pour obtenir

LE GRADE DE DOCTEUR

ECOLE DOCTORALE

MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE

FORMATION DOCTORALE

ACOUSTIQUE ET TRAITEMENT DE SIGNAL/IMAGE

par

Sébastien SALLES

Ingénieur INSA de Lyon 2012

**Estimation du mouvement de la paroi carotidienne en
imagerie ultrasonore par une approche de marquage
ultrasonore**

2 octobre 2015

Jury

Elisa KONOFAGOU	Professeur, Department of Biomedical Engineering, Columbia University, New York	Rapporteur
Laurent SARRY	Professeur, ISIT, Université d'Auvergne, Clermont-Ferrand	Rapporteur
Loïc BOUSSEL	PUPH, CREATIS, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon	Examineur
Damien GARCIA	Professeur Assistant, CRCHUM, Université de Montréal, Montréal	Examineur
Mickael TANTER	Directeur de Recherche INSERM, Institut Langevin, Paris	Examineur
Beneybka BOU-SAÏD	Professeur, LAMCOS, INSA Lyon, Lyon	Co-Directeur
Hervé LIEBGOTT	Maitre de conférences, CREATIS, Université Claude Bernard Lyon 1, Lyon	Co-Directeur
Didier VRAY	Professeur, CREATIS, INSA Lyon, Lyon	Directeur

INSA Direction de la Recherche - Ecoles Doctorales – Quinquennal 2011-2015

SIGLE	ECOLE DOCTORALE	NOM ET COORDONNEES DU RESPONSABLE
CHIMIE	CHIMIE DE LYON http://www.edchimie-lyon.fr Sec : Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 ^e etage 04 72 43 80 46 Insa : R. GOURDON secretariat@edchimie-lyon.fr	M. Jean Marc LANCELIN Université de Lyon – Collège Doctoral Bât ESCPE 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 13 95 directeur@edchimie-lyon.fr
E.E.A.	ELECTRONIQUE, ELECTROTECHNIQUE, AUTOMATIQUE http://edeaa.ec-lyon.fr Sec : M.C. HAVGOUDOUKIAN Ecole-doctorale.eea@ec-lyon.fr	M. Gérard SCORLETTI Ecole Centrale de Lyon 36 avenue Guy de Collongue 69134 ECULLY Tél : 04.72.18 60.97 Fax : 04 78 43 37 17 Gerard.scorletti@ec-lyon.fr
E2M2	EVOLUTION, ECOSYSTEME, MICROBIOLOGIE, MODELISATION http://e2m2.universite-lyon.fr Sec : Safia AIT CHALAL Bat Atrium- UCB Lyon 1 04.72.44.83.62 Insa : S. REVERCHON Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr	M. Fabrice CORDEY Laboratoire de Géologie de Lyon Université Claude Bernard Lyon 1 Bât Géode – Bureau 225 43 bd du 11 novembre 1918 69622 VILLEURBANNE Cédex Tél : 04.72.44.83.74 Sylvie.reverchon-pescheux@insa-lyon.fr fabrice.cordey@univ-lyon1.fr
EDISS	INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-SANTE http://www.ediss-lyon.fr Sec : Safia AIT CHALAL Bat Atrium – UCB Lyon 1 04 72 44 83 62 Insa : Safia.ait-chalal@univ-lyon1.fr	Mme Emmanuelle CANET-SOULAS INSERM U1060, CarMeN lab, Univ. Lyon 1 Bâtiment IMBL 11 avenue Jean Capelle INSA de Lyon 696621 Villeurbanne Tél : 04.72.11.90.13 Emmanuelle.canet@univ-lyon1.fr
INFOMATHS	INFORMATIQUE ET MATHEMATIQUES http://infomaths.univ-lyon1.fr Sec :Renée EL MELHEM Bat Blaise Pascal 3 ^e etage infomaths@univ-lyon1.fr	Mme Sylvie CALABRETTO LIRIS – INSA de Lyon Bat Blaise Pascal 7 avenue Jean Capelle 69622 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72. 43. 80. 46 Fax 04 72 43 16 87 Sylvie.calabretto@insa-lyon.fr
Matériaux	MATERIAUX DE LYON http://ed34.universite-lyon.fr Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Direction 1 ^{er} et. Ed.materiaux@insa-lyon.fr	M. Jean-Yves BUFFIERE INSA de Lyon MATEIS Bâtiment Saint Exupéry 7 avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72.43 71.70 Fax 04 72 43 85 28 Ed.materiaux@insa-lyon.fr
MEGA	MECANIQUE, ENERGETIQUE, GENIE CIVIL, ACOUSTIQUE http://mega.universite-lyon.fr Sec : M. LABOUNE PM : 71.70 –Fax : 87.12 Bat. Direction 1 ^{er} et. mega@insa-lyon.fr	M. Philippe BOISSE INSA de Lyon Laboratoire LAMCOS Bâtiment Jacquard 25 bis avenue Jean Capelle 69621 VILLEURBANNE Cedex Tél : 04.72 .43.71.70 Fax : 04 72 43 72 37 Philippe.boisse@insa-lyon.fr
ScSo	ScSo* http://recherche.univ-lyon2.fr/scso/ Sec : Viviane POLSINELLI Brigitte DUBOIS Insa : J.Y. TOUSSAINT viviane.polsinelli@univ-lyon2.fr	Mme Isabelle VON BUELTZINGLOEWEN Université Lyon 2 86 rue Pasteur 69365 LYON Cedex 07 Tél : 04.78.77.23.86 Fax : 04.37.28.04.48 isavonb@dbmail.com

*ScSo : Histoire, Géographie, Aménagement, Urbanisme, Archéologie, Science politique, Sociologie, Anthropologie

Résumé

Ce travail de thèse est axé sur le domaine du traitement d'images biomédicales. L'objectif de notre étude est l'estimation des paramètres traduisant les propriétés mécaniques de l'artère carotide *in vivo* en imagerie échographique, dans une optique de détection précoce des pathologies cardiovasculaires. L'étude des comportements dynamiques de l'artère pour le dépistage précoce de l'athérosclérose constitue à ce jour une piste privilégiée. Cependant, malgré les avancées récentes, l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne reste toujours difficile, notamment dans la direction longitudinale (direction parallèle au vaisseau). L'élaboration d'une méthode innovante permettant d'étudier le mouvement de la paroi carotidienne constitue la principale motivation de ce travail de thèse

Les trois contributions principales proposées dans ce travail sont i) le développement, la validation, et l'évaluation clinique d'une méthode originale d'estimation de mouvement 2D adaptée au mouvement de la paroi carotidienne, ii) la validation en simulation, et expérimentale de l'extension à la 3D de la méthode d'estimation proposée, et iii) l'évaluation expérimentale de la méthode proposée, en imagerie ultrasonore ultra-rapide, dans le cadre de l'estimation locale de la vitesse de l'onde de pouls.

Nous proposons une méthode d'estimation de mouvement combinant un marquage ultrasonore dans la direction latérale, et un estimateur de mouvement basé sur la phase des images ultrasonores. Le marquage ultrasonore est réalisé par l'intermédiaire d'oscillations transverses. Nous proposons deux approches différentes pour introduire ces oscillations transverses, une approche classique utilisant une fonction de pondération spécifique, et une approche originale par filtrage permettant de contrôler de manière optimale leurs formations. L'estimateur de mouvement proposé utilise les phases analytiques des images radiofréquences, extraites par l'approche de Hahn.

Ce travail de thèse montre que la méthode proposée permet une estimation de mouvement plus précise dans la direction longitudinale, et plus généralement dans les directions perpendiculaires au faisceau ultrasonore, que celle obtenue avec d'autres méthodes plus traditionnelles. De plus, l'évaluation expérimentale de la méthode sur des séquences d'images ultrasonores ultra-rapides issues de fantômes de carotide, a permis l'estimation locale de la vitesse de propagation de l'onde de pouls, la mise en évidence de la propagation d'un mouvement longitudinal et enfin l'estimation du module de Young des vaisseaux.

Table des matières

Résumé.....	IV
Table des matières	VI
Liste des Figures	X
Liste des Tableaux	XII
Introduction.....	1
CHAPITRE 1.....	3
L'Artère carotide en imagerie ultrasonore dans le contexte des maladies cardiovasculaires.....	3
1.1 Système cardiovasculaire	4
1.1.1. Cœur	4
1.1.2. Vaisseaux sanguins et circulation sanguine	5
1.2. Artère carotide et athérosclérose	7
1.2.1. Morphologie	7
1.2.2. L'athérosclérose	8
1.2.3. Enjeux d'un dépistage précoce de la maladie	10
1.2.4. Marqueurs de risque traditionnels sans imagerie.....	11
1.3. Imagerie ultrasonore de l'artère carotide.....	12
1.3.1. Imagerie ultrasonore	12
1.3.2. Imagerie ultrasonore de la carotide.....	15
1.4. Mouvement de la paroi carotidienne.....	21
1.4.1. Etude du mouvement radial en imagerie conventionnelle.....	21
1.4.2. Etude du mouvement longitudinal en imagerie conventionnelle.....	22
1.4.3. Etude du mouvement radial en imagerie ultra-rapide.....	23
1.4.4. Etat de l'art des méthodes d'estimation de mouvement	24
1.5. Bilan de l'Etat de l'art et orientation choisie.....	28
CHAPITRE 2.....	29
Une nouvelle méthode d'estimation du mouvement 2D de la paroi carotidienne	29
2.1 Introduction et motivation.....	30
2.2 Marquage de l'image ultrasonore : Oscillations transverses	30

2.2.1	Principe général.....	30
2.2.2	Oscillations transverses par apodisation.....	32
2.3	Estimation du mouvement basé sur la phase des signaux.....	35
2.3.1	Principe général.....	35
2.3.2	Phase des signaux analytiques en 2D.....	35
2.3.3	Estimateur de mouvement.....	36
2.4	Implémentation et validation de la méthode.	41
2.4.1	Implémentation des oscillations transverses.....	41
2.4.2	Validation de la formation des images à oscillations transverses.....	42
2.4.3	Validation de l'estimateur.....	45
2.5	Evaluation de la méthode sur carotides <i>in vivo</i>	46
2.5.1	Objectif.....	47
2.5.2	Acquisition des images US.....	47
2.5.3	Paramètres de la méthode.....	47
2.5.4	Evaluation de la méthode.....	48
2.5.5	Résultats.....	49
2.6	Conclusion	53
CHAPITRE 3.....		55
Estimation du mouvement 3D combinant des Oscillations 3D et un estimateur de mouvement 3D basé sur la phase		55
3.1	Introduction et motivation.....	56
3.2	Oscillations transverses 3D.....	56
3.2.1	Principe général.....	56
3.2.2	Oscillations transverses par apodisation.....	57
3.3	Estimation du mouvement 3D basé sur la phase des signaux	60
3.3.1	Principe général.....	60
3.3.2	Phase des signaux analytiques en 3D.....	60
3.3.3	Estimateur de mouvement.....	61
3.4	Méthodes comparatives.....	64
3.5	Validation de la méthode en simulation	65
3.5.1	Description des simulations	65
3.5.2	Validation des oscillations transverses 3D	65
3.5.3	Validation de l'estimateur - Comparaison à deux méthodes existantes	66
3.6	Validation de la méthode sur fantôme	69

3.6.1	Paramètres des acquisitions.....	69
3.6.2	Validation des oscillations transverses.....	69
3.6.3	Validation de l'estimateur - Comparaison aux méthodes existantes	70
3.7	Discussion	74
3.8	Conclusion	76
CHAPITRE 4	77
Estimation 2D du mouvement de la paroi carotidienne en imagerie rapide.....		77
4.1	Introduction et motivation.....	78
4.2	Estimateur de mouvement 2D	79
4.2.1	Oscillations transverses par filtrage	79
4.2.2	Estimateur de mouvement basé sur la phase de l'image RF.	80
4.3	Validation de la méthode proposée en simulation.	81
4.3.1	Paramètre de simulation.....	81
4.3.2	Validation des Oscillations Transverses par filtrage.....	82
4.3.3	Validation de l'estimateur	83
4.4	Validation expérimentale.....	85
4.4.1	Protocole d'évaluation	85
4.4.2	Protocole expérimental.....	86
4.4.3	Résultats.....	88
4.5	Discussion	92
4.6	Conclusion	94
Conclusion		95
ANNEXE : Evaluation de l'imagerie ultrasonore quantitative par ondes planes.....		97
Introduction.....		97
Méthode.....		97
Acquisition des images ultrasonores.....		97
Estimation des paramètres spectraux.....		98
Expérimentations		98
Résultats		98
Effet du SNR.....		99
Résolution spatiale		100
Conclusion		100
Bibliographie Personnelle.....		101
Bibliographie.....		103

Liste des Figures

Figure 1.1 : Le cœur humain.....	4
Figure 1.2 : Electrocardiogramme (ECG)	5
Figure 1.3 : Illustration de l'appareil circulatoire humain.....	6
Figure 1.4 : Variation de la pression artérielle	6
Figure 1.5 : Artères carotides	8
Figure 1.6 : Les différentes couches constituant la paroi de l'artère carotide.....	9
Figure 1.7 : Processus de développement de l'athérosclérose.....	11
Figure 1.8 : Transmission et réflexion de l'onde ultrasonore	17
Figure 1.9 : Etapes de formation d'une image mode B de la carotide à partir d'une image RF	18
Figure 1.10 : Schéma de formation de voies en délai et somme.....	19
Figure 1.11 : Formation d'une ligne RF.....	20
Figure 1.12 : Formation d'une image RF haut résolution.....	21
Figure 1.13 : Exemples Images mode B de la carotide.....	22
Figure 1.14 : Image mode B détaillée de la carotide.....	23
Figure 1.15 : Comportement dynamiques de la paroi carotidienne.....	25
Figure 1.16 : Imagerie de l'onde de pouls.....	27
Figure 1.17 : Principe général la méthode d'estimation par Block Matching.....	28
Figure 2.1 : Principe d'interférence optique.....	35
Figure 2.2 : Interférence à la surface de l'eau.....	36
Figure 2.3 : Formation des oscillations transverses.....	38
Figure 2.4 : Echographe de recherche ULA-OP utilisé pour l'implémentation des OT.....	45
Figure 2.5 : Fonction de pondération dynamique utilisée.....	46
Figure 2.6 : Visualisation des OT en temps réel.....	46
Figure 2.7 : Visualisation des OT sur les images US.....	47
Figure 2.8 : PSF avec OT, et profils latéral.....	47
Figure 2.9 : Image RF avec OT, le spectre de Fourier 2D correspondant.....	48
Figure 2.10 : Trajectoires estimées d'un fantôme en déplacement.....	49
Figure 2.11 : Déplacement maximal estimable par la méthode proposée.....	50
Figure 2.12 : Exemples d'images US de carotides.....	54
Figure 2.13 : Exemples d'estimation de mouvement de la paroi par la méthode proposée.....	57
Figure 3.1: Exemple de fonction d'apodisation 2D.....	62
Figure 3.2: Exemple de PSF 3D avec OT3D.....	71
Figure 3.3: Estimation du mouvement 3D en simulation.....	72
Figure 3.4: PSF 3D avec OT expérimentale.....	75
Figure 3.5: Estimation de mouvement 3D expérimentale.....	77
Figure 3.6: Erreurs commises durant l'estimation de mouvement 3D expérimentale.....	78
Figure 3.7: Effet de la taille de la région sur l'estimation du mouvement.....	80
Figure 4.1: Formation des OT par filtrage.....	91
Figure 4.2: Estimation de mouvement 2D sur des séquences d'images RF simulées.....	92
Figure 4.3: Illustration de la propagation de l'onde de pouls.....	95
Figure 4.4: Illustration de expérimentation.....	96
Figure 4.5: Estimation du mouvement 2D de la paroi inferieur du fantôme de vaisseau.....	98
Figure 4.6: Représentation spatio-temporel de la vitesse radiale et longitudinale de la paroi.....	99

Liste des Tableaux

Tableau 1.1 : Valeur du coefficient d'absorption en fonction du milieu traversé	27
Tableau 2.1 : Récapitulatif des choix de quadrant possible pour l'estimation de mouvement	41
Tableau 2.2 : Paramètres d'acquisitions expérimentales I	42
Tableau 2.3 : Erreur d'estimation de mouvement issue d'une séquence d'image RF avec OT	47
Tableau 2.4 : Paramètres d'acquisitions expérimentales II	50
Tableau 2.5 : Erreurs moyennes absolues d'estimation (μm).....	53
Tableau 2.6 : Erreurs relatives moyennes (%)	53
Tableau 3.1 : Paramètres de simulation 3D	69
Tableau 3.2 : Erreurs d'estimation de trajectoire	72
Tableau 3.3 : Paramètres d'acquisitions expérimentaux 3D	73
Tableau 3.4 : Erreur d'estimation d'une trajectoire linéaire 3D	75
Tableau 3.5 : Temps de calcul (ms)	78
Tableau 4.1 : Paramètres de simulation	86
Tableau 4.2 : Erreur moyenne et écart type entre les estimations et la trajectoire réelle	89
Tableau 4.3: Paramètres d'acquisitions expérimentales	93
Tableau 4.4 : PWV estimée dans les directions axiales et latérales (m/s)	96
Tableau 4.5 : Comparaison entre les modules de Young mécaniques, et estimés à l'aide de la PWV	96

Introduction

Les pathologies cardiovasculaires représentent, après le cancer, la principale cause de mortalité dans les pays industrialisés, et sont responsables d'un tiers des causes de décès à travers le monde (Organisation Mondiale de la santé, 2012). L'athérosclérose figure comme étant le principal vecteur de l'ensemble de ces maladies. Elle se caractérise par le dépôt d'une plaque essentiellement composée de lipides sur la paroi des artères. A terme, ces plaques peuvent entraîner la lésion de la paroi artérielle et conduire à l'obstruction du vaisseau, ou encore se rompre, avec des conséquences souvent dramatiques. Cependant, de récentes études ont permis de corréliser le niveau de risque cardiovasculaire à un stade précoce, à la rigidité artérielle (Laurent et al. 2001). Les propriétés dynamiques des parois artérielles sont significativement altérées avant que le changement anatomique ne devienne perceptible. Un dépistage précoce peut être réalisé en évaluant les propriétés élastiques de la paroi artérielle, notamment celles des artères carotides.

Dans le contexte de l'évaluation du développement de l'athérosclérose, l'imagerie ultrasonore (US) représente la solution la plus largement utilisée. En effet cette modalité permet des examens rapides, l'acquisition de séquences temporelles d'images, et est bien adaptée à la morphologie de l'artère carotide. Les principaux marqueurs de risque considérés en imagerie US sont l'épaisseur de la paroi artérielle et l'élasticité artérielle via la mesure de la variation du diamètre du lumen (O'Rourke et al. 2002), ou la vitesse de propagation de l'onde de pouls (Vappou, Luo, and Konofagou 2010). Plus récemment, la découverte d'un mouvement cyclique longitudinal de la paroi artérielle (Persson et al. 2003), a permis d'envisager de nouveaux marqueurs de risque pertinents et complémentaires aux méthodes traditionnelles (Ahlgren et al. 2009; Svedlund and Gan 2011; Zahnd et al. 2011). L'étude des comportements dynamiques de l'artère pour le dépistage précoce de l'athérosclérose constitue à ce jour une piste privilégiée. L'élaboration d'une méthode innovante permettant d'étudier le mouvement de la paroi carotidienne constitue la principale motivation de ce travail de thèse, qui s'inscrit dans la suite des travaux de thèse de Guillaume Zahnd (Zahnd 2012).

Ce travail de thèse a pour but de développer une nouvelle méthode d'estimation de mouvement adaptée à la problématique de l'artère carotide. Cette motivation résulte de la difficulté d'estimer le mouvement de la paroi artérielle, notamment dans la direction longitudinale (direction parallèle au vaisseau). Ces difficultés sont liées à la modalité d'imagerie échographique (i.e. bruit d'imagerie, contours peu contrastés, décorrélation du speckle, problème d'ouverture, profil latéral très peu différencié), ainsi qu'à la morphologie de l'artère étudiée (i.e. faible amplitude de mouvement, structure composée de plusieurs régions très homogènes). En réponse à ces différents enjeux, et suite à une analyse approfondie des travaux présentés dans la littérature, nous proposons ici une méthode innovante combinant un marquage de l'image US dans la direction latérale à l'aide d'oscillations transverses, et une méthode d'estimation de mouvement basée sur la phase des images US. L'objectif de ce travail de thèse est de valider cette nouvelle méthode dans le cadre de l'estimation de mouvement de la paroi carotidienne en 2D, 3D, et en imagerie US ultra-rapide 2D. L'organisation de ce manuscrit est la suivante.

- Le Chapitre 1 présente brièvement le système cardiovasculaire humain avant de se consacrer à l'artère carotide et au développement de l'athérosclérose au sein de celle-ci. Nous rappelons ensuite le principe de l'imagerie US afin de présenter les principaux marqueurs de risque qui

peuvent être déduits de cette modalité, à savoir principalement l'étude du mouvement de la paroi carotidienne. Enfin, après avoir présenté les principales méthodes d'estimation de mouvement en imagerie ultrasonore et leurs limitations, nous proposons une méthode originale d'estimation de mouvement combinant un marquage ultrasonore et un estimateur basé sur la phase des images radiofréquences.

- Le Chapitre 2 représente une première contribution qui a été présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium (Salles et al. 2012), et publiée dans la revue Medical Physics (Zahnd et al. 2015). La méthode développée pour l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne est détaillée, puis validée expérimentalement à l'aide d'études sur fantôme, et enfin évaluée sur des carotides *in vivo* sur des sujets sains et des patients présentant un risque cardiovasculaire.
- Le Chapitre 3 représente une deuxième contribution qui a été présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium (Salles et al. 2013) et acceptée pour publication dans la revue IEEE TUFFC. L'extension à la 3D de la méthode d'estimation de mouvement proposée dans le chapitre 2 est présentée, et validée en simulation et expérimentalement à l'aide de fantômes.
- Le Chapitre 4 représente une troisième contribution qui a été présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium (Salles et al. 2014), et à la conférence IEEE ISBI (Salles et al. 2014), puis publiée dans la revue IEEE TUFFC (Salles et al. 2015). Une nouvelle méthode de formation des oscillations transverses par filtrage est présentée, avant d'évaluer l'ensemble de la méthode d'estimation en imagerie ultra-rapide. Après une validation en simulation, notre méthode est évaluée dans le cadre du suivi de la paroi de trois fantômes de vaisseaux d'élasticité différente, avec pour but d'une part d'estimer localement la vitesse de propagation de l'onde de pouls, et d'autre part d'évaluer la capacité de notre méthode à estimer la propagation d'un mouvement longitudinal.
- En marge de ce travail de thèse, et suite à la visite du Pr Roberto Lavarello (Pontifical Catholic University of Peru), au sein de notre laboratoire, nous avons réalisé une étude portant sur l'imagerie ultrasonore quantitative basée sur l'estimation du coefficient de rétrodiffusion. La principale originalité de ce travail portait sur l'apport de la composition d'ondes planes pour l'imagerie quantitative avec une validation expérimentale. Cette dernière contribution a été publiée dans la revue IEEE TUFFC (Salles, Liebgott, et al. 2014), et est brièvement présentée en Annexe.

CHAPITRE 1

L'artère carotide en imagerie ultrasonore dans le contexte des maladies cardiovasculaires

Dans ce premier chapitre, le système cardiovasculaire humain est d'abord brièvement présenté, en évoquant la nature et la fonction du cœur et des vaisseaux sanguins. L'artère carotide est ensuite spécifiquement décrite, en détaillant le processus de développement de l'athérosclérose au sein de celle-ci. Nous rappellerons le principe de l'imagerie ultrasonore pour ensuite présenter les principaux marqueurs de risque de l'athérosclérose qui peuvent être déduits de cette modalité d'imagerie. Nous montrerons que l'évaluation du mouvement de la paroi carotidienne permet de proposer des marqueurs pertinents associés à la rigidité des vaisseaux et complémentaires des marqueurs traditionnels. Dans ce travail de thèse, nous nous intéresserons plus particulièrement à l'estimation du mouvement longitudinal qui nécessite le développement de méthodes d'estimation spécifiques. Nous présenterons les principales méthodes d'estimation de mouvement en imagerie ultrasonore pour finalement proposer une méthode originale d'estimation de mouvement combinant un marquage ultrasonore et un estimateur basé sur la phase des images radiofréquences.

1.1 Système cardiovasculaire

Le système cardiovasculaire, constitué du cœur et des vaisseaux sanguins, a pour fonction de faire circuler le sang dans tout l'organisme afin de distribuer l'oxygène, les nutriments nécessaires à son bon fonctionnement et d'éliminer les déchets. Les contractions pulsatiles du cœur permettent au sang de se propager dans les vaisseaux sanguins.

1.1.1. Cœur

Le cœur est un organe musculaire creux séparé en deux parties. Le « cœur droit » qui récupère, par l'intermédiaire des veines, le sang appauvri et chargé de dioxyde de carbone avant de l'expulser vers les poumons pour y être enrichi. Et le « cœur gauche » qui récupère le sang enrichi venant des poumons pour ensuite l'expulser vers les organes par l'intermédiaire des artères. Chacune de ces parties comprend deux chambres, l'oreillette qui accueille le sang provenant de l'organisme et le ventricule qui expulse le sang vers l'organisme (Figure 1.1). De ce fait, le cœur est souvent assimilé à une pompe propulsant le sang, de manière pulsatile, à travers l'organisme.

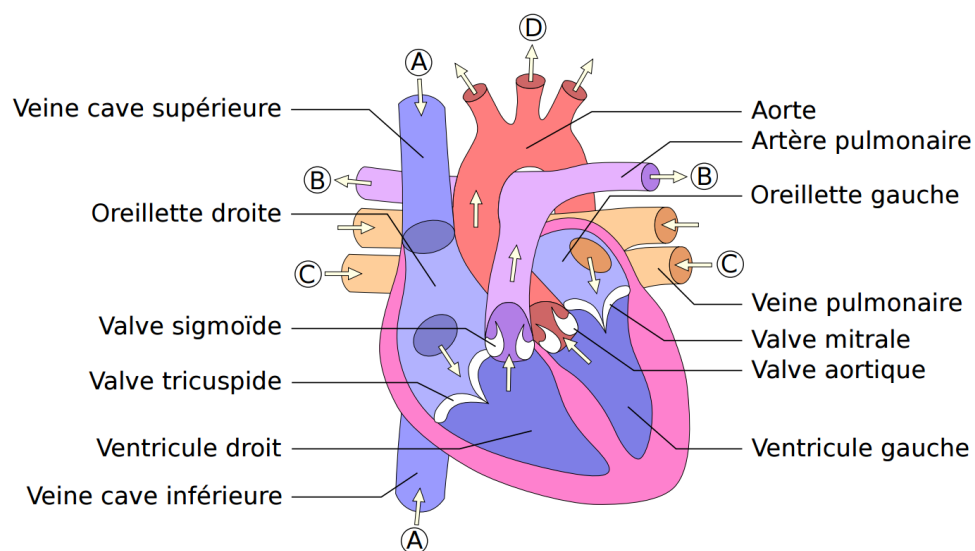


Figure 1.1 : Le cœur humain. Le sens du flux sanguin est représenté par les flèches blanches. (A) sang provenant des organes, (B) sang envoyé vers les poumons, (C) sang provenant des poumons, (D) sang envoyé vers les organes. (source : www.wikimédia.org)

De par sa nature myogénique, le muscle cardiaque ou myocarde génère spontanément des contractions issues d'impulsions électriques produites au sein même du cœur, i.e. nœud sinusal. Cette activité électrique est représentée via un électrocardiogramme (ECG) et permet de distinguer deux phases principales, la systole et la diastole (Figure 1.2). Durant la systole, le muscle myocardique se contracte et provoque l'expulsion du sang hors du cœur (c'est à dire vers les poumons dans le cas du ventricule droit, et vers les autres organes dans le cas du ventricule gauche). Durant la diastole, les muscles se relâchent et le volume du cœur augmente, provoquant l'afflux de sang. L'ECG, dont l'enregistrement est simple et qui peut servir d'horloge et être synchronisé à d'autres techniques d'exploration, permet de bien identifier les différents temps circulatoires observés en des points distants du cœur.

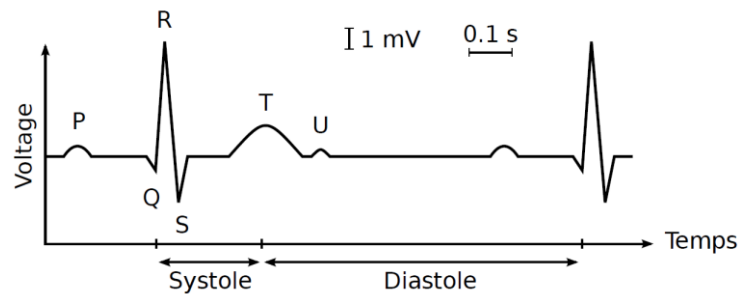


Figure 1.2 : Electrocardiogramme (ECG), représentant le potentiel électrique du cœur au cours du temps. Les deux principales phases de systole et diastole, ainsi que les six ondes P, Q, R, S, T, et U sont représentées.

1.1.2. Vaisseaux sanguins et circulation sanguine

Le sang est distribué, dans tout l'organisme, par l'intermédiaire de vaisseaux sanguins qui peuvent se décomposer en trois catégories :

- Les artères qui transmettent le sang, enrichi en dioxygène et en nutriments, du cœur vers les organes. Le diamètre interne des artères peut aller de 2,5 cm pour les plus proches du cœur jusqu'à moins de 2 mm pour les plus petites. Les artères sont soumises à un flux sanguin à pression élevée et à caractère pulsatile.
- Les veines qui transmettent le sang, appauvri et chargé de dioxyde de carbone, des organes vers le cœur. De même taille que les artères elles disposent néanmoins de valves pour compenser une pression sanguine plus faible et lutter contre la pesanteur.
- Les capillaires qui permettent la diffusion du sang dans les tissus. D'un diamètre d'une dizaine de micromètres et entourés d'une paroi très mince et perméable, ils sont disposés de manière enchevêtrée au contact des tissus environnants. Les capillaires assurent aussi la jonction intermédiaire du flux sanguin entre les artères et les veines.

L'appareil circulatoire est principalement constitué de ces vaisseaux, et peut être vu comme deux circuits fermés (Figure 1.3). La petite circulation, dite pulmonaire, correspond au trajet du sang dans les poumons, entre le « cœur droit » et le « cœur gauche ». La grande circulation, dite systémique, ou générale, correspond au trajet sanguin entre le cœur et le reste de l'organisme.

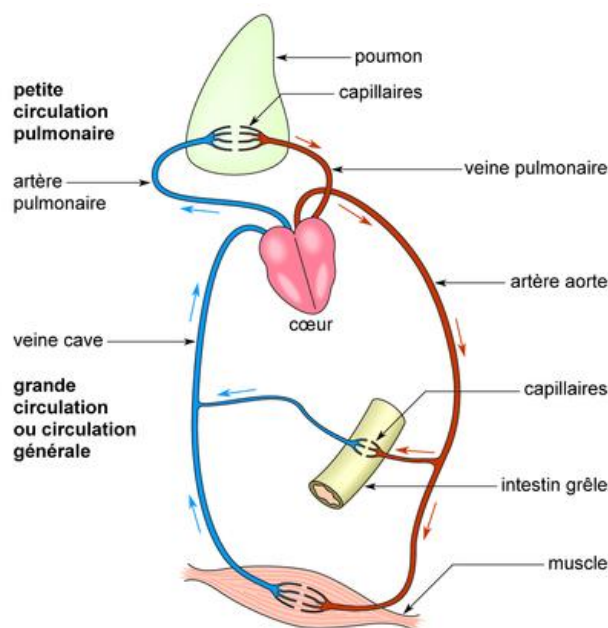


Figure 1.3 : Illustration de l'appareil circulatoire humain. L'appareil circulatoire humain est composé d'une petite circulation entre les poumons et le cœur par l'intermédiaire des artère et veine pulmonaires, et d'une grande circulation vers les autres organes par l'intermédiaire de la veine cave et de l'artère aorte. (source :www.static1.assistancescolaire.org).

La pression artérielle, notée P , est un phénomène cyclique (Figure 1.4) mesurant la force radiale exercée par le flux sanguin sur la paroi artérielle. Très souvent exprimée en millimètre de mercure (mmHg), elle peut facilement être mesurée à l'aide d'un brassard externe.

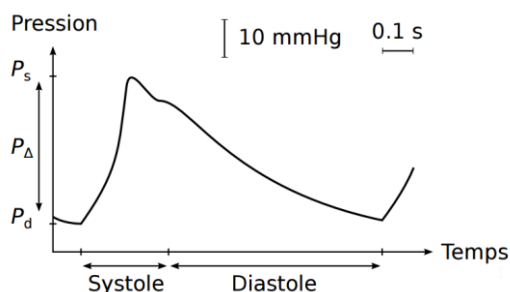


Figure 1.4 : Variation de la pression artérielle au cours d'un cycle cardiaque, avec P_s la pression systolique, P_d la pression diastolique, et P_Δ la pression pulsée (Zahnd 2012).

La pression artérielle est maximale lors de la phase de systole, et minimale lors de la diastole. Dans le cas d'un adulte en bonne santé, la pression systolique P_s et diastolique P_d valent généralement 120 mmHg et 80 mmHg, respectivement. La pression pulsée P_Δ est définie comme la différence entre la pression systolique et la pression diastolique, calculée selon l'Équation 1.1, elle correspond généralement à 40 mmHg.

$$P_\Delta = |P_s - P_d| \tag{1.1}$$

1.2. Artère carotide et athérosclérose

La raison médicale de ce projet de thèse est le dépistage précoce de l'athérosclérose, une maladie cardiovasculaire touchant un grand nombre de personnes. L'artère carotide étant prioritairement affectée par cette maladie, nous allons la présenter plus en détails ci-après.

1.2.1. Morphologie

Situées dans le cou, la « carotide droite » et la « carotide gauche » sont les 2 principales artères qui assurent l'approvisionnement de la tête en sang (Figure 1.5).

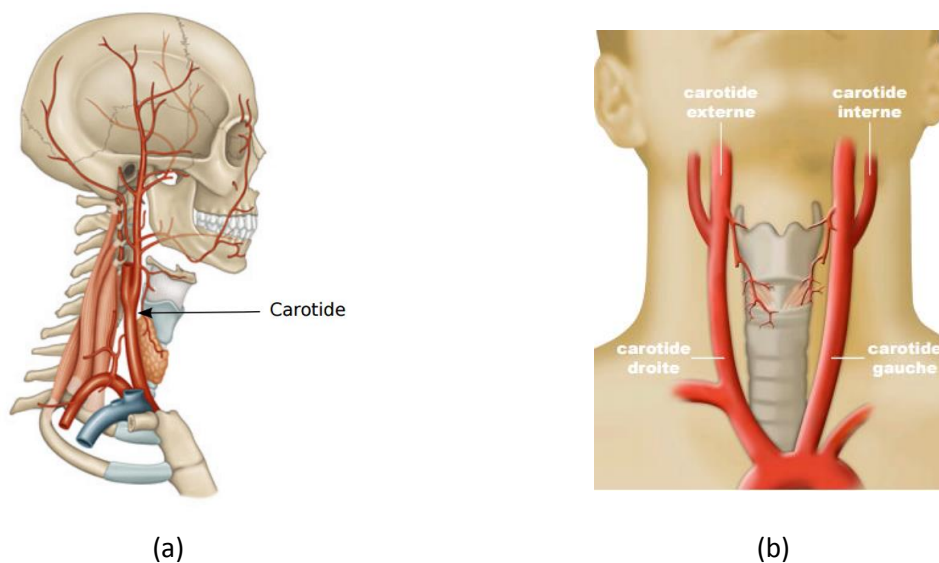


Figure 1.5 : Les artères carotides sont au nombre de deux, et se séparent chacune en une carotide externe et interne. (source : (a) www.eleonorelamaglia.wordpress.com et (b) www.wikimédia.org)

Chacune des artères carotides se divise en deux branches au niveau du bulbe carotidien. Trois parties peuvent alors être distinguées, la carotide commune, ou carotide primitive, sur laquelle est axé ce travail, qui se sépare en carotide interne qui alimente le cerveau, et carotide externe qui alimente le reste de la tête. Notons que bien qu'identiques au niveau du cou, les carotides communes droite et gauche ont un trajet et une origine différente sur l'aorte ou le tronc brachio-céphalique. Leur comportement dynamique sera donc sensiblement différent.

La carotide est une artère élastique en opposition aux artères coronaires ou fémorales qui sont de type musculaire. La structure morphologique de la paroi carotidienne est composée de trois couches concentriques, dites tuniques, axées autour du lumen (la lumière artérielle), zone de circulation du sang (Figure 1.6).

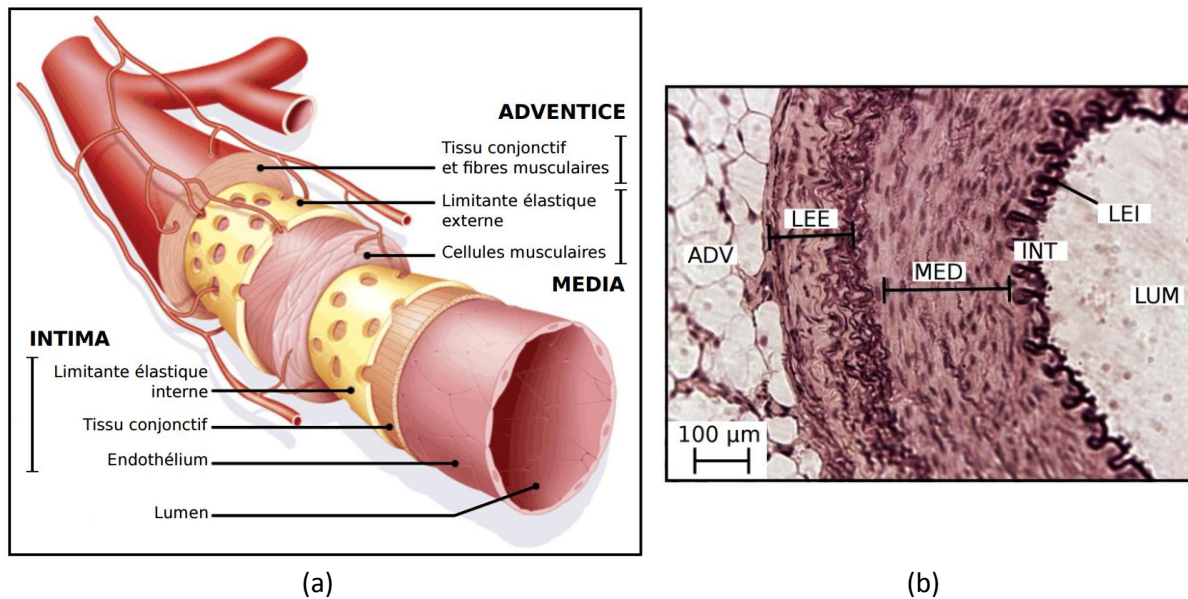


Figure 1.6 : Les différentes couches constituant la paroi de l'artère carotide. (a) Couches concentriques adventice, media, et intima, axées autour du lumen. (b) Coupe histologique de l'artère, avec les trois couches adventices (ADV), media (MED), et intima (INT), les limitantes élastiques externe (LEE) et interne (LEI), et le lumen (LUM). (source : (a) www.sanofi-aventis.com et (b) www.umass.edu)

Adventice : Composée essentiellement de cellules fibreuses de collagène, et dans une moindre mesure de fibres élastiques, l'adventice est la couche la plus externe de la paroi artérielle. Regroupant les terminaisons nerveuses, elle permet la vascularisation de la paroi par l'intermédiaire des *vasa et nervi vasorum*.

Media : Composée essentiellement de fibres élastiques, la media est la couche intermédiaire et principale de la paroi artérielle. Elle est séparée de l'adventice par une épaisse lame d'élastine, appelée la limitante élastique externe. D'épaisseur environ 0.5 mm, la media permet d'assurer les propriétés de compliance artérielle.

Intima : Constituée de l'endothélium, l'intima est la couche la plus interne de la paroi artérielle. Au contact du sang, elle a pour rôle de maintenir celui-ci dans le vaisseau tout en permettant l'absorption de substances nutritives. Cette couche très fine, d'environ 10 µm, est séparée de la media par une fine lame d'élastine appelée la limitante élastique interne, et par une couche sous-endothéliale, zone de formation des plaques d'athéromes.

1.2.2. L'athérosclérose

Les pathologies cardiovasculaires, dont principalement l'athérosclérose, représentent une cause majeure de mortalité dans le monde. Le dépistage précoce de cette maladie est un enjeu majeur. La rigidité artérielle ayant été trouvée corrélée au niveau de risque cardiovasculaire dès un stade précoce, un dépistage est réalisable par l'évaluation des propriétés mécaniques d'élasticité de l'artère.

La mortalité provoquée par les accidents cardiovasculaires

Les pathologies cardiovasculaires représentent, après le cancer, la principale cause de mortalité dans les pays industrialisés, et sont responsables d'un tiers des causes de décès à travers le monde (Organisation Mondiale de la santé, 2012). Les principales causes de décès sont l'infarctus du myocarde, et l'accident vasculaire cérébral (AVC). Dans le premier cas, il y a nécrose de cellules du cœur, causée par un manque d'oxygénation lorsque les artères coronaires se bouchent, ce qui résulte en un dysfonctionnement de la contraction cardiaque. Dans le second cas, l'AVC survient soit à la suite d'une ischémie causée par l'occlusion d'une artère qui provoque un manque d'oxygénation d'une partie du cerveau, soit à la suite d'une hémorragie causée par la rupture d'une artère. Dans la majorité des cas, ces accidents ont pour origine les complications des pathologies vasculaires liées à l'athérosclérose.

L'athérosclérose

Le phénomène naturel de durcissement des vaisseaux sanguins lié à leur vieillissement est l'artériosclérose. Ce phénomène est fréquemment accompagné par une accumulation sédimentaire de lipides, de sang, de tissus fibreux et de dépôts calcaires, on parle alors d'athérosclérose. Ce syndrome, principal vecteur de l'ensemble des pathologies cardiovasculaires, s'exprime par le remaniement de l'intima et se traduit par l'épaississement de la paroi artérielle. La physiologie de l'artère est altérée par la rigidification de l'intima, se traduisant par une dégradation de la fonction endothéliale et de la vasomotricité. La sténose de l'artère, i.e. le rétrécissement de la lumière artérielle, est causée par la formation de la plaque d'athérome dans l'intima et plus précisément dans la couche sous-endothéliale. Ce phénomène a pour conséquence directe de réduire le débit du flux sanguin, ce qui peut entraîner un manque d'oxygénation des organes, une sur-sollicitation du cœur pour compenser le manque de débit, et l'apparition de turbulences dans le flux sanguin en aval du rétrécissement. Au stade final de l'évolution de l'épaississement et de la rigidification de la plaque d'athérome dite à risque, la plaque peut se rompre. Cette rupture peut alors provoquer soit une thrombose, c'est-à-dire l'obstruction de l'artère par un caillot sanguin pouvant causer un infarctus du myocarde, soit une hémorragie pouvant directement entraîner un accident vasculaire cérébral (Schaar 2004). L'évolution au cours du temps de la morphologie d'une artère atteinte d'athérosclérose est schématisée par la Figure 1.7.

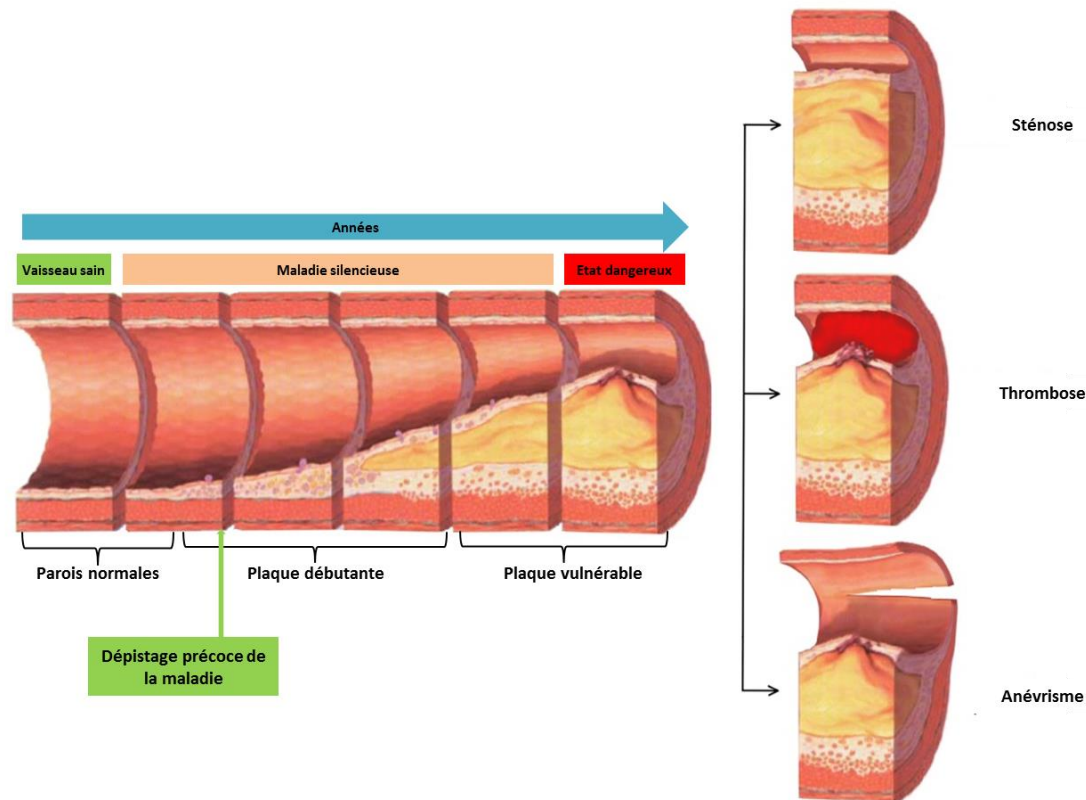


Figure 1.7 : Processus de développement de l'athérosclérose.(source : www.wikipedia.org)

Les facteurs de risque cardiovasculaire

Les facteurs de risque cardiovasculaire sont multiples et peuvent être classés en deux groupes, les modifiables et les non modifiables. Dans la catégorie des non modifiables nous pouvons citer, l'âge, le sexe (i.e. les hommes étant à plus haut risque que les femmes), et les antécédents familiaux où sont regroupés les facteurs de risque « génétiques ». Dans la catégorie des modifiables les principaux sont, l'hypercholestérolémie (i.e. un taux de cholestérol trop élevé), l'hypertension (i.e. une tension artérielle trop élevée), le diabète de type 1 et 2, l'adiposité (i.e. l'accumulation de graisse dans les tissus, qui se traduit généralement par une surcharge pondérale du sujet), et le tabagisme.

1.2.3. Enjeux d'un dépistage précoce de la maladie

Suivant le stade du développement de l'athérosclérose, le patient atteint peut être amené à subir une opération chirurgicale au niveau des artères. Les opérations couramment réalisées sont l'angioplastie, où une endoprothèse expansible (stent) est placée au niveau de l'artère afin d'élargir le lumen; l'endartériectomie, qui consiste à ouvrir l'artère et à réaliser l'ablation de la plaque d'athérome; et le pontage, où la partie obstruée du vaisseau est contournée par l'implantation d'une section prélevée par exemple au niveau de l'artère mammaire interne. Même si ces interventions chirurgicales sont de mieux en mieux maîtrisées par le corps médical elles restent risquées, coûteuses, et ne font que repousser l'échéance de l'évènement cardiovasculaire. À l'inverse de ces traitements curatifs, le traitement préventif permet d'évaluer en amont le risque global d'accident cardiovasculaire d'un individu. L'exploration de la paroi artérielle de sujets asymptomatiques permet l'évaluation du niveau global du risque et la décision d'une stratégie adaptée de prévention. L'importance du traitement préventif a été démontrée par une étude (Ford et al. 2007), qui a mis en

évidence que le taux de mortalité liée aux pathologies cardiovasculaires a chuté de moitié entre 1980 et 2000 aux USA, et que 44% des causes de cette décroissance sont attribuées à une modification en amont des facteurs de risque, c'est-à-dire à des traitements préventifs. Ces résultats ont été confirmés par une étude différente (Wijeyesundera 2010), montrant que le taux de mortalité lié aux pathologies cardiovasculaires a chuté d'un tiers entre 1994 et 2005 au Canada, et que cette décroissance a été causée à 48% par des traitements préventifs. De ce fait, l'accès à des marqueurs fiables du développement de l'athérosclérose, à un stage encore précoce (c'est-à-dire avant même la formation de la plaque d'athérome) représente un enjeu majeur (Adams and Celermajer 1999).

1.2.4. Marqueurs de risque traditionnels sans imagerie

Les marqueurs de risque traditionnels témoignent pour la plupart d'un indice global de développement de l'athérosclérose et par conséquent d'un indice global de rigidité des parois.

Les plus couramment utilisés dans le milieu médical sont :

- Bilan hépatique - Le niveau de certaines graisses, cholestérol, sucre, et protéines peut être contrôlé à l'aide d'une prise de sang et peut indiquer des facteurs de risque de l'athérosclérose.
- L'indice de pression systolique (IPS) - Effectué à l'aide d'une sonde Doppler, l'IPS est le rapport de pression sanguine mesurée à la cheville sur la pression sanguine mesurée au bras (humérale)
- La vitesse de l'onde de pouls globale (VOP) - La VOP est mesurée de manière non invasive à l'aide de capteurs entre deux endroits distants du tronc artériel. Le plus souvent cette mesure est effectuée entre l'artère carotide et l'artère fémorale de façon à évaluer la rigidité de l'aorte. La mesure du temps de parcours de l'onde de pouls entre les 2 capteurs permet d'estimer la vitesse de l'onde de pouls.

Ces méthodes ont l'avantage de rendre compte d'un niveau global de la rigidité des parois mais toutefois ne permettent pas de localiser le risque. De plus, le potentiel de dépistage de ces méthodes demeure faible (Simon, Chironi, and Levenson 2006; Dolan et al. 2006; Laurent et al. 2001; Weber et al. 2004). En effet ces méthodes classiques ont pour principal problème la détection de faux positifs parmi les individus. La recherche de marqueurs locaux et précis devient donc une nécessité. L'utilisation d'un système d'imagerie, et notamment l'imagerie ultrasonore prend alors tout son sens.

1.3. Imagerie ultrasonore de l'artère carotide

Située peu profondément sous la surface du cou, l'artère carotide est facilement accessible au moyen de l'échographie. C'est un examen rapide et sans danger, simple à mettre en œuvre en clinique.

1.3.1. Imagerie ultrasonore

L'onde ultrasonore

L'imagerie ultrasonore est basée sur la propagation et la rétro-propagation d'ondes ultrasonores dans et par le milieu étudié. Dans le cas de l'imagerie ultrasonore médicale, les ultrasons sont générés par une sonde échographique de fréquence centrale f_0 comprise entre 2 et 20 MHz en fonction de l'application médicale. La vitesse de propagation, ou célérité, de l'onde acoustique est constante dans un milieu homogène. Dans les tissus biologiques mous, composés principalement d'eau nous supposons cette valeur égale 1540 m.s^{-1} . A une onde acoustique monochromatique nous pouvons associer une longueur d'onde λ_0 traduisant la périodicité spatiale de l'onde. Cette grandeur est liée à la fréquence de l'onde et sa célérité par l'équation 1.2 :

$$\lambda_0 = \frac{c}{f_0} \quad 1.2$$

Enfin, l'amplitude de l'onde ultrasonore traduit l'énergie apportée par l'onde dans le milieu. Cette dernière ne doit pas être trop élevée pour rester dans le domaine de l'imagerie médicale et de sa propagation linéaire.

Propagation et réflexion de l'onde ultrasonore

La propagation de l'onde ultrasonore s'effectue grâce à la compression mécanique locale du milieu. Par conséquent, contrairement aux ondes électromagnétiques, comme la lumière, qui peuvent se propager dans le vide, les ondes acoustiques ont besoin d'un milieu matériel pour se propager.

Il existe trois modes de propagation :

- Les ondes de compression, qui oscillent dans une direction parallèle aux sens de propagation
- Les ondes de cisaillement qui oscillent dans une direction perpendiculaire à la direction de propagation et qui aux fréquences où l'on travaille sont très vite atténuées dans les tissus biologiques mous.
- Les ondes de surface qui se propagent à la surface du milieu et qui sont aussi très vite atténuées dans les tissus biologiques mous.

Dans ce travail de thèse nous considérons seulement les ondes de compression en négligeant les autres. Dès lors, la propagation du champ de pression p selon la direction z et en fonction du temps peut s'exprimer sous la forme de l'équation d'onde acoustique 1.3

$$\frac{\partial^2 P}{\partial z^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} = 0 \quad 1.3$$

$$\text{avec } c = \sqrt{\frac{1}{\rho\chi}}$$

avec ρ la masse volumique du milieu et χ sa compressibilité. En prenant en compte seulement la propagation dans le sens positif, une solution à l'équation 1.3 peut s'exprimer sous la forme :

$$P(z,t) = P_0 \cos(2\pi\lambda_0 z - 2\pi f_0 t) \quad 1.4$$

Lors de sa propagation, le signal ultrasonore subit une atténuation due à l'absorption des tissus, et également à la diffusion de l'onde dans le milieu. Cette atténuation, dépendant de la profondeur et du coefficient d'absorption a exprimé en $\text{dB.cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ suit l'équation :

$$P(z) = P_0 e^{-az} \quad 1.5$$

Le Tableau 1.1 présente plusieurs valeurs du coefficient d'atténuation en fonction du milieu et de la fréquence.

Tableau 1.1 : Valeur du coefficient d'atténuation en fonction du milieu traversé

Milieux	Coefficient d'atténuation à 1MHz (dB.cm^{-1})	Pénétration
Eau	0.002	Forte
Sang	0.1	Forte
Graisse	0.5	Bonne
Foie	0.5-1	Bonne
Rein	1	Bonne
Muscle	1.5	Bonne
Os	10	Très faible
Poumon-air	20	Quasi nulle

Ce travail de thèse traitant de l'imagerie de la carotide, située le plus souvent entre 2 et 4 cm sous la surface de la peau, nous pourrions donc travailler à une fréquence allant jusqu'à 10 MHz tout en gardant une bonne pénétration des ondes ultrasonores.

Même si l'interaction onde matière est complexe dans les milieux biologiques, on peut approximer la réflexion de l'onde acoustique par deux phénomènes différents, la réflexion spéculaire et la réflexion diffuse.

Dans le cas d'une onde plane dans un milieu homogène et isotrope, la réflexion spéculaire caractérise la réflexion de l'onde ultrasonore par une interface entre deux milieux d'impédance Z_1 et Z_2 différentes fonction de la vitesse de propagation de l'onde c et de la masse volumique ρ (Equation 1.6).

$$Z = \rho c \quad 1.6$$

Une fois l'interface atteinte, l'onde incidente peut être réfléchiée et/ou transmise. Si l'onde incidente est perpendiculaire à l'interface entre deux milieux d'impédance Z_1 et Z_2 , l'énergie transmise T peut s'exprimer selon la relation :

$$T = 1 - R \quad 1.7$$

$$\text{avec } R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad 1.8$$

Il est clair que l'énergie transmise par une interface entre deux milieux d'impédance très différente sera très faible. Bien heureusement, les tissus biologiques et le sang étant composés principalement d'eau et présentant des variations d'impédance limitées, l'interface entre ces deux milieux affectera peu l'onde ultrasonore.

La réflexion diffuse résulte de l'inhomogénéité des tissus biologiques. En effet, si l'on suppose la taille des inhomogénéités faible en comparaison à la longueur d'onde ultrasonore λ_0 (Meunier and Bertrand 1995), elles se comportent comme des sources ponctuelles réémettant une onde sphérique dans le milieu. Ainsi les ondes ultrasonores générées par ces réflecteurs vont être rétrodiffusées vers la sonde échographique et permettre la visualisation et la caractérisation des tissus biologiques. Ces phénomènes de transmission et réflexion de l'onde ultrasonore sont représentés sur la Figure 1.8

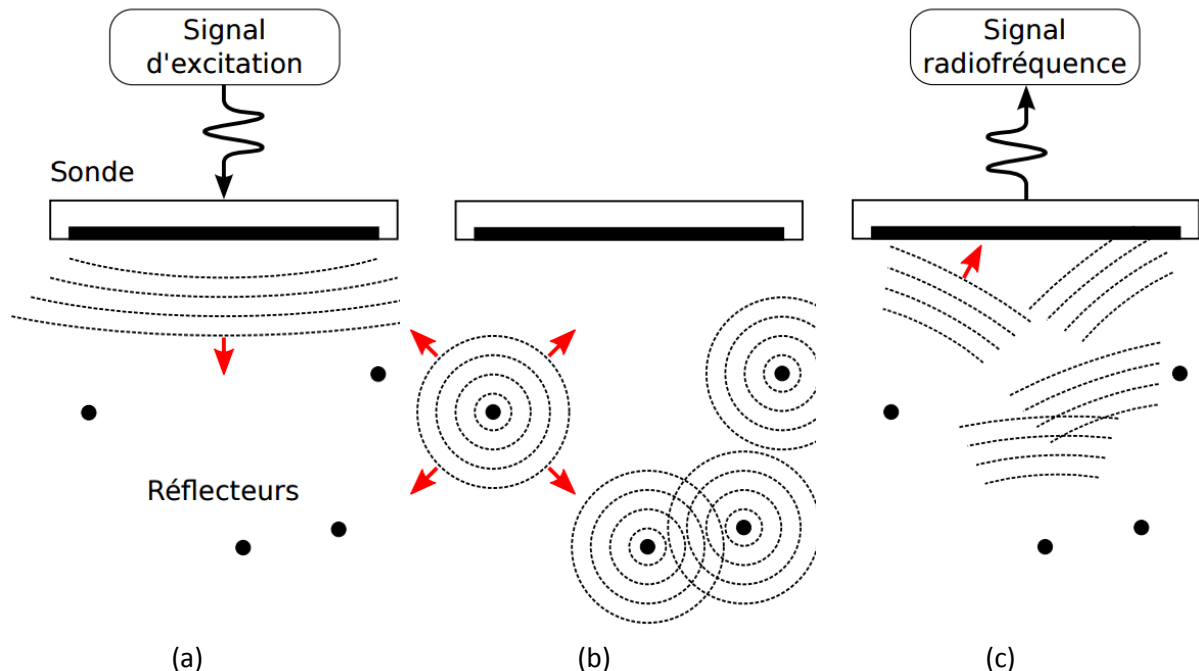


Figure 1.8 : Transmission et réflexion diffuse de l'onde ultrasonore. (a) Un signal électrique impulsionnel excite la sonde ultrasonore et entraîne la création d'une onde incidente qui se propage dans le milieu. (b) Au contact de l'onde incidente, les multiples réflecteurs rétrodiffusent une onde sphérique. (c) Les échos rétrodiffusés sont reçus par la sonde et convertis en signal électrique dit radiofréquence. (Zahnd 2012)

Principe de l'imagerie ultrasonore

D'un point de vue très général, l'imagerie ultrasonore consiste dans l'émission et la réception de signaux ultrasonores par une sonde échographique composée d'éléments piézoélectriques. Après la propagation dans les milieux et la réflexion des ondes ultrasonores par le milieu, les signaux reçus par la sonde sont appelés signaux bruts. Des images radiofréquences RF sont alors produites par des méthodes de formation de voies et de formation d'image à partir de ces signaux bruts. Bien qu'il soit tout à fait possible de visualiser et de caractériser le tissu biologique à l'aide de ces images RF, les images RF sont très souvent traitées pour faciliter la visualisation. Le mode le plus utilisé en imagerie médicale est appelé *image mode B* (mode brillance) (Bankman 2009), et résulte d'un traitement par démodulation (enveloppe du signal) puis compression logarithmique. Ces différents modes sont représentés sur la Figure 1.9. Il existe plusieurs méthodes de formation de voies et de formation d'images suivant l'application médicale voulue. Dans la section suivante nous développerons seulement ceux utilisés pour l'imagerie ultrasonore de l'artère carotide.

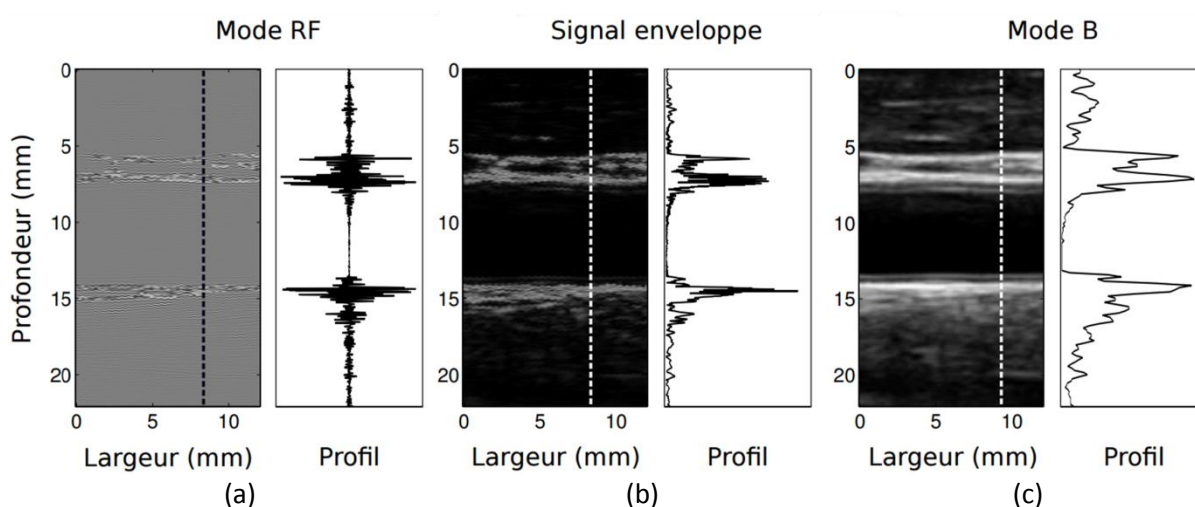


Figure 1.9 : Etapes de formation d'une image mode B de la carotide à partir d'une image RF. (a) image RF, (b) image enveloppe, (c) image mode B. Le profil (traits pointillés) axial de chaque image est détaillé. Acquisition réalisée *in vivo* avec l'échographe Sonix MDP (Ultrasonix, Canada). (Zahnd 2012)

Après formation des images, l'échographe peut être caractérisé par sa réponse impulsionnelle (en anglais, Point Spread Function, PSF). La PSF est déterminée par l'image US d'un diffuseur ponctuel. Elle représente donc le plus petit objet qu'il est possible d'imager. On définit la résolution spatiale de l'image comme la largeur à mi-hauteur de la PSF (en anglais, Full Width at Half Maximum, FWHM). Nous pouvons noter que la résolution axiale est plus fine que la résolution latérale.

1.3.2. Imagerie ultrasonore de la carotide

Imagerie ultrasonore conventionnelle de la carotide.

De manière conventionnelle, l'imagerie ultrasonore de la carotide est réalisée à l'aide d'une *sonde linéaire* et d'un *balayage linéaire*. Chaque colonne de l'image RF (*ligne RF*) est formée par l'enchaînement successif de phase de transmission et de réception suivant un modèle de formation de voies basé sur un schéma de *délai et somme* (Figure 1.10) (Wells 1977; Angelsen 2000; Christensen 1988). Ce principe permet de focaliser les ondes acoustiques que ce soit en transmission ou en réception. Le nombre d'éléments utilisables en même temps, appelés *élément actifs*, dépend du nombre de canaux reliant la sonde à l'échographe.

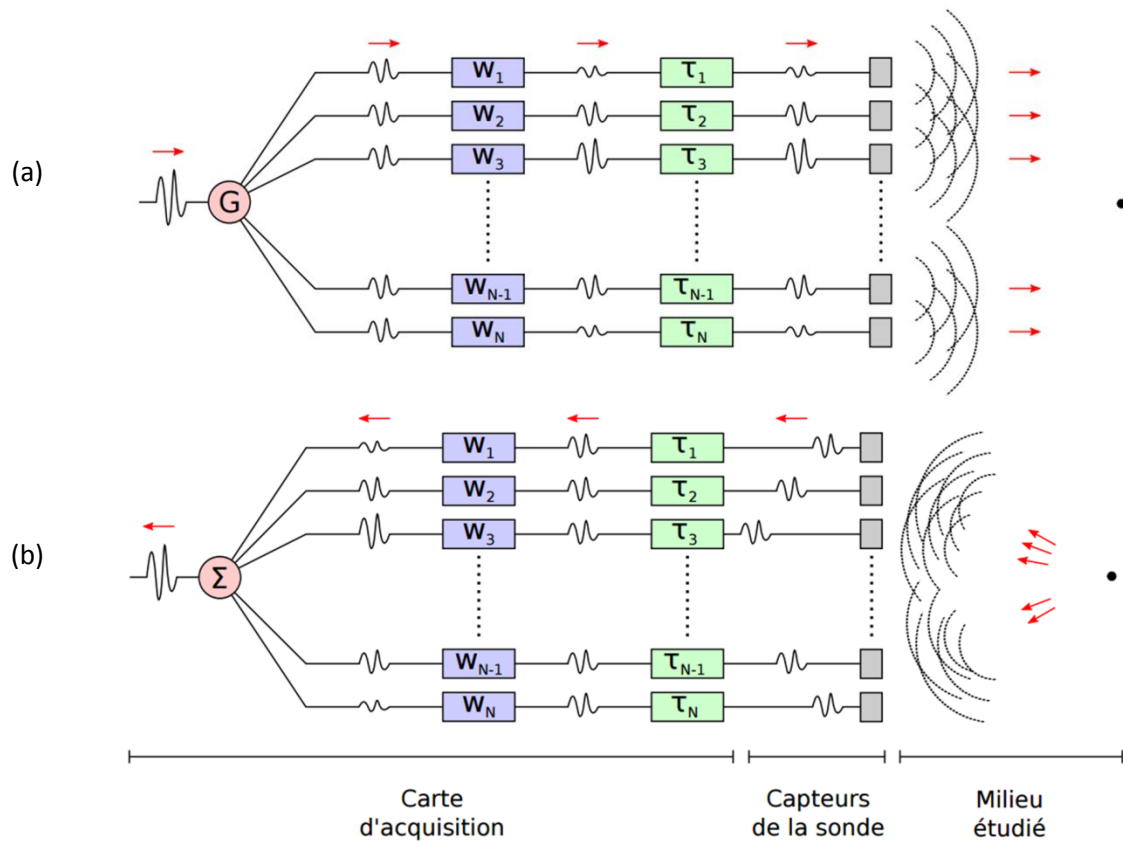


Figure 1.10 : Schéma de formation de voies en délai et somme lors d'une phase de transmission (a), et réception (b) Les signaux électriques sont pondérés W_N et retardés T_N lors de la phase de transmission et réception. Les capteurs réalisent l'interface entre l'échographe et le milieu étudié en effectuant la conversion réciproque des impulsions électriques en ondes acoustiques. (Zahnd 2012)

En transmission, les signaux électriques, qui peuvent être pondérés et retardés (focalisation en transmission) sont envoyés aux éléments actifs de la sonde. Le champ de pression, produit par l'ensemble des éléments actifs, se propage alors dans le milieu. Si aucun retard n'est appliqué, le champ de pression peut être approximé par une forme d'onde plane (Figure 1.10a).

En réception, l'onde acoustique renvoyée par le milieu est captée par l'ensemble des éléments actifs. Grâce à la connaissance *a posteriori* des temps de vol et des amplitudes des signaux bruts reçus, ces derniers sont alors retardés (focalisation en réception), pondérés et sommés (délai et somme) pour former une ligne RF (Figure 1.11).

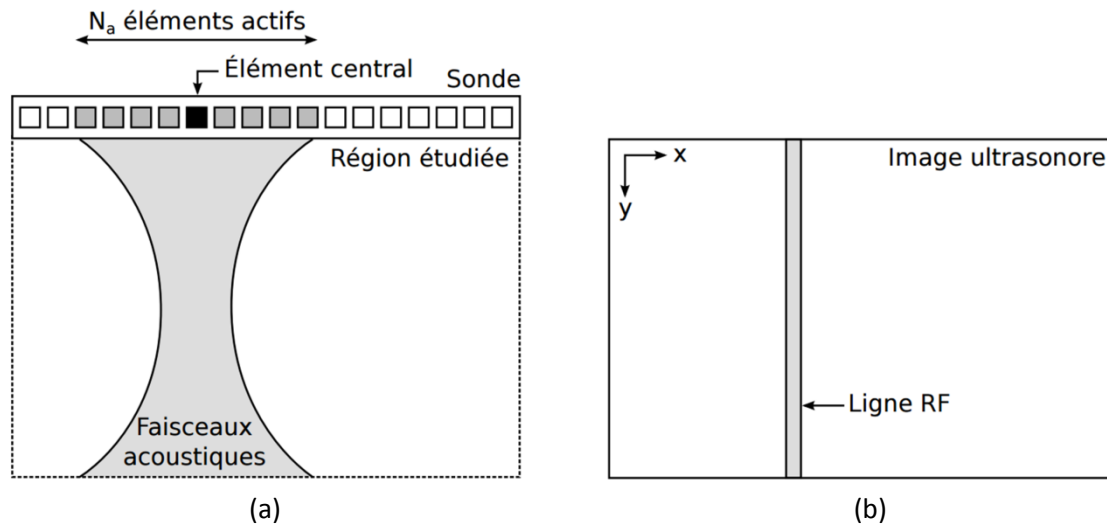


Figure 1.11 : Formation d'une ligne RF. N_a éléments actifs de la sonde sont utilisés en transmission et réception (a) afin de reconstruire la ligne RF correspondant à la position de l'élément central (b). (Zahnd 2012)

En décalant successivement d'un élément la région des éléments actifs après chaque cycle de transmission réception, la juxtaposition de l'ensemble des lignes RF produites forme l'image RF. Dès lors nous pouvons définir deux grandeurs importantes :

- La fréquence des cycles de transmission réception (en anglais, Pulse Repetition Frequency, PRF), s'exprime en Hz.

$$PRF = \frac{c}{2y_{\max}} \quad 1.9$$

avec y_{\max} la profondeur maximale.

- La cadence d'imagerie (en anglais, Frame Per Second, FPS), exprimée en image/s qui peut être définie avec la relation suivante :

$$FPS = \frac{PRF}{N_c} \quad 1.10$$

avec N_c correspondant au nombre de cycles de transmission utilisé pour construire une image.

Si l'on prend l'exemple d'une sonde linéaire de 192 éléments dont 64 actifs, et que l'on cherche à imaginer à une profondeur de 3 cm. La PRF maximale théorique que l'on pourra atteindre sera environ égale à 25 kHz, ce qui donnera un FPS d'environ 195 images/s pour une image de 128 lignes. En pratique, du fait de la limitation des composants électroniques, la PRF dépasse rarement les 10 kHz ce qui donnera une cadence d'environ 80 images/s pour notre exemple. Cette méthode d'imagerie a donc une cadence d'imagerie limitée et par conséquent ne permet pas toujours de visualiser les phénomènes dynamiques les plus rapides.

Imagerie ultrasonore ultra-rapide de la carotide.

A l'instar de l'imagerie conventionnelle de la carotide, l'imagerie rapide est réalisée à l'aide d'une sonde linéaire. En revanche, chaque cycle de transmission-réception, produira, non pas une ligne RF mais, une image RF dite "basse résolution" ou image onde plane. L'approche proposée pour atteindre une cadence de plusieurs milliers d'images par seconde consiste à transmettre une onde plane par

l'ensemble des éléments actifs de la sonde et de réaliser la formation de voies en réception. Pour cela, les signaux bruts reçus par la sonde sont sommés de manière cohérente pour construire une image onde plane. Différentes approches ont été proposées pour la reconstruction des images onde plane. La méthode la plus classique repose sur une approche dans le domaine spatial appelée retard et somme (en anglais, delay-and-sum, DAS) (Montaldo et al. 2009). Une autre famille de méthodes propose de reconstruire l'image onde plane dans le domaine fréquentiel avec des temps de calcul plus courts (Gueth et al. 2010; Lu, Jiqi, and Wang 2006; Kruizinga et al. 2012; Garcia et al. 2013; Bernard et al. 2014). Pour améliorer la qualité des images onde plane en termes de contraste et de résolution il a été proposé de combiner de manière cohérente plusieurs images onde plane acquises avec des angles différents afin de former une image dite "haute résolution". C'est la méthode de composition cohérente (en anglais, coherent compounding) (Montaldo et al. 2009).

Dans ce travail de thèse et dans les parties correspondant à l'imagerie rapide, nous travaillerons avec une seule image onde plane dont le front d'onde est parallèle à la sonde, sans composition avec d'autres images onde plane. Nous montrerons que les méthodes d'estimation de mouvement que nous développons sont adaptées à ce type d'image "basse résolution" en gardant une cadence d'images la plus élevée possible.

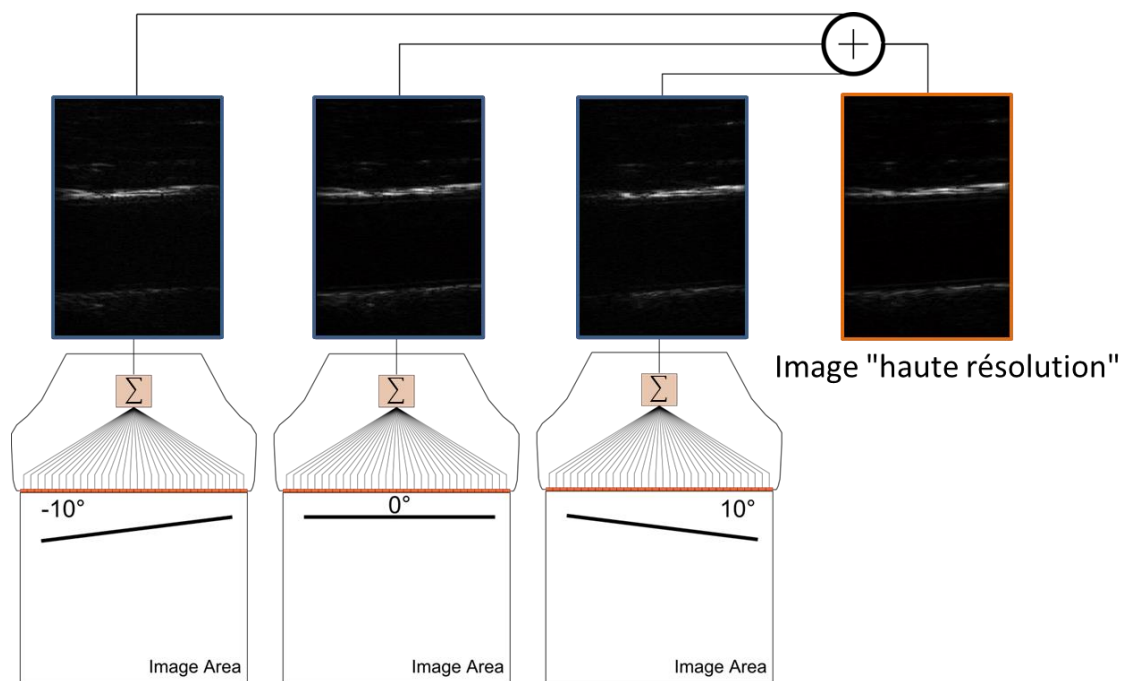


Figure 1.12 : Formation d'une image RF "haute résolution". Dans cet exemple trois images RF "basse résolution" sont formées à l'aide de trois ondes planes acquises avec trois angles différents. La somme de ces images "basse résolution" est réalisée pour former une image de meilleure contraste et résolution.

Structure de l'image US mode B de la carotide en coupe longitudinale

L'artère carotide est facilement reconnaissable en imagerie US mode B de par sa structure typique en forme de tube. Il existe une certaine variabilité de la morphologie en fonction des individus : courbure, diamètre de l'artère, épaisseur de l'intima-media, profondeur sous la peau. Toutefois, les images en coupe longitudinale en imagerie US ont une structure reproductible comme le montre la Figure 1.13.

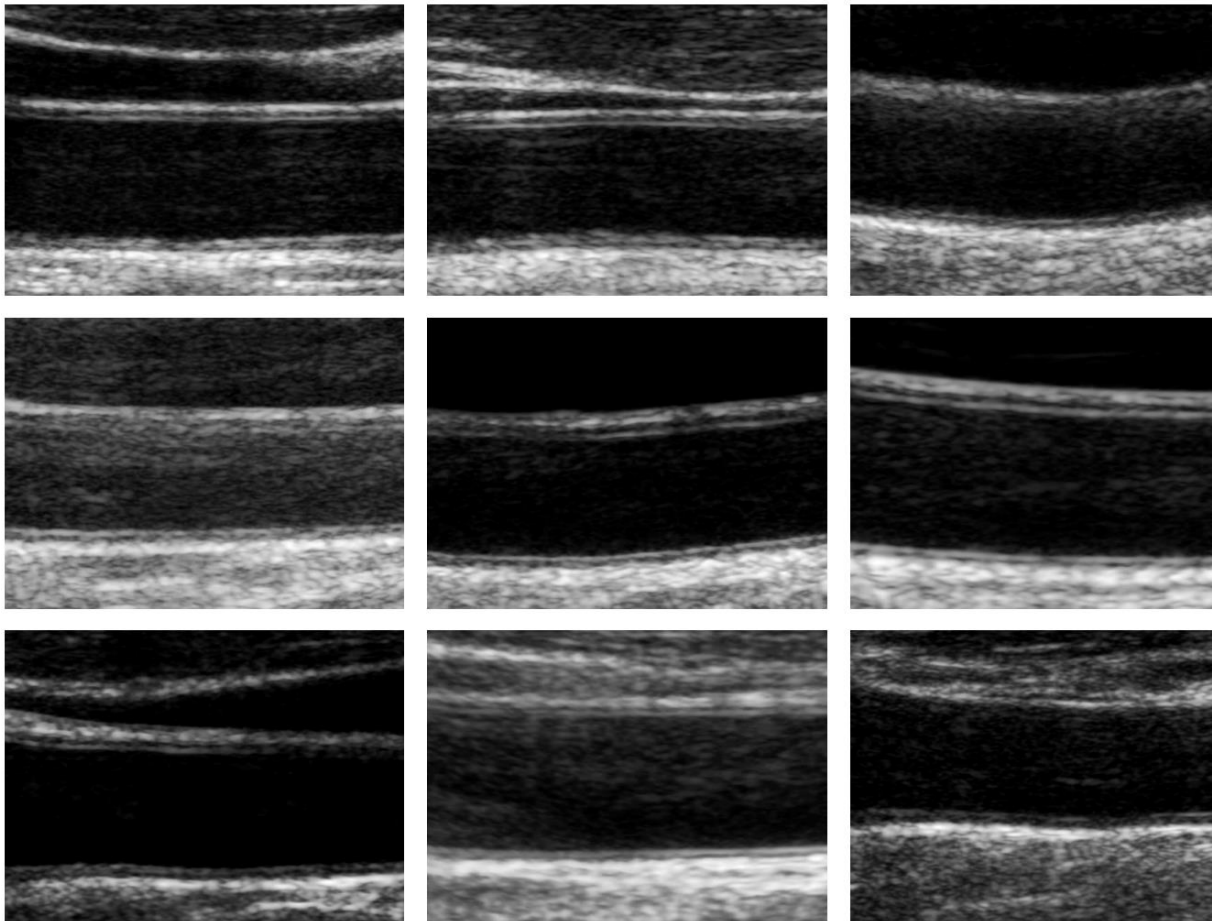


Figure 1.13 : Exemples d'images mode B de la carotide. Ces exemples montrent une certaine variabilité au niveau du contraste des niveaux de gris, de la netteté du contour des interfaces, de la courbure de l'artère, de l'épaisseur des parois, ainsi que de la taille du diamètre de la carotide. (Zahnd 2012)

La structure détaillée de la carotide en imagerie US mode B est présentée sur la Figure 1.14. De haut en bas, nous distinguons : la paroi proximale proche de la sonde, le lumen où circule le sang, et enfin la paroi distale la plus éloignée de la sonde. Le profil radial d'une image mode B de la carotide est marqué par une évolution caractéristique des changements d'intensité des niveaux de gris, et de speckle. Différentes couches de la paroi carotidienne sont ainsi identifiables, en particulier l'adventice et le complexe intima-media qui nous intéresse dans ce travail de thèse. Remarquons également que le profil longitudinal est homogène. Par exemple, on note peu d'évolution dans l'intensité des niveaux de gris en suivant le complexe intima-media le long de la paroi.

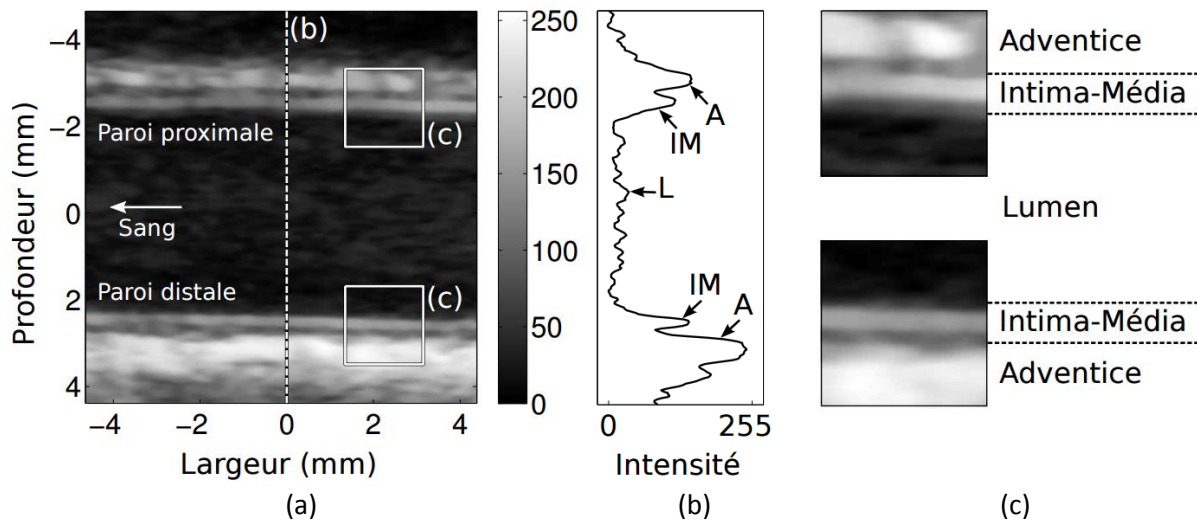


Figure 1.14 : Image mode B détaillée de la carotide. (a) Image mode B de la carotide incluant les deux parois proximale et distale autour du lumen. (b) Profil radial de l'intensité des niveaux de gris des pixels, montrant les structures particulières du lumen (L), du complexe Intima-media (IM), et de l'adventice (A). (c) Zoom sur les couches des parois proximale et distale, la structure des différentes couches est clairement visible. Alors que le profil radial est hétérogène, il est clair ici que le profil latéral au niveau du complexe IM est beaucoup plus homogène. (Zahnd 2012)

Dès lors, plusieurs caractéristiques visibles en imagerie US conventionnelle et propres à l'artère carotide, peuvent être mises en évidence. Concernant les caractéristiques statiques (sur une seule image US) l'épaisseur de l'intima-media et le diamètre de la carotide peuvent facilement être identifiés. En ce qui concerne les caractéristiques dynamiques (sur une séquence d'image), nous pouvons citer, le mouvement radial (dans la direction perpendiculaire à l'axe du vaisseau) de la paroi au cours du temps, la variation du diamètre au cours du temps, ou encore le mouvement longitudinal (dans la direction de l'axe du vaisseau) au cours du temps. Ces caractéristiques ont permis, à travers plusieurs études récentes de mettre en évidence des marqueurs de risque de l'athérosclérose que nous allons détailler dans le paragraphe suivant.

1.4. Mouvement de la paroi carotidienne

L'étude du mouvement de la paroi carotidienne permet d'évaluer l'élasticité de l'artère, et donc d'évaluer, à un stade précoce, le développement de l'athérosclérose. Le mouvement de la paroi peut se décomposer en un mouvement radial et un mouvement longitudinal, visible en imagerie US conventionnelle. L'étude de ces mouvements peut s'effectuer en imagerie conventionnelle et en imagerie ultra-rapide.

1.4.1. Etude du mouvement radial en imagerie conventionnelle

L'étude du mouvement radial de la paroi, et plus particulièrement l'étude de la variation du diamètre de la carotide, au cours d'un cycle cardiaque a permis les premières études sur la rigidité artérielle par imagerie US (Gamble et al. 1994; Gamble et al. 1994; Hansen et al. 1995; Jiang, Kohara, and Hiwada 2000; Bjällmark et al. 2010). La variation du diamètre de la carotide est due au passage de *l'ondée systolique* et dans une moindre mesure à *l'onde de pouls*. L'ondée systolique correspond au passage du sang dans le lumen qui induit une force perpendiculaire à la direction de celui-ci, écartant alors les parois artérielles. La valeur maximale de la vitesse du sang, au centre du vaisseau, est de l'ordre de 0.5 à 1.25 m.s⁻¹. L'onde de pouls correspond à l'onde de pression artérielle induite par la brusque augmentation du volume sanguin à la sortie du ventricule gauche, elle se propage à une vitesse allant de 6 à 12 m.s⁻¹.

La Figure 1.15a montre la variation du diamètre typique d'une carotide asymptomatique. La variation est bien entendu cyclique et peut être caractérisée par un étirement élastique axial d'amplitude D_{Δ} , correspondant à

$$D_{\Delta} = |D_M - D_m| \quad 1.11$$

avec D_M le diamètre maximal correspondant à la systole, et D_m le diamètre minimal correspondant à la diastole. La variation de diamètre D_{Δ} est habituellement comprise entre 0.8 et 1.2 mm pour un sujet asymptomatique.

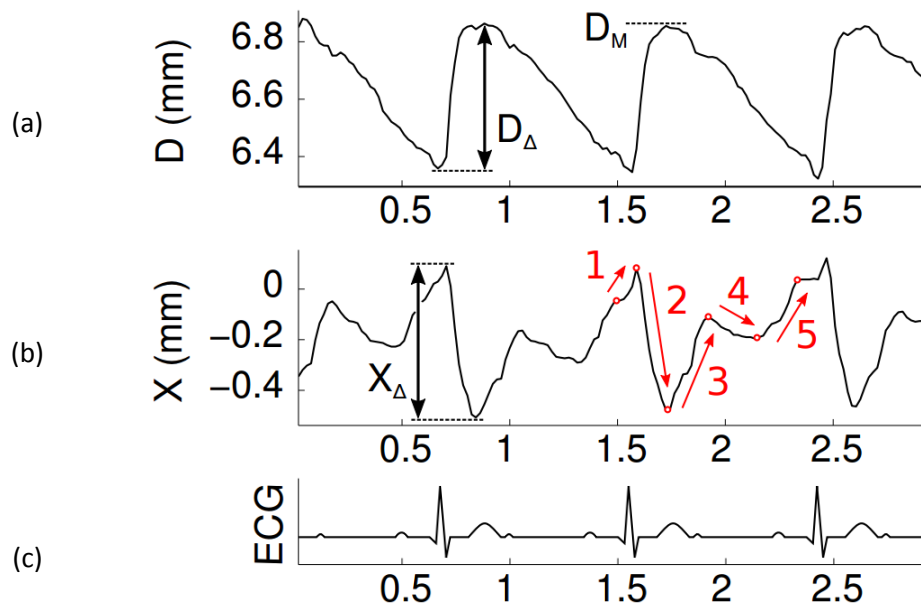


Figure 1.15 : Comportement dynamique de la paroi carotidienne. (a) Variation du diamètre de la paroi, D_Δ son amplitude, et D_M sa valeur maximale systolique. (b) Variation du mouvement longitudinal de la paroi, X_Δ et son amplitude. Les différentes phases du mouvement cyclique sont représentées par les flèches rouges : [1] Premier mouvement rétrograde, causé par la traction de recul par l'anneau aortique au cours de la contraction cardiaque ; [2] Premier mouvement antérograde, causé par le passage de l'ondée systolique provoquant une distensibilité radiale corrélée à un étirement longitudinal de la paroi ; [3] Deuxième mouvement rétrograde correspondant au retour élastique des tissus vers la position de repos ; [4] Deuxième mouvement antérograde, probablement provoqué par la propagation d'une seconde ondée systolique provoquée par la rétraction passive de l'aorte ; [5] troisième mouvement rétrograde, correspondant au retour élastique des tissus en position initiale de repos. (c) ECG correspondant. (Zahnd 2012)

Cependant, l'étude de la variation du diamètre de la carotide ne permet pas d'évaluer précisément l'élasticité du complexe intima-media, lieu de formation des premières plaques d'athérome. En effet la variation du diamètre de la carotide rend compte du mouvement axial du système « Adventice + Intima-media » et non pas de l'intima-media seul. L'étude du mouvement longitudinal représente alors un bon candidat pour évaluer plus précisément l'élasticité du complexe intima-media et par conséquent la physiopathologie vasculaire.

1.4.2. Etude du mouvement longitudinal en imagerie conventionnelle

Le mouvement longitudinal de la paroi carotidienne humaine est une découverte récente. En raison de la faible résolution latérale des premiers échographes, le mouvement longitudinal de la paroi artérielle a longtemps été considéré comme négligeable par rapport au déplacement radial de la paroi (Lawton, and Greene 1956; Nichols 1990) et assimilé au mouvement causé par la respiration (Patel, Mallos, and Fry 1961; Patel and Fry 1969; Deng et al. 1994). Plus récemment une étude sur la carotide du cochon a montré une indépendance du mouvement longitudinal par rapport à la respiration, et l'existence d'une amplitude significative (Tozzi et al. 2001). Ce n'est que plus récemment qu'une étude *in vivo* a été réalisée sur la carotide humaine, montrant un mouvement longitudinal cyclique et d'amplitude comparable à la variation du diamètre (Persson et al. 2003). La Figure 1.15b présente la variation du mouvement longitudinal typique d'une carotide asymptotique au cours d'un cycle

cardiaque. La variation est, bien entendu, cyclique et peut être caractérisée par une amplitude X_{Δ} , correspondant à

$$X_{\Delta} = |X_M - X_m| \quad 1.12$$

avec X_M l'amplitude maximale, et X_m l'amplitude minimale.

Du fait de sa récente découverte et du faible nombre d'études sur le sujet, l'origine de ce mouvement longitudinal est encore mal comprise. Elle serait due à une combinaison de deux facteurs.

D'une part, le mouvement longitudinal serait provoqué par la friction du sang sur la paroi artérielle, entraînant une force tangentielle de cisaillement (en anglais, *wall shear stress*) sur celle-ci (Warriner, Johnston, and Cobbold 2008; Davies 2009). Bien que cette force puisse être un facteur important de la physiopathologie artérielle (Malek, Alper, and Izumo 1999), et du développement de l'athérosclérose (Cunningham and Gotlieb 2005; Slager et al. 2005; Groen et al. 2007; Chatzizisis et al. 2007) ses implications sont encore discutées aujourd'hui. En effet, selon une récente étude (Hodis and Zamir 2011) la friction du sang n'apporterait qu'une contribution minime au déplacement longitudinal.

D'autre part, il est également possible que ce mouvement soit dû à une force de traction par l'anneau aortique en direction du cœur, et au cours de la systole. Ce qui expliquerait ainsi le mouvement rétrograde (i.e. dans le sens opposé au flux sanguin), propre au motif caractéristique du déplacement longitudinal (Figure 1.15b) (Cinthio et al. 2006). C'est l'hypothèse que nous ferons dans ce travail de thèse.

Il a été montré à travers plusieurs études cliniques effectuées sur l'homme (Svedlund and Gan 2011; Svedlund et al. 2011; Zahnd et al. 2011b; Zahnd, et al. 2012) une association entre le mouvement longitudinal et les pathologies cardiovasculaires. De ce fait, à l'instar de la variation du diamètre de la carotide, le mouvement longitudinal du complexe intima-media apparaît comme un marqueur potentiel de risque cardiovasculaire.

1.4.3. Etude du mouvement radial en imagerie ultra-rapide

A l'instar des premières études de la carotide en imagerie conventionnelle, les seules études effectuées à ce jour en imagerie rapide portent sur le mouvement radial de la paroi carotidienne. L'imagerie rapide a permis pour la première fois d'observer, et d'évaluer la propagation du mouvement radial le long de la paroi carotidienne, définie comme la propagation de l'onde de pouls (en anglais, *Pulse Wave*). Cette avancée a donné naissance à l'imagerie de l'onde pouls (en anglais, *Pulse Wave Imaging, PWI*), présentée sur la Figure 1.16, et a permis pour la première fois d'évaluer de manière locale la vitesse de propagation de l'onde pouls (en anglais, *Pulse Wave Velocity*).

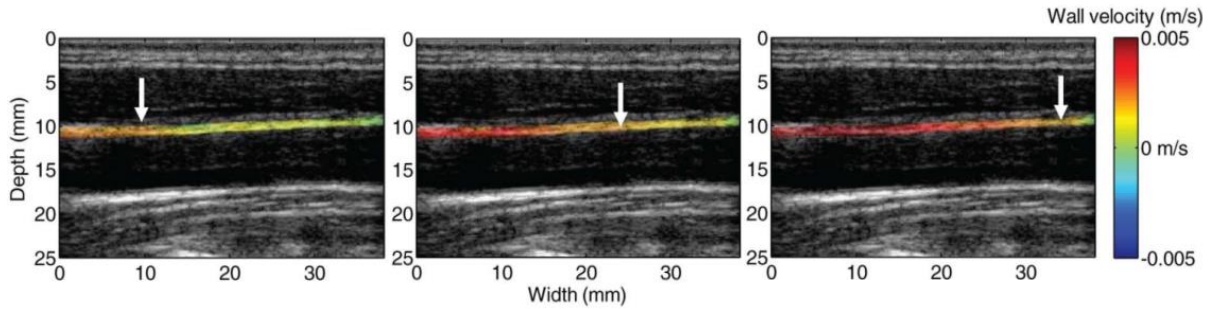


Figure 1.16 : Imagerie de l'onde de pouls. L'estimation du mouvement axial en imagerie ultra-rapide, permet de suivre la propagation de celui-ci, et donc de l'onde de pouls le long de la paroi. Dans cet exemple la vitesse du déplacement axial de la paroi est représentée. La flèche blanche pointe sur une valeur de vitesse bien précise et permet de visualiser la propagation de l'onde de pouls le long de la paroi (Luo, Li, and Konofagou 2012)

Cette vitesse a l'avantage d'être directement reliée à l'élasticité de la paroi par l'équation de Moens–Korteweg [51] :

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2R\rho(1-\nu^2)}} \quad 1.13$$

où R représente le rayon interne de la carotide, E le module de Young de la paroi, ρ la densité de la paroi, h l'épaisseur et ν le coefficient de Poisson de la paroi.

L'idée d'une estimation locale de la vitesse de l'onde de pouls a été introduite par Benthin en 1991 (Benthin et al. 1991), et a été appliquée pour la première fois sur les artères humaines en 2002 (Eriksson et al. 2002). Dès lors, beaucoup d'études ont été réalisées sur le sujet (Luo, Li, and Konofagou 2012; Vappou et al. 2011; Vappou, Luo, and Konofagou 2010; Sorensen et al. 2008; Couade et al. 2011; Hasegawa, Hongo, and Kanai 2013; Kruizinga et al. 2014; Huang, Ren, and Luo 2014). De plus, plusieurs études cliniques ont montré que la vitesse de l'onde de pouls serait un très bon indicateur de risques cardiovasculaires (Provost et al. 2013; Fujikura et al. 2007).

Cependant, aucune étude n'a été réalisée spécifiquement sur le complexe intima-media, lieu de formation des plaques d'athérome. De ce fait le mouvement longitudinal de la paroi en imagerie rapide n'a jamais été étudié. Ce travail de thèse étant accès sur le développement d'une nouvelle méthodologie capable d'estimer de manière efficace le mouvement du complexe intima-media dans les deux dimensions des images US, nous verrons dans la section suivante quels sont les défis pour réussir à estimer le mouvement longitudinal de la paroi.

1.4.4. Etat de l'art des méthodes d'estimation de mouvement

Dans le cadre de l'estimation de mouvement de la paroi en imagerie mode B, des techniques de mise en correspondance de blocs (en anglais, Block Matching, BM), ou les méthodes dites différentielles constituent les approches les plus utilisées.

Block matching

La technique de Block Matching (BM) (Ophir et al. 1991; Bohs and Trahey 1991) est une technique permettant le suivi des motifs du speckle (en anglais, speckle tracking) entre deux images consécutives. Cette technique est une approche bien adaptée à l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne du fait qu'elle permet une estimation du mouvement de petites structures (approximativement $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$). De ce fait elle figure parmi les méthodes les plus utilisées dans la littérature (Golemati et al. 2012).

L'objectif de cette méthode est d'estimer un déplacement $\hat{d} = [\hat{d}_x, \hat{d}_y]$ correspondant à un déplacement réel $d = [d_x, d_y]$ d'une région d'intérêt (ROI) entre deux images consécutives I_1 et I_2 . Pour cela cette méthode se base sur l'intensité des niveaux de gris des pixels de l'image. Elle consiste à déterminer le meilleur candidat dans la zone de recherche de l'image I_2 le plus similaire à la région d'intérêt dans l'image I_1 . Le principe général est détaillé à la Figure 1.17.

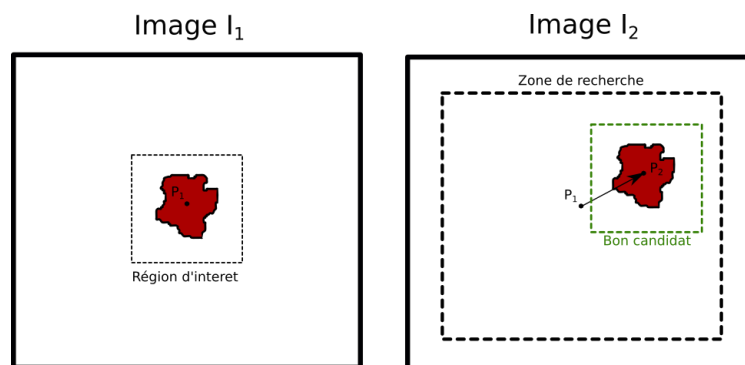


Figure 1.17 : Principe général de la méthode d'estimation par Block Matching. Après avoir sélectionné une région d'intérêt dans l'image I_1 centrée au point P_1 , cette méthode consiste à rechercher la région la plus similaire à cette dernière (meilleur candidat) dans une zone de recherche de l'image I_2 . Le déplacement est alors estimé comme étant la distance entre le centre de la région initiale et le centre de la région correspondant au meilleur candidat P_2 .

Dans l'image I_1 , on définit une région d'intérêt centrée au point P_1 . Dans l'image I_2 , on considère successivement un ensemble de régions candidates, comprises au sein d'une zone de recherche centrée sur le point P_1 . La dimension de la fenêtre de recherche est déterminée par l'amplitude maximale du déplacement qu'il est possible d'observer. Pour chaque position candidate, on mesure un indice de ressemblance entre la région d'intérêt de référence et la région candidate considérée. Cette opération peut correspondre à une mesure de différence ou de similarité entre les deux blocs. La valeur retournée pour chaque position est utilisée pour générer itérativement une fonction de coût (dans le cas de la mesure de la différence) ou une fonction de potentiel (dans le cas de la mesure de la similarité). Le déplacement estimé $\hat{d} = [\hat{d}_x, \hat{d}_y]$ correspond alors à la distance entre P_1 et P_2 le centre de la région candidate choisie.

Plus récemment cette méthode de BM a été combinée à un filtre de Kalman, et une prédiction temporelle du déplacement *a priori* (Zahnd, Orkisz, et al. 2012; Zahnd et al. 2013). Afin d'estimer la trajectoire 2D de la paroi carotidienne, en diminuant l'accumulation des erreurs lors du suivi de la trajectoire, une mise à jour temporelle de la région de référence est réalisée à l'aide d'un filtre de Kalman. Cette méthode permet de réduire l'erreur d'un BM classique par un facteur 2. Enfin, cette idée de prendre en compte le temps dans l'estimation du mouvement de la paroi a aussi été proposée

dans une méthode prometteuse consistant à rechercher d'une trajectoire optimale *a posteriori*, en fonction de la trajectoire estimée par BM (Zahnd et al. 2014).

Du fait de son principe, les méthodes de BM de base ne permettent pas d'estimer un déplacement inférieur à la dimension d'un pixel. Ce qui ne concorde pas avec notre problématique d'estimation de mouvement de la paroi carotidienne, où le mouvement réel peut être inférieur à la taille d'un pixel. Notons ici que cette limitation affecte en particulier l'estimation du mouvement longitudinal, en effet la résolution latérale d'une image échographique reste encore limitée comparée à la résolution axiale. Toutefois, il existe des améliorations pour réaliser des estimations sub-pixéliques comme l'interpolation spatiale de l'image (Lai and Torp 1996; Yeung et al. 1998; Giachetti 2000), l'utilisation d'une approche multi-échelle (Anandan 1989) ou différents algorithmes d'approximation (Naidu and Fisher 1991). Malgré cela, les méthodes de BM restent limitées pour l'estimation de petits déplacements inférieurs à la dimension d'un pixel.

Méthodes différentielles

Ces approches réalisent l'estimation d'un champ dense de mouvement, en se basant sur l'information du gradient spatial $[\nabla_x, \nabla_y]$ et temporel ∇_t de l'intensité I des pixels de l'image, sous l'hypothèse forte de la conservation de l'intensité lumineuse de chaque pixel au cours du temps t . Cette approche est décrite par l'équation suivante :

$$\frac{\partial I}{\partial x} V_x + \frac{\partial I}{\partial y} V_y + \frac{\partial I}{\partial t} = 0 \quad 1.14$$

Dès lors nous constatons que cette équation est insuffisante pour déterminer les deux composantes du vecteur vitesse : 1 équation et 2 inconnues. C'est ce que l'on appelle le *problème d'ouverture*. Concrètement, on est en présence d'un trop grand nombre de solutions possibles pour évaluer la solution réelle, on doit donc ajouter une contrainte notamment de régularisation pour particulariser la solution.

Dans le cadre de l'estimation de mouvement de la paroi carotidienne, les deux méthodes les plus utilisées sont :

- La méthode globale de Horn et Schunck (Horn and Schunck 1981) qui propose d'ajouter un terme de lissage pour contraindre le champ de vitesse estimé.
- La méthode locale de Lucas et Kanade (Lucas and Kanade 1981) qui propose de faire l'hypothèse d'une vitesse constante sur un voisinage.

Ces méthodes différentielles ont pour inconvénient d'introduire un effet de flou, au niveau des bords de la région étudiée. Cet effet, dû à la contrainte de lissage utilisée peut donc introduire une erreur d'estimation sur la région étudiée. La seconde limitation inhérente aux méthodes différentielles est l'incapacité à estimer de grands déplacements. La solution est alors de combiner des méthodes de Block Matching, pour les grands déplacements, avec des méthodes différentielles pour les petits déplacements (Giachetti 2000).

Deux récents articles (Golemati et al. 2012; Gastounioti et al. 2013) montrent un avantage certain à utiliser la méthode différentielle de Lucas et Kanadé plutôt que celle de Horn et Schunk, et les

méthodes de Block Matching, pour l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne. Cependant il est important de noter que l'erreur commise dans l'estimation du mouvement longitudinal reste, toujours importante, et bien supérieure à celle commise dans l'estimation du mouvement axial. Ce constat peut s'expliquer en posant le *problème du flux optique*.

Problème du flux optique

Lorsque l'on cherche à estimer un mouvement sur une séquence d'images, il est important de différencier le *mouvement réel* de l'objet et le mouvement visible ou *apparent* sur la séquence d'images (Dufaux and Moscheni 1995) appelé *flux optique*. En effet, selon les cas, ces mouvements peuvent être très différents (exemple classique dit de l'enseigne du barbier). Il est possible de faire coïncider le flux optique, au mouvement réel suivant trois hypothèses :

- Le mouvement réel doit se dérouler seulement dans le plan de l'image 2D
- Le milieu étudié doit être non homogène
- Les conditions d'illumination doivent rester constantes avec le temps.

Dans le cadre de l'estimation de mouvement de la paroi carotidienne en imagerie US, ces conditions ne sont pas toujours respectées. Premièrement, le mouvement réel de la paroi carotidienne et plus généralement des organes humains ne se situe pas seulement dans un plan 2D. Secondement, comme on peut le voir sur la Figure 1.13, la paroi carotidienne peut avoir un profil latéral très homogène. L'hypothèse du milieu hétérogène n'est donc pas respectée, ce qui explique la difficulté à estimer le mouvement longitudinal de la paroi. Un des enjeux de ce travail de thèse est de proposer une méthode de formation de l'image US répondant à ces limitations.

1.5. Bilan de l'Etat de l'art et orientation choisie

Partant de l'hypothèse admise que l'élasticité de la paroi carotidienne est un marqueur de risque pertinent et complémentaire aux marqueurs traditionnels pour le diagnostic précoce de l'athérosclérose, nous avons présenté dans ce chapitre plusieurs approches récentes basées sur l'analyse du mouvement de la paroi carotidienne en imagerie ultrasonore. En effet, l'estimation du mouvement de la paroi artérielle permet d'accéder aux paramètres d'élasticité recherchés.

Toutefois, de nombreux challenges restent à relever car le mouvement de la paroi artérielle est complexe et les méthodes développées jusqu'alors n'ont pas complètement permis de l'évaluer. En effet, bien que l'estimation du mouvement de la paroi dans la direction axiale soit satisfaisante, le mouvement longitudinal reste difficile à estimer à partir de séquences d'images US. Il serait même nécessaire de considérer le mouvement en 3 dimensions alors que les séquences d'images US ne permettent que de visualiser une coupe 2D de l'artère. Enfin, la résolution temporelle doit être améliorée pour détecter et quantifier des événements transitoires rapides comme le passage de l'onde de pouls.

Ce travail de thèse a pour objectif de répondre à ces défis. Notre approche est basée sur une méthode combinant :

- Un marquage de l'image US par des oscillations transverses. Cette méthode a pour but d'introduire un motif dans l'image US de la paroi carotidienne afin de mieux estimer le mouvement réel de la paroi.
- Un estimateur de mouvement basé sur la phase analytique des images US. Cet estimateur a pour avantage de traiter directement les images RF et non pas mode B, permettant ainsi de garder toute l'information acquise au moyen de la sonde échographique.

Le chapitre suivant présentera cette méthode qui sera ensuite validée sur des séquences d'images US pour l'estimation 2D du mouvement de la paroi carotidienne. Afin de s'affranchir des mouvements hors plan 2D de la paroi, nous proposons une extension de cette méthode à l'imagerie 3D dans le chapitre 3. Et enfin, toujours à l'aide de cette méthode, le chapitre 4 sera consacré à l'estimation du mouvement de la paroi en imagerie rapide, afin d'évaluer localement la vitesse de l'onde de pouls et de remonter ainsi aux paramètres élastiques de la paroi carotidienne.

CHAPITRE 2

Une nouvelle méthode d'estimation du mouvement 2D de la paroi carotidienne

Ce second chapitre présente ma première contribution qui a été présentée à la conférence Ultrasonics Symposium (Salles et al. 2012), et publiée dans la revue Medical Physics (Zahnd et al. 2015). Dans un premier temps la description détaillée de la méthode développée pour l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne est présentée, à savoir la combinaison d'un marquage ultrasonore utilisant des oscillations transverses, et d'une méthode d'estimation de mouvement utilisant la phase des images RF. Après l'implémentation de cette méthode dans un échographe de recherche, celle-ci est ensuite validée expérimentalement à l'aide d'une étude sur fantôme. Enfin, l'évaluation de cette méthode est réalisée sur des carotides *in vivo* dans le cadre d'une étude sur des sujets sains et des patients présentant un risque cardiovasculaire élevé. Ces expérimentations démontrent l'intérêt de la méthode proposée pour l'estimation du mouvement longitudinal de la paroi carotidienne.

2.1 Introduction et motivation

Nous avons montré, au cours du précédent chapitre, la difficulté d'estimer le mouvement de la paroi carotidienne en imagerie US spécialement dans la direction longitudinale. Cette difficulté réside en plusieurs points :

- L'homogénéité de la paroi de l'artère dans la direction longitudinale. Cette homogénéité est due d'une part à la morphologie de l'artère, et d'autre part à la nature des images US. En effet, l'image US contient un marquage naturel dans la direction axiale dû aux signaux US mais ne présente pas de motif naturel dans la direction latérale.
- Les méthodes d'estimation de mouvement classiques ne sont pas adaptées au mouvement de la paroi carotidienne. Elles ne permettent pas d'estimer de petits mouvements dans de petites régions d'intérêt.

Pour pallier cette difficulté, étant donné que nous ne pouvons pas intervenir physiquement sur la paroi carotidienne, nous proposons de marquer l'image US dans la direction latérale, afin de rendre la paroi non homogène, et d'autre part d'utiliser une méthode originale d'estimation de mouvement basée sur la phase analytique des images RF.

2.2 Marquage de l'image ultrasonore : Oscillations transverses

Le marquage ultrasonore utilisé dans ce travail de thèse se fait en introduisant des oscillations transverses. La notion d'oscillations transverses en imagerie US a initialement été introduite par l'équipe de J. Jensen (Jensen and Munk 1998; Udesen and Jensen 2006; Hansen et al. 2009) pour l'estimation du flux sanguin dans la direction perpendiculaire aux signaux ultrasonores, puis reprise par H. Liebgott (Liebgott et al. 2005) pour l'estimation du mouvement tissulaire.

2.2.1 Principe général

L'idée sous-jacente aux oscillations transverses est le principe d'interférence d'ondes. Très connues en optique avec la célèbre expérience de Young (Figure 2.1), les interférences sont produites lorsque deux ondes lumineuses circulaires de même fréquence mais de phase différente se superposent. Dans l'expérience de Young les deux ondes circulaires déphasées sont créées par deux fentes proches et de petite dimension.

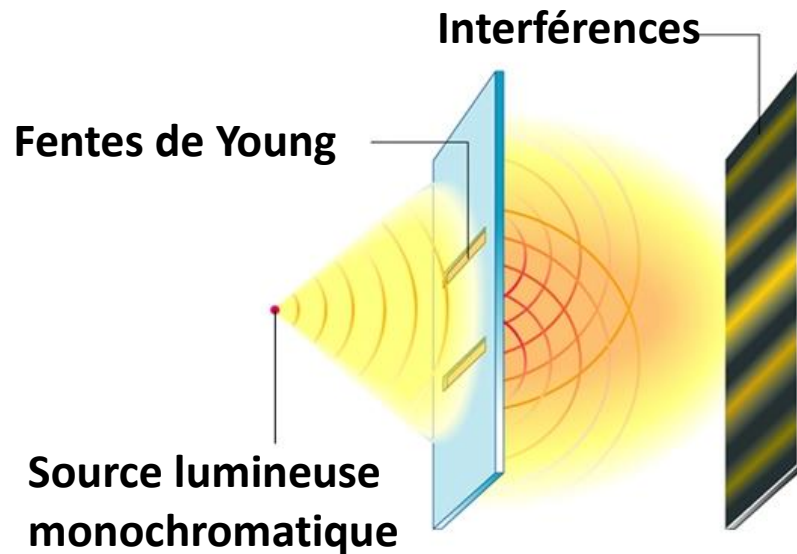
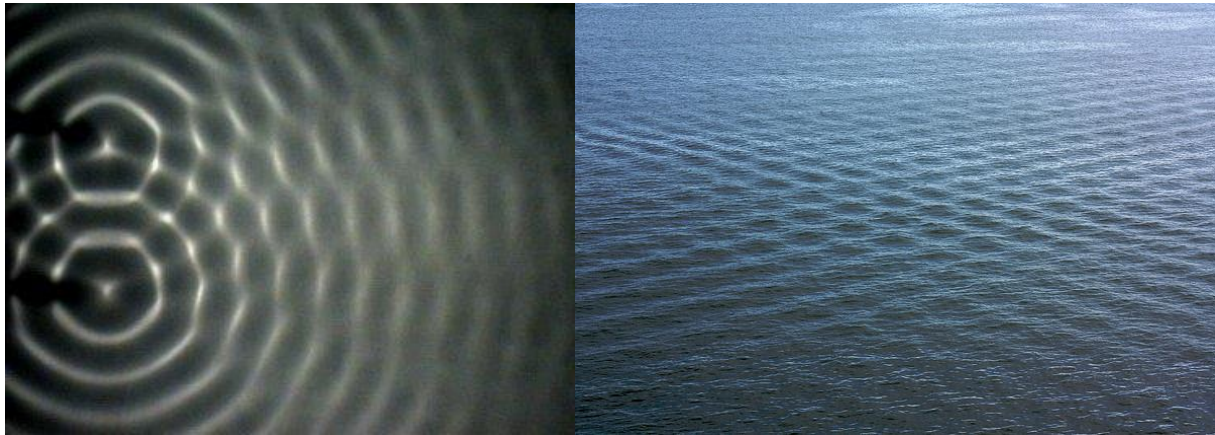


Figure 2.1 : Principe d'interférence optique. Les interférences sont produites par l'intermédiaire des fentes de Young en déphasant l'onde monochromatique émise par une source lumineuse.

Un autre exemple est donné à la Figure 2.2a représentant l'interférence de deux ondes circulaires à la surface de l'eau. Quand les deux ondes sont en phase les amplitudes s'ajoutent, l'interférence est dite constructive, et quand les ondes sont en opposition de phase les amplitudes s'annulent, l'interférence est dite destructive. Ces interférences peuvent aussi être produites naturellement comme le montre la Figure 2.2b.

En imagerie US, il est possible, de créer ce type d'interférences en produisant deux ondes circulaires à l'aide de la sonde US. Toutefois, comme le montre la Figure 2.2a, on observe que les figures d'interférence sont de plus en plus étalées au fur et à mesure que l'on s'éloigne des sources, ou en d'autres termes que la fréquence des oscillations associée à ces interférences sera de plus en plus petite. Dans notre cas il serait intéressant d'obtenir des oscillations dont la fréquence latérale, c'est-à-dire perpendiculaire à la direction de propagation, reste constante lorsqu'on s'éloigne de la sonde pour simplifier l'estimation de déphasage lié au mouvement. Nous allons voir que l'utilisation d'une fonction d'apodisation particulière permet ceci.



(a)

(b)

Figure 2.2 : Interférences à la surface de l'eau. (a) Interférences entre deux ondes circulaires créées par deux sources vibratoires ponctuelles à la surface de l'eau. Les interférences sont de plus en plus étalées à mesure que l'on s'éloigne des sources. (b) Interférences naturelles créées à la surface de l'eau.

2.2.2 Oscillations transverses par apodisation

Comme nous l'avons vu dans le chapitre précédent, le système d'imagerie ultrasonore est caractérisé par sa réponse impulsionnelle (PSF). Pour obtenir des images US avec oscillations transverses (OT), la PSF doit présenter des oscillations dans les deux directions du plan d'imagerie. Soit $h(x, z)$ la PSF du système d'imagerie, avec z la direction axiale le long du faisceau ultrasonore et x la direction latérale perpendiculaire au faisceau ultrasonore. La PSF peut être définie par un modèle simple (Ranganathan and Walker 2003; Lockwood et al. 1996) décrit par l'équation 2.1

$$h(x, z) = h(x) \times h(z) = h_t(x) \times h_r(x) \times h(z) \quad 2.1$$

où $h_t(x)$, et $h_r(x)$ représentent respectivement le profil latéral en transmission et en réception, et $h(z)$ le profil axial de l'onde ultrasonore. Etant donné que cette méthode consiste à produire des oscillations dans la direction latérale, la séparation transmission/réception du profil axial n'est pas explicitée dans ce modèle.

Plusieurs types d'oscillations transverses peuvent être considérés, mais elles sont tous basés sur une modulation du profil axial et latéral limité par une fenêtre axiale $win_z(z)$ et latérale $win_x(x)$ comme décrit dans l'équation 2.2 :

$$h(x, z) = win_x(x) \times mod_x(x) \times win_z(z) \times mod_z(z) \quad 2.2$$

où $mod_i(.)$ sont des fonctions $\cos(.)$ ou $\sin(.)$. Dans ce manuscrit nous considérons :

$$h(x, z) = e^{-\pi \left(\frac{x}{\sigma_x}\right)^2} \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda_x}\right) e^{-\pi \left(\frac{z}{\sigma_z}\right)^2} \cos\left(\frac{2\pi z}{\lambda_z}\right) \quad 2.3$$

où λ_x , λ_z , σ_x et σ_z sont respectivement les longueurs d'ondes et les écarts types de l'enveloppe Gaussienne dans les directions latérale (transverse) et axiale.

Etant donné que le profil axial de la PSF est lié au signal d'excitation et à la réponse impulsionnelle des éléments de la sonde, les oscillations sont naturellement présentes dans le profil axial de la PSF. Le profil latéral de la PSF peut être contrôlé d'une part en appliquant des retards sur les signaux entre chaque élément en transmission et réception, et d'autre part en appliquant des pondérations, aussi appelés fonction d'apodisation ou simplement apodisation, sur chaque élément en transmission et réception.

La fonction de pondération peut être reliée au profil latéral de la PSF au point focal en utilisant l'approximation de Fraunhofer (Goodman 2005), décrite dans l'équation 2.4

$$h(x) \square TF \left\{ w \left(\frac{x_a}{\lambda_z z} \right) \right\}, \quad 2.4$$

où TF représente la transformée de Fourier, w est la fonction de pondération, et x_a est la distance latérale sur l'ouverture. Une autre approche produisant des oscillations transverses à l'aide d'une fonction d'apodisation spécifique est présentée dans (Sumi 2010) et utilise la méthode des moindres carrés.

Les OT peuvent être produites en émission et/ou réception. Cependant la condition de validité de l'approximation de Fraunhofer oblige à réaliser une focalisation dynamique sur toute la profondeur. Comme il est difficile de réaliser une focalisation dynamique en émission, nous avons choisi de réaliser la focalisation dynamique en réception (plus simple) et donc de créer les OT en jouant sur la fonction de pondération en réception. De manière à affecter le moins possible la PSF avant la réception des ondes, une onde plane est transmise en émission. Dans ce cas :

$$h(x) = h_t(x) \times h_r(x) = 1 \times e^{-\pi \left(\frac{x}{\sigma_x}\right)^2} \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda_x}\right) \quad 2.5$$

La fonction de pondération en réception décrite à l'équation 2.6 peut être calculée en utilisant l'équation 2.4 et 2.5.

$$w_x(x) = \frac{1}{2} \left(e^{-\pi \left(\frac{x-x_0}{\sigma_{x0}} \right)^2} + e^{-\pi \left(\frac{x+x_0}{\sigma_{x0}} \right)^2} \right) \quad 2.6$$

$$\text{avec } \begin{cases} x_0 = \lambda z / \lambda_x, \\ \sigma_{x0} = \sqrt{2} \lambda z / \sigma_x, \end{cases}, 0 \leq w_r(x) \leq 1, \quad 2.7$$

où λ est la longueur d'onde du signal transmis, z une profondeur donnée, $\pm x_0$ est la position des deux fonctions Gaussienne et σ_{x0} est l'écart type de la Gaussienne. Un exemple de fonction de pondération et des oscillations correspondantes est présenté dans la Figure 2.3

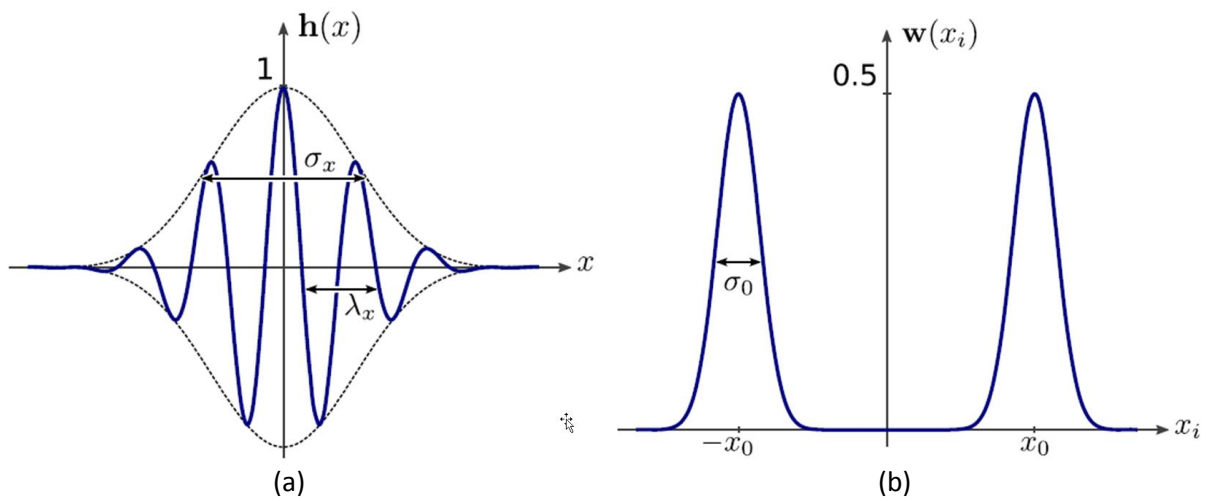


Figure 2.3 : Formation des oscillations transverses. (a) $h(x)$ Profil latéral d'une PSF contenant des OT. (b) $w(x)$ onction de pondération spécifique appliquée à chaque élément de la sonde. Selon l'approximation de Fraunhofer $h(x)$ est la transformée de Fourier de $w(x)$, avec x_i la position latérale des éléments de la sonde.

Nous constatons dans l'équation 2.7 que la longueur d'onde des OT créées, λ_x , dépend de la profondeur z . De ce fait, si nous voulons obtenir des OT de même fréquence sur l'ensemble de l'image US, la fonction de pondération devra être modifiée dynamiquement en fonction de la profondeur.

L'extension de cette méthode en 3 dimensions est présentée dans le chapitre 3, et une méthode originale de formation des OT par filtrage est présentée dans le chapitre 4. Dans le reste de ce chapitre, c'est la méthode présentée ci-dessus qui est utilisée.

2.3 Estimation du mouvement basé sur la phase des signaux

Dans cette section nous proposons une description de la méthode d'estimation de mouvement par la phase de l'image, en anglais Phase Based Motion Estimation (PBME). Cette technique a été proposée par A. Basarab (Basarab et al. 2009).

2.3.1 Principe général

On considère ici une paire d'images RF contenant des OT $i_1(x, z)$ et $i_2(x, z)$, représentant le même milieu avant et après un mouvement de translation 2D.

$$i_1(x, z) = i_2(x + d_x, z + d_z) \quad 2.8$$

où d_x , et d_z sont les déplacements spatiaux à estimer dans les directions latérale et axiale.

Contrairement aux méthodes classiques, la méthode d'estimation de mouvement proposée dans ce manuscrit utilise la phase des images RF au lieu de l'amplitude de l'image mode B. L'information de phase est plus stable au changement brusque d'intensité et de contraste, que l'on peut considérer comme du bruit, que l'information d'amplitude.

Plusieurs méthodes permettant d'extraire la phase des images ont été proposées dans la littérature. La première méthode introduite par (Hahn 1992) consiste à calculer le signal analytique 2D (image RF complexe associée à l'image RF originale), dans le domaine de Fourier, en présupposant le signal 2D constitué de sinusoides dans les deux directions. Une seconde méthode, sans présupposition sur le signal de départ, introduite par (Bulow and Sommer 2001), consiste à extraire et calculer le signal hypercomplexe 2D, appelé signal quaternionique 2D dans le domaine de Fourier hypercomplexe, à l'aide de la transformée de Fourier quaternionique 2D. Cette dernière approche a conduit au signal monogénique proposé par Felsberg (Felsberg and Sommer 2001).

Etant donné que nous introduisons au préalable des OT sur l'image RF, elle est alors constituée de sinusoides dans les deux directions. La phase de l'image peut donc directement être extraite à l'aide du signal analytique 2D par l'approche de Hahn décrite dans la section suivante.

2.3.2 Phase des signaux analytiques en 2D

Une série de signaux analytiques peut être calculée à partir du signal 2D initial et de ses transformées de Hilbert (Zhu, Peyrin, and Goutte 1990). Ces signaux analytiques sont définis dans le domaine de Fourier par :

Pour l'image i_1 :

$$\begin{aligned}
I_{11}(x, z) &= I_1(x, z) \left(1 + (-1)^{b_1^{(1)}} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_1^{(2)}} \operatorname{sgn}(z)\right) \\
I_{12}(x, z) &= I_1(x, z) \left(1 + (-1)^{b_2^{(1)}} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_2^{(2)}} \operatorname{sgn}(z)\right)
\end{aligned}
\tag{2.9}$$

Pour l'image i_2 :

$$\begin{aligned}
I_{21}(x, z) &= I_2(x, z) \left(1 + (-1)^{b_1^{(1)}} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_1^{(2)}} \operatorname{sgn}(z)\right) \\
I_{22}(x, z) &= I_2(x, z) \left(1 + (-1)^{b_2^{(1)}} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_2^{(2)}} \operatorname{sgn}(z)\right)
\end{aligned}
\tag{2.10}$$

avec :

$$\operatorname{sgn}(u) = \begin{cases} 1, & \text{if } u > 0 \\ 0, & \text{if } u = 0 \\ -1, & \text{if } u < 0 \end{cases}
\tag{2.11}$$

où I_1 et I_2 sont les transformées de Fourier des images i_1 et i_2 , et b un vecteur 2D dont les éléments prennent la valeur de 0 ou de 1. Les signaux analytiques i_{11} , i_{12} , i_{21} , et i_{22} sont calculés à l'aide de la transformée de Fourier inverse.

Chaque signal analytique correspond donc à la sélection d'un quadrant dans le spectre de Fourier. La sélection de deux quadrants dans le spectre de chaque image RF va donc être nécessaire. L'estimateur de mouvement présenté dans la section suivante utilise les phases de ces signaux analytiques.

2.3.3 Estimateur de mouvement

Comme il a été expliqué dans la première partie de ce chapitre, la méthode d'estimation de mouvement utilise des images RF avec OT. Deux régions d'intérêt i_1 et i_2 peuvent donc être modélisées suivant l'équation 2.12 :

$$\begin{aligned}
i_1(x, z) &= \omega_{r1}(x, z) \cos(2\pi f_x(x - d_{x1})) \cos(2\pi f_z(z - d_{z1})) \\
i_2(x, z) &= \omega_{r2}(x, z) \cos(2\pi f_x(x - d_{x2})) \cos(2\pi f_z(z - d_{z2}))
\end{aligned}
\tag{2.12}$$

où f_x et f_z sont les fréquences spatiales dans les directions latérale et axiale, ω_{r1} et ω_{r2} sont les deux enveloppes Gaussiennes définies dans la section 2.2, et d_{x1} et d_{z1} sont les déplacements relatifs entre l'image i_n et un point de référence.

Les phases locales des régions d'intérêt i_1 et i_2 , définies par l'équation 2.11, extraites en utilisant le signal analytique 2D de l'équation 2.9, sont notées : ϕ_{11} , ϕ_{12} , ϕ_{21} et ϕ_{22} . A l'aide de trigonométrie élémentaire, on montre que ces phases sont décrites par l'équation suivante :

Pour l'image i_1 :

$$\begin{aligned}\phi_{11}(x, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} (x - d_{x1}) + 2\pi f_z (-1)^{b_1(2)} (z - d_{z1}) \\ \phi_{12}(x, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} (x - d_{x1}) + 2\pi f_z (-1)^{b_2(2)} (z - d_{z1})\end{aligned}\quad 2.13$$

Pour l'image i_2 :

$$\begin{aligned}\phi_{21}(x, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} (x - d_{x2}) + 2\pi f_z (-1)^{b_1(2)} (z - d_{z2}) \\ \phi_{22}(x, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} (x - d_{x2}) + 2\pi f_z (-1)^{b_2(2)} (z - d_{z2})\end{aligned}\quad 2.14$$

Les différences de phase associées, notées ϕ_1 et ϕ_2 s'écrivent :

$$\begin{aligned}\phi_1(x, z) &= \phi_{11}(x, z) - \phi_{21}(x, z) \\ \phi_2(x, z) &= \phi_{12}(x, z) - \phi_{22}(x, z)\end{aligned} \rightarrow \begin{cases} \phi_1(x, z) = 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} d_x + 2\pi f_z (-1)^{b_1(2)} d_z \\ \phi_2(x, z) = 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} d_x + 2\pi f_z (-1)^{b_2(2)} d_z \end{cases}\quad 2.15$$

avec

$$\begin{aligned}d_x &= d_{x2} - d_{x1} \\ d_z &= d_{z2} - d_{z1}\end{aligned}\quad 2.16$$

où encore sous forme matricielle :

$$\begin{pmatrix} \phi_1(x, y) \\ \phi_2(x, y) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} & 2\pi f_y (-1)^{b_1(2)} \\ 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} & 2\pi f_y (-1)^{b_2(2)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \end{pmatrix}\quad 2.17$$

$$\Phi = Hd\quad 2.18$$

où d est le vecteur de déplacement à estimer, Φ le vecteur associé aux phases des signaux analytiques, H est une matrice connue. Pour résoudre cette équation linéaire la matrice H doit être inversible.

$$d = H^{-1}\Phi \quad 2.19$$

En calculant le déterminant de H nous pouvons montrer que cette matrice est inversible si et seulement si

$$b_1(1) + b_2(2) \neq b_2(1) + b_1(2) \quad 2.20$$

La matrice H est donc inversible si et seulement si un seul terme diffère entre les vecteur b_1 , et b_2 .

Si on définit la matrice :

$$B = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1(1) & b_1(2) \\ b_2(1) & b_2(2) \end{pmatrix}, \quad 2.21$$

il existe alors 4 cas différents de matrice B et donc 4 couples de quadrants différents. Ces 4 couples sont présentés dans le Tableau 2.1.

$$B_1 = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \quad B_2 = \begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad B_3 = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \quad B_4 = \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad 2.22$$

Du fait de la symétrie du spectre de Fourier, les différents couples de quadrants donneront exactement les mêmes résultats, et le même déplacement estimé. Dans ce chapitre, l'estimateur utilisé est :

$$d_x = \frac{\phi_1(x, z) - \phi_2(x, z)}{4\pi f_x} \quad 2.23$$

$$d_z = \frac{\phi_1(x, z) + \phi_2(x, z)}{4\pi f_z}$$

Il est important de noter ici que les phases ne sont pas linéaires pour l'ensemble de la région d'intérêt (Liebgott et al. 2007), mais présentent des sauts de phase. Il est possible d'éliminer facilement les valeurs correspondant aux sauts de phase grâce à la connaissance de la fréquence des oscillations et en supposant les déplacements inférieurs à la demi-longueur d'onde des signaux. Nous noterons ϕ_1 , ϕ_2 les valeurs après seuillage des phases correspondantes, et \hat{d}_x , \hat{d}_z les déplacements estimés et associés à la différence de ces phases. L'équation 2.23 devient alors :

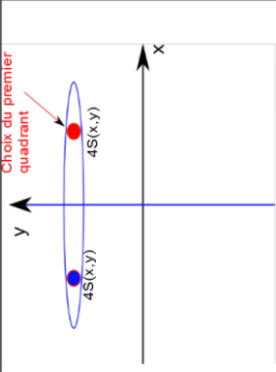
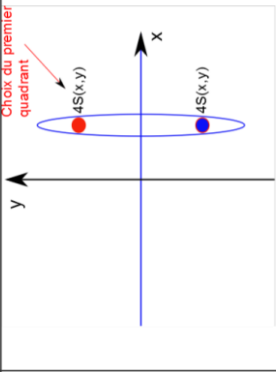
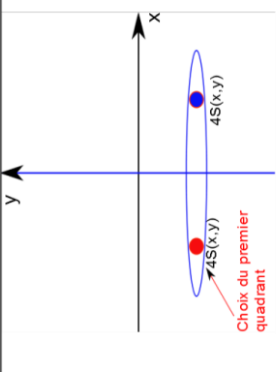
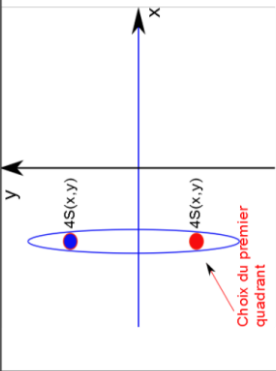
$$\begin{aligned}\hat{d}_x &= \frac{\overline{\phi_1 - \phi_2}}{4\pi f_x} \\ \hat{d}_z &= \frac{\overline{\phi_1 + \phi_2}}{4\pi f_z}\end{aligned}\tag{2.24}$$

où $\overline{}$ représente la valeur moyenne.

Comme nous l'avons vu dans ce chapitre cet estimateur a plusieurs avantages, mais a l'inconvénient de ne pas pouvoir estimer de mouvement d'amplitude supérieure à la demi-longueur d'onde des oscillations axiale et latérale. Cette limitation est discutée dans la section 2.4.3.

L'extension de cette méthode en 3D sera présentée dans le chapitre 3.

Tableau 2.1 : Récapitulatif des choix de quadrant possibles pour l'estimation de mouvement.

	Cas n°1	Cas n°2	Cas n°3	Cas n°4
B	$\begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 0 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 0 & 1 \end{pmatrix}$
S_x	$S(x, y) \uparrow \text{sgn}(x), \uparrow \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \uparrow \text{sgn}(x), \uparrow \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \uparrow \text{sgn}(x), \uparrow \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \uparrow \text{sgn}(x), \uparrow \text{sgn}(y)$
S_y	$S(x, y) \bar{\uparrow} \text{sgn}(x), \bar{\uparrow} \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \bar{\uparrow} \text{sgn}(x), \bar{\uparrow} \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \bar{\uparrow} \text{sgn}(x), \bar{\uparrow} \text{sgn}(y)$	$S(x, y) \bar{\uparrow} \text{sgn}(x), \bar{\uparrow} \text{sgn}(y)$
Quadrants				
H	$\begin{pmatrix} 2\pi f_x & 2\pi f_y \\ 2\pi f_x & 2\pi f_y \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 2\pi f_x & 2\pi f_y \\ 2\pi f_x & 2\pi f_y \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 2\pi f_x & 2\pi f_y \\ 2\pi f_x & 2\pi f_y \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 2\pi f_x & 2\pi f_y \\ 2\pi f_x & 2\pi f_y \end{pmatrix}$
\tilde{H}^{-1}	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_x} & \frac{1}{4\pi f_x} \\ 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_y} & \frac{1}{4\pi f_y} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_x} & \frac{1}{4\pi f_x} \\ 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_y} & \frac{1}{4\pi f_y} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_x} & \frac{1}{4\pi f_x} \\ 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_y} & \frac{1}{4\pi f_y} \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_x} & \frac{1}{4\pi f_x} \\ 1 & 1 \\ \frac{1}{4\pi f_y} & \frac{1}{4\pi f_y} \end{pmatrix}$
Φ	$\begin{pmatrix} \phi(x, y) \\ \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \phi(x, y) \\ \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \phi(x, y) \\ \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \phi(x, y) \\ \phi(x, y) \end{pmatrix}$
d_x	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$
d_y	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} \frac{1}{4\pi f_x} & \phi(x, y) \\ \phi(x, y) & \phi(x, y) \end{pmatrix}$

2.4 Implémentation et validation de la méthode.

Cette section est consacrée à l'implémentation de la méthode proposée dans un échographe de recherche, la validation de cette méthode, ainsi que la validation sur fantôme de l'estimateur de déplacement.

2.4.1 Implémentation des oscillations transverses

Comme nous l'avons vu dans la section 2.2 l'introduction des oscillations transverses dans l'image RF peut s'effectuer en réception. Elle peut donc être réalisée en post-traitement à l'aide des signaux bruts, ou directement par l'échographe comme nous allons le faire ici.



Figure 2.4 : Echographe de recherche ULA-OP utilisé pour l'implémentation des OT.

La fonction de pondération permettant de produire les OT a été implémentée dans l'échographe de recherche ULA-OP, Ultrasound Advanced Open Platform (Tortoli et al. 2009), et présentée sur la Figure 2.4. Cet échographe est paramétrable en réception, et on peut ainsi visualiser en temps réel les modifications apportées à la formation de voie en réception.

Tableau 2.2 : Paramètres d'acquisitions expérimentales I

Paramètre	Valeur
Sonde	Linéaire
Nombre d'éléments	192
Nombre d'éléments actifs	64
Pitch	0,245mm
Fréquence centrale (f_0)	8MHz
Fréquence d'échantillonnage	50MHz
Pondération en transmission	Fenêtre de Hanning
Pondération en réception	Voir Figure 2.5
Focalisation en transmission	Onde plane
Focalisation en réception	Dynamique

Les paramètres utilisés sont présentés dans le Tableau 2.2. Un balayage linéaire a été réalisé à l'aide d'une sonde linéaire de 192 éléments. Aucune focalisation n'a été réalisée en émission afin de transmettre une onde plane. Une focalisation dynamique a été programmée en réception afin de garantir la condition de validité de l'approximation de Fraunhofer. La fonction de pondération dynamique décrite dans la section 2.2, a été implantée afin de produire des OT de même fréquence sur l'ensemble de l'image. Cette fonction de pondération, décrite dans la Figure 2.5 a été calculée de manière à obtenir une longueur d'onde transverse λ_x de 1.5 mm.

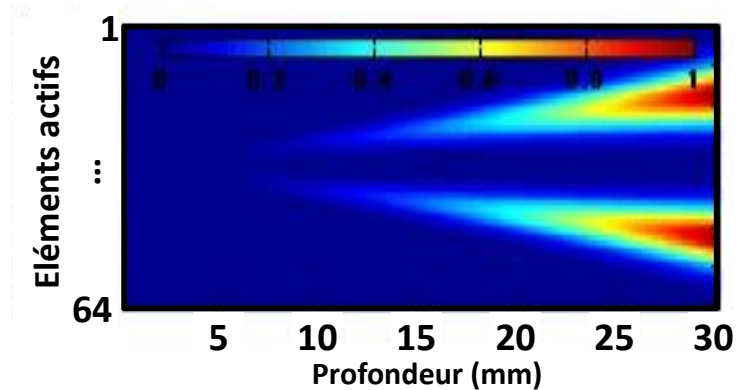


Figure 2.5 : Fonction de pondération dynamique utilisée sur le ULA-OP. Les deux fenêtres Gaussiennes s'écartent et changent de largeur en fonction de la profondeur de manière à obtenir des OT de même fréquence sur l'ensemble de l'image RF.

2.4.2 Validation de la formation des images à oscillations transverses

L'implémentation des OT dans le ULA-OP a permis pour la première fois de visualiser ce marquage en temps réel. Comme on peut le voir sur la Figure 2.6 représentant l'image mode B d'un fantôme avant et après avoir introduit des oscillations transverses, le speckle de l'image mode B a été modifié faisant apparaître un marquage dans la direction latérale. Nous pouvons remarquer que cette méthode étale la PSF, ce qui se traduit par une moins bonne résolution dans la direction latérale sur l'image mode B. A noter ici que l'intérêt de cette méthode n'est pas d'augmenter la qualité de l'image mais bien d'introduire un marquage dans l'image pour mieux estimer le mouvement

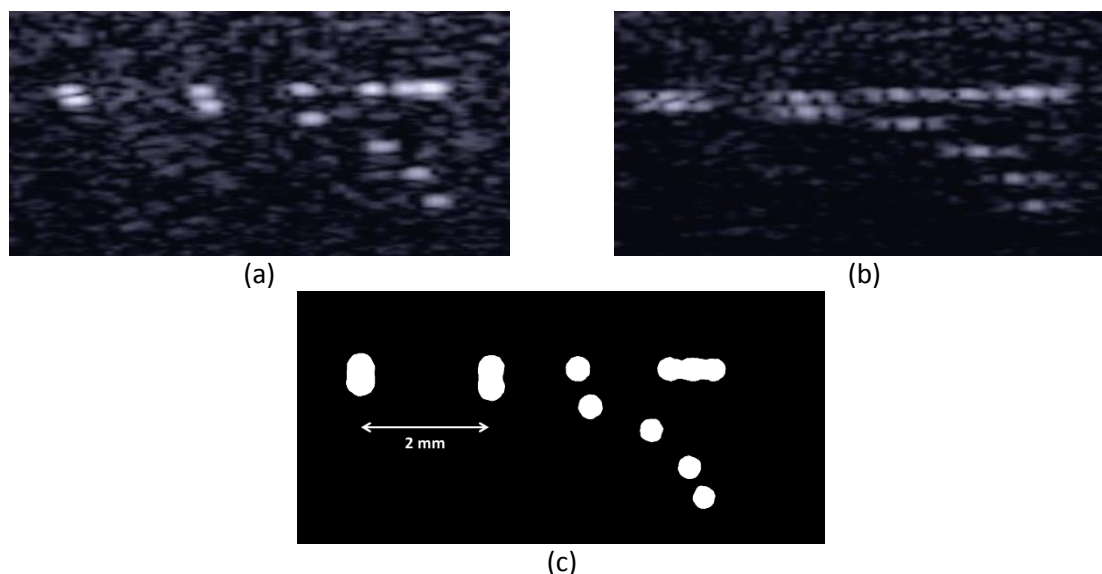


Figure 2.6 : Visualisation des OT en temps réel. (a) Image mode B classique sans OT d'un fantôme ultrasonore. (b) Image mode B avec OT correspondante. (c) Géométrie du fantôme utilisé.

La Figure 2.7a montre l'image mode B classique du fantôme avec un zoom sur l'image RF correspondante. La Figure 2.7b montre l'image mode B après introduction des OT et le zoom sur l'image RF correspondante marquée par les OT. On observe alors clairement le marquage en 2D de l'image.

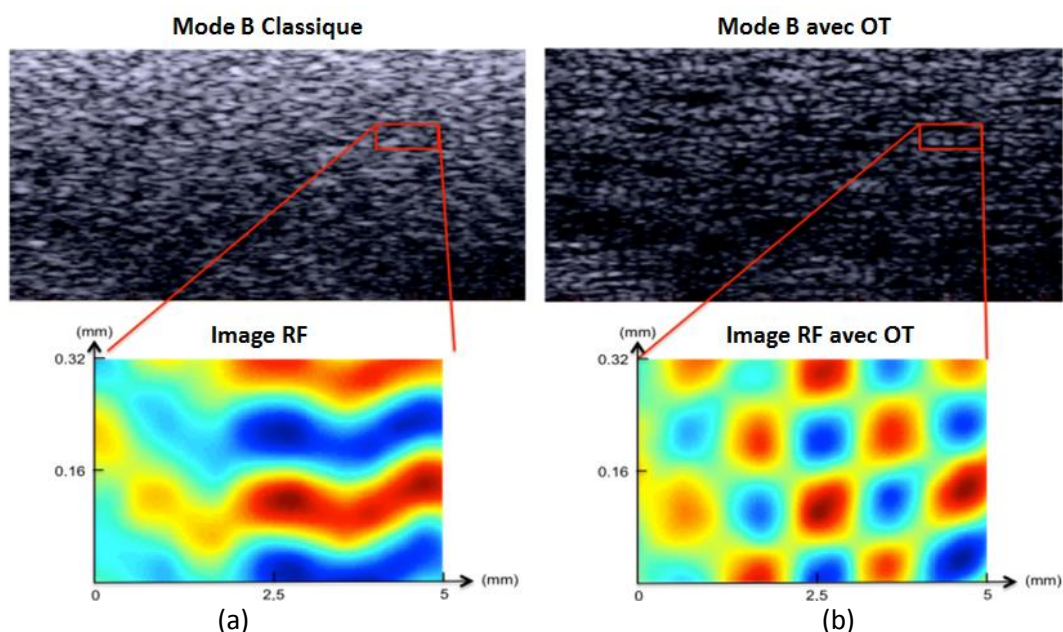


Figure 2.7 : Visualisation des OT sur les images US. (a) Image mode B classique sans OT d'un fantôme ultrasonore et zoom sur l'image RF correspondante. (b) Image mode B avec OT du même fantôme et zoom sur l'image RF correspondante.

La validation des OT a été réalisée de 2 manières différentes. Tout d'abord, l'acquisition de l'image d'un réflecteur ponctuel (fil de 100 μm de diamètre placé à 20 mm de profondeur) permet de mesurer la réponse impulsionnelle du système d'imagerie, la PSF. Ensuite, la transformée 2D d'une image d'un fantôme homogène permet une analyse dans le domaine des fréquences spatiales.

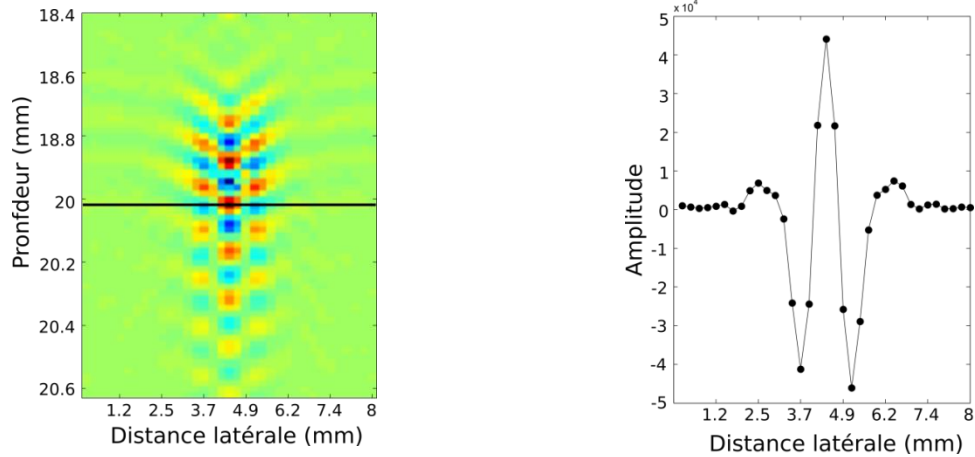


Figure 2.8 : PSF avec OT, et profil latéral correspondant. La PSF contient des oscillations axiales naturelles dues au signal ultrasonore, et des OT introduites par la fonction de pondération. La longueur d'onde de ces OT a été évaluée à 1.4 mm.

Les OT sont clairement visibles sur la PSF représentée sur la Figure 2.8. La fréquence des oscillations transverses a été mesurée manuellement à l'aide du profil latéral montré sur la Figure 2.8. La longueur d'onde transverse a été mesurée au niveau des pics négatifs sur le profil et vaut 1.4 mm. Cela correspond à la longueur d'onde théorique voulue et introduite à l'aide de la fonction de pondération présentée dans la Figure 2.5, mais avec une erreur relative de 7%. La fréquence des OT a aussi été vérifiée à l'aide du spectre de fréquence 2D d'une image RF issue d'un fantôme homogène.

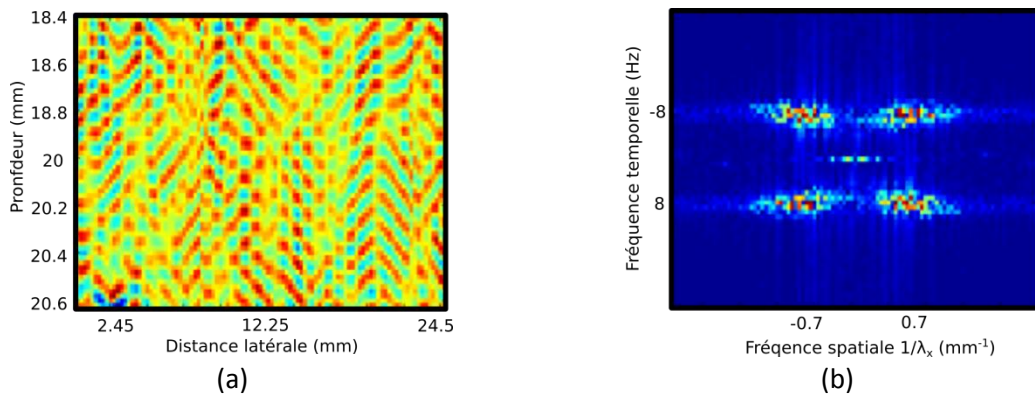


Figure 2.9 : Image RF avec OT et le spectre de Fourier 2D correspondant. (a) Image RF avec OT d'un fantôme homogène. (b) Spectre de Fourier 2D correspondant de l'image RF avec OT. Les quatre « pics » sont caractéristiques du spectre de fréquence d'une image RF avec OT. Les profils axiaux reflètent la fréquence des oscillations axiales, et les profils latéraux reflètent la fréquence des OT.

Le spectre de fréquence présenté sur la Figure 2.9b, montre bien les quatre pics caractéristiques du spectre de fréquence 2D d'une image RF avec OT. La fréquence des signaux a été estimée en calculant le barycentre de chaque pic. Dans la direction axiale nous retrouvons bien la fréquence des signaux ultrasonores émis par la sonde de 8 MHz. Dans la direction latérale nous estimons la fréquence à 0.7 mm^{-1} , soit 1.42 mm pour la longueur d'onde correspondante. Cela correspond bien à la fréquence théorique avec une erreur de 6%. Nous pouvons remarquer que le spectre est assez « étalé » dans la direction latérale. La fréquence des OT variera donc sensiblement sur l'ensemble de l'image RF, toutefois c'est la longueur d'onde mesurée qui a été utilisée pour l'estimation du mouvement.

2.4.3 Validation de l'estimateur

L'estimateur de mouvement a déjà été validé en simulation dans plusieurs articles (Basarab et al. 2009; Liebgott et al. 2007). Seule la validation expérimentale de cette méthode est présentée dans ce chapitre. Deux expérimentations différentes ont été réalisées. La première permet de valider la méthode proposée sur l'estimation d'une trajectoire contrôlée de fantôme. La seconde a pour but de mettre en évidence la principale limitation de cette méthode, à savoir l'incapacité d'estimer un mouvement supérieur à la demi-longueur d'onde des oscillations.

L'estimation d'une trajectoire

La validation a été réalisée à l'aide de séquences d'image RF avec OT acquises sur un fantôme ultrasonore. Les images RF ont été acquises durant le déplacement de ce fantôme suivant une trajectoire 2D connue. Le déplacement du fantôme, réalisé à l'aide d'un banc motorisé, est représenté en trait plein sur la Figure 2.10. L'estimation du déplacement axial et latéral, effectué par notre méthode, et réalisé entre chaque paire d'images successives, est présentée par des cercles sur la Figure 2.10. Comme nous pouvons le voir sur cette figure, les trajectoires estimées suivent très bien les trajectoires réelles avec des erreurs axiales et latérales faibles présentées dans le Tableau 2.3

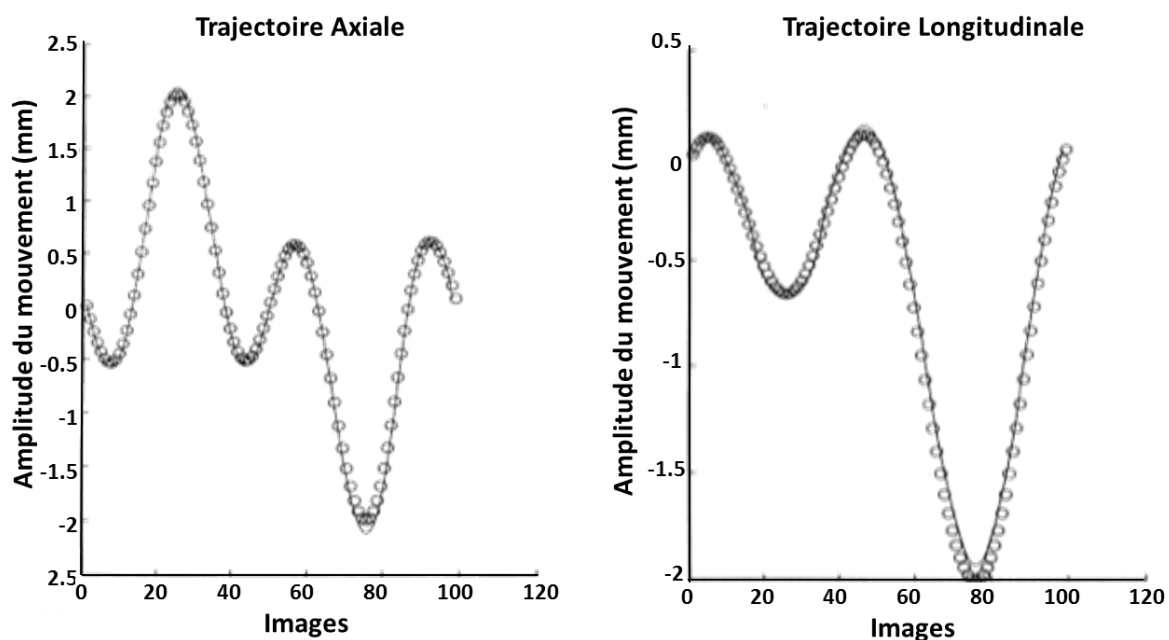


Figure 2.10 : Trajectoires estimées d'un fantôme en déplacement. La trajectoire réelle du fantôme est représentée par un trait plein, et la trajectoire estimée par la méthode présentée est représentée par des cercles. La trajectoire obtenue suit bien la trajectoire réelle dans les 2 directions axiale et latérale.

Tableau 2.3 : Erreur d'estimation de mouvement issue d'une séquence d'images RF avec OT

Direction	Erreur maximale en μm	Erreur moyenne + écart type en μm	Erreur relative en %
Axiale	9	6 ± 3	6 %
Latérale	12	8 ± 3	8 %

Mouvement maximal estimable

Comme nous l'avons vu, la méthode d'estimation proposée ne permet pas d'estimer un mouvement supérieur à la demi-longueur d'onde des oscillations. Afin d'analyser cette limitation, la méthode a été testée sur des déplacements de plus en plus grands d'un réflecteur ponctuel modélisé par la PSF du système. La PSF a été translatée dans la direction latérale de 0 à 1.5 mm avec un incrément de 0.1 mm. Les images RF avec OT ont été acquises en utilisant les paramètres présentés dans la section 2.4. Le résultat de l'estimation est présenté sur la Figure 2.11.

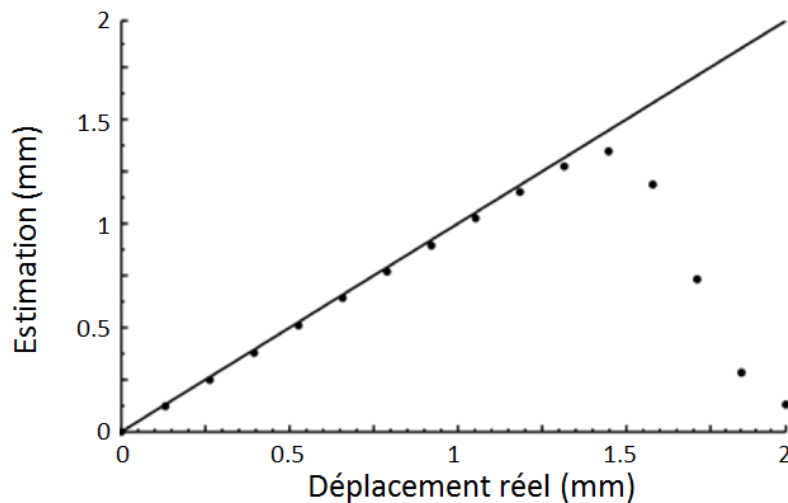


Figure 2.11 : Déplacement maximal estimable par la méthode proposée. Le déplacement est estimé correctement dans la direction latérale jusqu'à une valeur de déplacement de 1.4 mm. Ce déplacement correspond à la demi-longueur d'onde des oscillations transverses introduites

Le mouvement est correctement estimé jusqu'à un déplacement avoisinant 1.4 mm, ce qui correspond approximativement à la demi-longueur d'onde des OT. En effet, notre méthode est basée sur la phase et la périodicité de la phase spatiale apporte cette limitation. Dans chaque direction, le déplacement maximal estimé correctement dépend de la fréquence des oscillations. Elle ne permet pas d'estimer de grands déplacements, mais est très efficace pour estimer de petits déplacements. Dans le cadre de l'imagerie US conventionnelle de la paroi carotidienne (cadence $<100 \text{ images.s}^{-1}$), les déplacements sont bien souvent supérieurs à cette limite notamment dans la direction axiale. Il est alors nécessaire de faire une pré-estimation à l'aide par exemple d'une méthode de BM. Cette technique est utilisée dans la prochaine section, présentant des résultats *in vivo* sur l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne.

2.5 Evaluation de la méthode sur carotides *in vivo*

La méthode proposée, combinant des OT et un estimateur basé sur la phase 2D des images RF, a été validée dans la section précédente en estimant le mouvement d'un fantôme ultrasonore. Dans cette section la méthode est évaluée sur le mouvement de carotides *in vivo*.

2.5.1 Objectif

L'objectif est ici d'une part d'étudier la faisabilité de notre méthode dans le cadre de l'estimation du mouvement 2D de la paroi carotidienne, et d'autre part de comparer les performances de notre méthode pour le suivi du mouvement longitudinal de la paroi avec une autre méthode plus classique traitant les séquences d'images mode B. Pour cela nous proposons d'évaluer cette méthode sur 20 carotides saines et 6 carotides de patients à haut risque cardiovasculaire. Notre méthode sera comparée à des trajectoires de référence réalisées par 3 spécialistes, et à des estimations réalisées par une méthode de BM classique sur les images mode B. Une partie des résultats de ce travail a été publiée dans la revue *Medical Physics* (Zahnd et al. 2015).

2.5.2 Acquisition des images US

Les acquisitions ont été réalisées avec le ULA-OP au sein de l'hôpital cardiologique de Lyon. Vingt-deux sujets volontaires sains (14 hommes, et 8 femmes), et 6 patients avec un haut risque d'athérosclérose ont été impliqués dans cette étude. Cinq de ces 6 patients sont atteints de diabète, alors que la dernière est une patiente âgée de 83 ans. Tous les participants ont signé un consentement éclairé. L'ensemble des acquisitions a été réalisé par le Docteur André Sérusclat, cardiologue à l'Hopital Cardiologique, Lyon, sur les carotides droite et gauche. Les acquisitions ont été effectuées sur des sujets et patients allongés durant un arrêt respiratoire de manière à limiter les mouvements parasites. Dans le but de comparer les résultats d'estimation à une méthode d'estimation classique, deux acquisitions, avec et sans oscillations transverses, ont été réalisées simultanément comme décrit dans la section 2.5.3. Enfin les séquences d'images ont été enregistrées pendant 3 cycles cardiaques. Les données de deux sujets sains ont été rejetés de l'étude du fait de la faible qualité d'image au niveau du complexe intima-media.

2.5.3 Paramètres de la méthode

Deux acquisitions simultanées ont été réalisées de manière à obtenir, d'une part une séquence d'images classiques mode B (Tableau 2.4 [1]) pour l'estimation du mouvement par la méthode classique de BM, et d'autre part une séquence d'images RF avec OT (Tableau 2.3 [2]) pour notre méthode d'estimation. La configuration de l'échographe a été la même dans les deux cas, à part l'utilisation de la fonction de pondération spécifique pour la séquence d'images RF avec OT. Cette fonction de pondération a été paramétrée de manière à obtenir une longueur d'onde latérale de 1.2 mm. Les paramètres sont présentés dans le Tableau 2.4. Ces acquisitions ont été réalisées simultanément, c'est à dire qu'elles étaient entrelacées (une image RF classique, puis une image RF avec OT, puis une image RF classique, et ainsi de suite...), de manière à obtenir la même séquence de carotide pour les deux acquisitions. Ce procédé a pour inconvénient de diviser la cadence d'imagerie par deux. Etant donné que notre méthode d'estimation ne permet pas d'estimer de grands déplacements, une pré-estimation par BM doit être réalisée dans le cas de grands déplacements. De manière à limiter l'utilisation de cette pré-estimation, la cadence d'image a été augmentée en réduisant le nombre d'éléments utilisés de 192 à 128 et donc la taille de l'image. Ainsi, la taille des images est de 64 par 1500 pixels, avec une taille de pixel de 245 par 19 μm^2 . Les séquences d'images ont été acquises pendant une durée de 3.28 s à une fréquence de 184 images par seconde (92 images par seconde pour chaque acquisition). Chaque séquence contient donc 300 images.

Tableau 2.4 : Paramètres d'acquisitions expérimentales II

Paramètre	Valeur
Sonde	Linéaire
Nombre d'éléments	128
Nombre d'éléments actifs	64
Pitch	0,245 mm
Fréquence centrale (f0)	4 MHz
Fréquence d'échantillonnage	50 MHz
Pondération en transmission	Fenêtre de Hanning
Pondération en réception	[1]-Fenêtre de Hanning [2]- Double Fenêtre Gaussienne (Voir Figure 2.5)
Focalisation en transmission	Onde plane
Focalisation en réception	Dynamique

2.5.4 Evaluation de la méthode

Notre méthode a été évaluée en comparant les résultats d'estimation d'une part à une trajectoire de référence et d'autre part aux estimations faites par une méthode classique de BM. Les estimations de mouvement ont été réalisées sur les parois distales du fait de leur meilleure définition.

Trajectoire de référence

Du fait de l'absence de vérité terrain, inhérente à l'imagerie *in vivo*, des trajectoires de référence ont été réalisées par trois spécialistes de l'imagerie vasculaire ultrasonore. Le protocole d'évaluation, initialement proposé dans (Zahnd et al. 2013), peut être résumé comme suit. Premièrement, une région d'intérêt située sur la paroi carotidienne est sélectionnée sur la première image de chaque séquence mode B, par le premier spécialiste. Ensuite, chaque spécialiste estime le mouvement manuellement, en suivant cette région initiale tout le long de la séquence. La trajectoire de référence est alors calculée en moyennant les trajectoires estimées par les trois spécialistes. Notre méthode d'estimation est ensuite utilisée pour estimer la trajectoire en se basant sur les mêmes régions d'intérêt initiales, mais sur les images RF avec OT. Et enfin les résultats d'estimation sont comparés à la trajectoire de référence.

Comparaison à une méthode classique de Block Matching

Dans le but d'évaluer les bénéfices que peut apporter notre méthode par rapport à une méthode classique d'estimation de mouvement, une méthode traditionnelle de BM (Bohs and Trahey 1991) a été investiguée. Cette méthode a été utilisée pour estimer la trajectoire de la paroi carotidienne sur les images mode B issues des acquisitions RF sans OT, en se basant sur les mêmes régions d'intérêt initiales que précédemment. Les trajectoires obtenues ont ensuite été comparées aux trajectoires de référence obtenues manuellement. Le test statistique U de Mann-Whitney, avec un risque de première espèce de 0.05 a été utilisé pour comparer les erreurs d'estimation commises entre notre méthode d'estimation et la méthode par BM.

2.5.5 Résultats

Image US de la carotide et oscillations transverses

Les différents types d'images US utilisés, dans le cadre de ces résultats *in vivo*, sont visibles sur la Figure 2.12, représentant 4 exemples avec pour chaque exemple l'image mode B de la carotide, la région d'intérêt initiale utilisée sur l'image mode B, l'image RF classique et l'image RF avec OT. La différence entre les régions d'intérêt issues des images RF et celles issues des images RF avec OT est clairement visible. Les premières sont caractérisées par des stries parallèles dues à la réflexion de l'onde ultrasonore sur la paroi de l'intima-media, alors que les secondes sont caractérisées par des oscillations transverses introduites par notre méthode. La longueur d'onde de ces OT a été évaluée à 1.4 mm, ce qui est quelque peu différent de la longueur d'onde théorique introduite, avec une erreur relative de 20%. C'est cette longueur d'onde de 1.4 mm qui a été utilisée pour l'estimation de mouvement.

Estimation du mouvement de la paroi carotidienne

Comme expliqué dans la section précédente le mouvement de la paroi carotidienne a été estimé à l'aide de notre méthode sur les images RF avec OT, puis par une méthode de BM sur les séquences d'image mode B correspondantes. Les trajectoires de référence ont été réalisées manuellement par trois spécialistes sur les séquences d'image mode B. L'erreur d'estimation est définie dans ce chapitre comme étant la différence absolue entre la trajectoire estimée et la trajectoire de référence dans les directions axiale et latérale. La moyenne de cette erreur, ainsi que la variabilité inter (entre les spécialistes) et intra (entre les mesures faites par un même spécialiste) spécialistes sont présentées dans le Tableau 2.5.

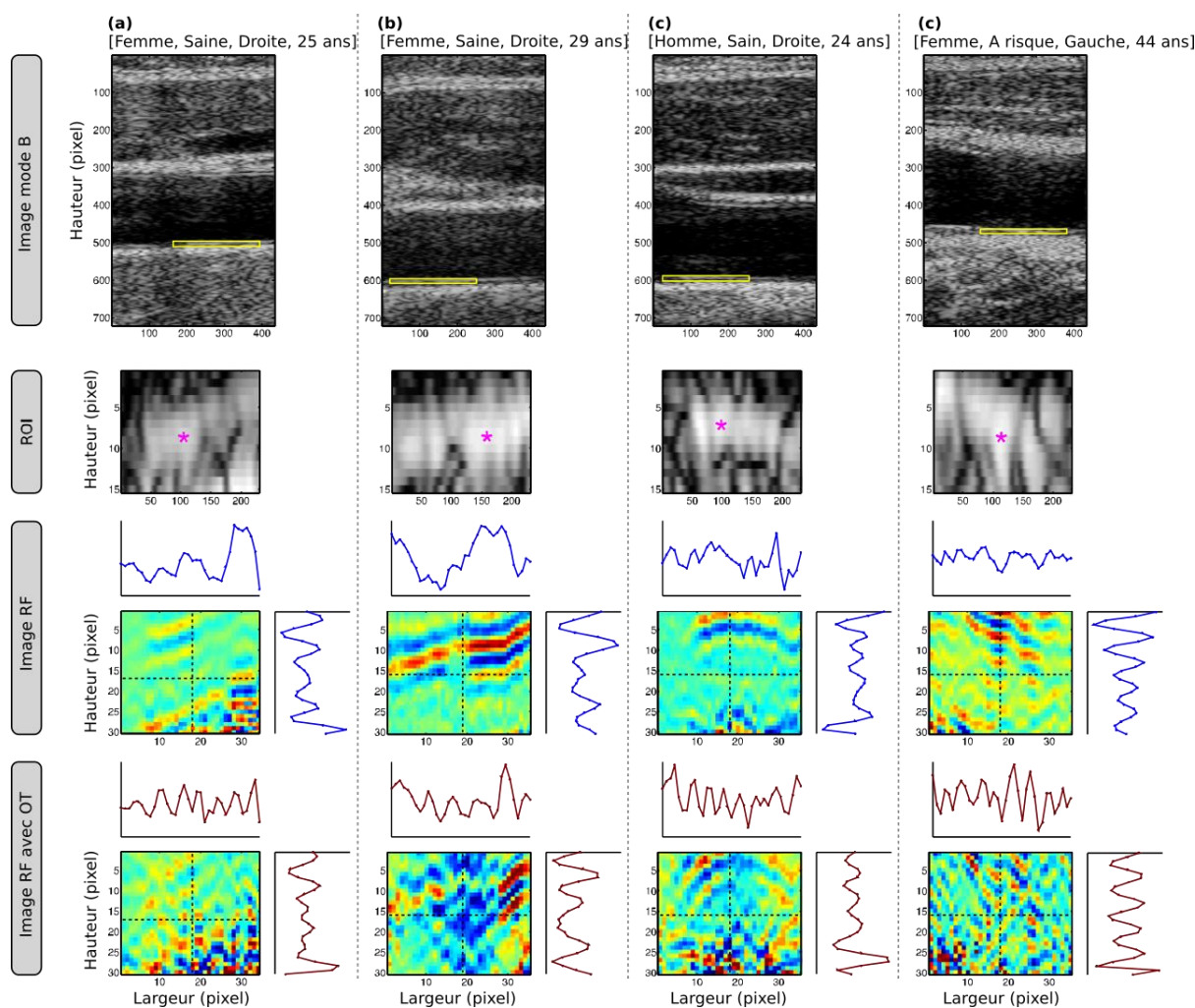


Figure 2.12 : Exemples d'images US de carotides. Les carotides acquises de trois sujets sains (a)-(c) et d'un patient à risque (b) sont représentées. La région d'intérêt sélectionnée sur la paroi distale, est représentée par un rectangle jaune. Un zoom sur cette région d'intérêt est représenté pour chaque modalité : Image B-mode, RF, et RF avec OT. Sur le zoom mode B, la partie utilisée pour suivre le mouvement de la carotide dans les deux directions est représentée par un astérisque violet. La différence entre les profils latéraux des zooms RF et RF avec OT est clairement visible, avec la présence d'oscillations dans le cas des RF avec OT.

La différence des erreurs commises entre la méthode présentée et la méthode d'estimation par BM est significative dans la direction latérale ($p = 9 \times 10^{-7}$), mais comparable dans la direction axiale ($p = 0.325$). Cela démontre l'intérêt d'introduire des oscillations transverses pour mieux estimer le mouvement longitudinal de la paroi carotidienne. Quelques exemples de trajectoires estimées sont présentés sur la Figure 2.13. Dans cette expérimentation la méthode présentée est 3 fois plus précise dans la direction latérale que la méthode classique par BM. Cependant, ayant effectué une pré-estimation par BM, cette expérimentation ne permet pas de comparer pleinement notre méthode à la méthode par BM. L'utilisation d'une cadence d'imagerie plus importante permettrait de s'affranchir de la pré-estimation.

Tableau 2.5 : Erreurs moyennes absolues d'estimation

Erreurs	Radiale (en μm)	longitudinale (en μm)
Sujet sain (n=20)		
PBME vs Reference	57 \pm 45	99 \pm 86
BM vs Reference	62 \pm 51	278 \pm 247
Variabilité inter-spécialiste	74 \pm 67	141 \pm 125
Variabilité intra-spécialiste	39 \pm 54	141 \pm 154
Patient à haut risque (n=6)		
PBME vs Reference	46 \pm 36	95 \pm 76
BM vs Reference	67 \pm 54	332 \pm 310
Variabilité inter-spécialiste	66 \pm 61	104 \pm 91
Variabilité intra-spécialiste	36 \pm 46	98 \pm 81
Ensemble (n=26)		
PBME vs Reference	55 \pm 44	98 \pm 84
BM vs Reference	63 \pm 51	291 \pm 264
Variabilité inter-spécialiste	72 \pm 66	133 \pm 119
Variabilité intra-spécialiste	38 \pm 52	131 \pm 142

Afin d'analyser les erreurs présentées dans le Tableau 2.5, il serait intéressant de les comparer aux amplitudes de déplacement. Pour cela nous définissons ΔX et ΔY comme étant respectivement l'amplitude crête-à-crête des trajectoires longitudinale et radiale (Figure 2.13). Pour les 26 participants, les valeurs moyennes des amplitudes longitudinale et axiale correspondent respectivement à $440 \pm 210 \mu\text{m}$ et $470 \pm 173 \mu\text{m}$. Plus spécifiquement, les valeurs moyennes des amplitudes longitudinale et axiale sont de $486 \pm 211 \mu\text{m}$ et $528 \pm 129 \mu\text{m}$ pour les volontaire sains, et $302 \pm 147 \mu\text{m}$ et $278 \pm 171 \mu\text{m}$ pour les patients. Notons ici, que la moyenne des amplitudes longitudinales des patients est nettement réduite comparée à ceux des volontaires sains. Ce qui coïncide bien avec les études précédentes (Ahlgren et al. 2009; Zahnd et al. 2011b; Zahnd et al. 2012; Ahlgren et al. 2012; Svedlund et al. 2011). Le calcul des rapports entre les erreurs absolues et les amplitudes correspondantes est présenté dans le Tableau 2.6. Dès lors, nous pouvons remarquer que les erreurs commises dans les cas des patients à haut risque sont plus importants que chez les sujets sains. Cela suggère qu'il serait plus difficile d'estimer la trajectoire de la paroi carotidienne dans le cas de patient à haut risque.

Tableau 2.6 : Erreurs relatives moyennes (%)

	Radiale	Longitudinale
Sujet sain (n=20)	11 \pm 4	23 \pm 11
Patient à haut risque (n=6)	21 \pm 15	47 \pm 41
Ensemble (n=26)	13 \pm 9	28 \pm 23

Enfin, l'ensemble de ces résultats montre que les erreurs commises dans l'estimation du mouvement latéral restent toujours supérieures aux erreurs commises dans la direction axiale ($\times 2$). Cela peut s'expliquer par le fait que les OT produites par la fonction de pondération ne sont pas parfaites. En effet comme on peut le voir à travers ce chapitre, d'une part la longueur d'onde des OT mesurées n'est pas exactement égale à la longueur d'onde théorique, et d'autre part cette valeur de longueur d'onde est très importante pour l'estimation du mouvement (Equation 2.24). Cette différence entre la valeur théorique et expérimentale peut s'expliquer en regardant le spectre de

Fourier 2D d'une image RF avec OT (Figure 2.9). On observe d'une part que le spectre est assez étalé dans la direction latérale, et d'autre part qu'il est assez hétérogène. La fréquence des oscillations transverses varie donc sensiblement sur l'ensemble de l'image RF, pouvant provoquer une erreur dans l'estimation du mouvement. Malgré cela nous avons montré que notre méthode d'estimation, combinant des OT et un estimateur basé sur la phase, permet de mieux estimer le déplacement dans la direction latérale.

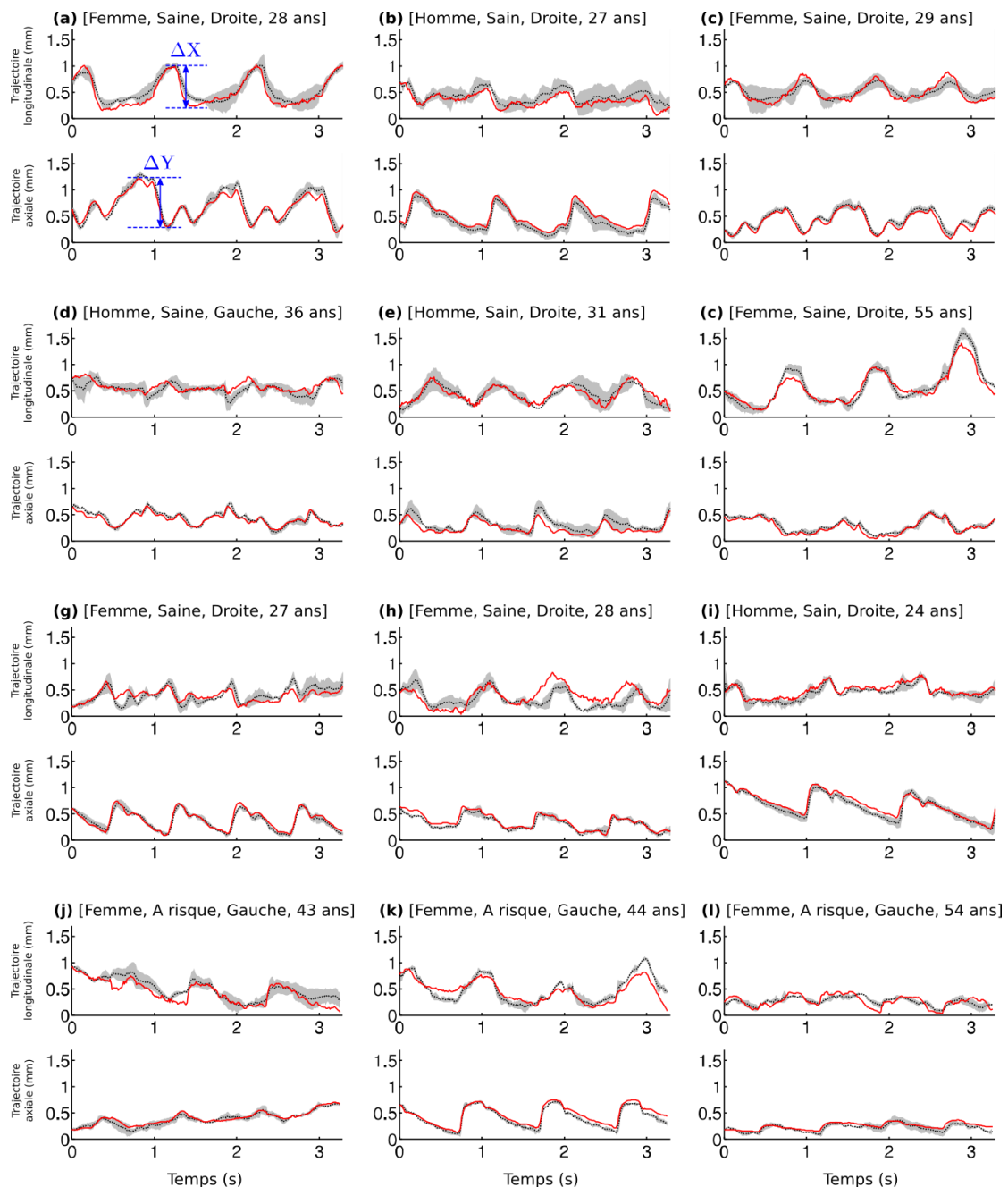


Figure 2.13 : Exemples d'estimation de mouvement de la paroi par la méthode proposée. Les trajectoires obtenues issues de neuf sujets sains (a) –(i) et de trois patients à risque (j) –(l) sont représentées. Les courbes rouge et noire représentent respectivement, les trajectoires estimées par notre méthode, et la trajectoire de référence calculée comme étant la moyenne des trajectoires estimées manuellement par trois spécialistes. Les régions grises représentent l'écart type entre les estimations manuelles. La représentation schématique de l'amplitude du mouvement longitudinal ΔX et axial ΔY est montrée en (a).

2.6 Conclusion

Ce chapitre était consacré à la description d'une méthode de suivi de mouvement s'appuyant sur la combinaison d'un marquage de l'image par des OT et un estimateur basé sur la phase des images RF, sa validation sur fantôme, et son évaluation *in vivo*. Nous avons vu que les oscillations transverses peuvent être introduites dans l'image à l'aide d'une fonction de pondération spécifique utilisant deux fenêtres Gaussiennes. La méthode a ensuite été validée expérimentalement sur des mouvements de fantôme ultrasonore. Enfin une étude a été réalisée sur des sujets sains et des patients à haut risque d'athérosclérose. En comparant les résultats d'estimation obtenus par la méthode proposée à ceux obtenus par une technique classique de BM nous avons montré que l'utilisation d'OT et de notre estimateur basé sur la phase des images RF permettait de mieux estimer le mouvement latéral de la paroi carotidienne. Malgré ces bon résultats nous avons vu que les OT introduites dans l'image RF n'étaient pas parfaites, et pouvaient provoquer des erreurs d'estimations de mouvement. Nous verrons dans le chapitre 4 une méthode par filtrage permettant de mieux maîtriser la génération des oscillations transverses. Mais avant cela, toujours dans l'idée de pouvoir améliorer l'estimation de mouvement de la paroi carotidienne, nous allons, dans le chapitre suivant, étendre la technique présentée ici en 3D.



CHAPITRE 3

Estimation du mouvement 3D combinant des oscillations 3D et un estimateur de mouvement 3D basé sur la phase

Ce troisième chapitre présente ma deuxième contribution qui a été présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium (Salles et al. 2013) et acceptée pour publication dans la revue IEEE TUFFC. Dans un premier temps, l'extension à la 3D de la méthode d'estimation de mouvement proposée dans le chapitre 2 est présentée, à savoir la combinaison du marquage par des oscillations transverses 3D, et le développement d'une méthode d'estimation de mouvement utilisant la phase des volumes RF. Après la validation en simulation des oscillations transverses 3D et de l'estimateur de mouvement 3D, la méthode de formation des oscillations transverses 3D est implémentée dans un échographe de recherche. Les oscillations transverses sont ensuite validées de manière expérimentale, avant que l'estimateur de mouvement proposé soit évalué sur des trajectoires contrôlées sur fantôme de milieu continu. Enfin, notre méthode d'estimation de mouvement est comparée à plusieurs méthodes classiques de la littérature. Ce chapitre montre d'une part l'intérêt d'introduire des OT dans les volumes RF pour l'estimation des mouvements perpendiculaires à l'axe du faisceau ultrasonore, et d'autre part que la méthode proposée surpasse les autres méthodes testées dans le cadre de l'estimation de mouvement 3D.

3.1 Introduction et motivation

Avec l'émergence de l'imagerie US volumétrique, i.e. 3D, une méthode capable d'estimer un mouvement dans les trois directions est devenue une nécessité. Plusieurs méthodes ont été proposées pour estimer le mouvement 3D en imagerie US, principalement en échocardiographie, au cours des dernières décennies, et sont basées sur l'extension 3D des méthodes de suivi de mouvement classiques 2D (Chen et al. 2005; Bohs et al. 2000; Bashford and von Ramm 1996; Meunier 1998; Morsy and Von Ramm 1999; De Craene et al. 2013; Deprez et al. 2009). Cependant, malgré les progrès algorithmiques importants, l'estimation de mouvement 3D reste difficile en raison de la faible qualité d'image, la charge de calcul importante et enfin la difficulté d'estimer un mouvement dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau ultrasonore.

Nous avons montré, au cours du deuxième chapitre, que l'introduction d'un marquage dans l'image par l'intermédiaire d'OT et l'utilisation d'un estimateur de mouvement qui prend en compte ces oscillations permettaient de mieux estimer le mouvement dans la direction latérale. L'introduction de ce marquage a permis de rendre la paroi carotidienne plus hétérogène dans la direction latérale ce qui a permis de se rapprocher de l'hypothèse du flux optique présentée dans le chapitre 1. Pour rappel, les 3 hypothèses qui permettent de faire coïncider le flux optique au mouvement réel sont :

- Les conditions d'illumination doivent rester constantes avec le temps.
- Le milieu étudié doit être non homogène
- Le mouvement réel doit se dérouler seulement dans le plan de l'image 2D

Dans le cadre de l'estimation de mouvement de la paroi carotidienne à l'aide de l'imagerie ultrasonore, la condition d'hétérogénéité est maintenant respectée depuis l'introduction des OT. Cependant étant donné que le mouvement réel de la paroi carotidienne ne se situe pas seulement dans un plan 2D, du fait de sa géométrie 3D, nous proposons d'étendre en 3D la méthode 2D, présentée dans le chapitre précédent. L'intérêt d'une méthode d'estimation 3D est double. D'une part elle permet de prendre en compte les mouvements hors plan dus aux organes environnants et à ceux de l'opérateur effectuant l'acquisition. D'autre part, elle permet d'étudier le mouvement de la carotide elle-même dans les trois directions. Cela pourrait permettre dans notre cas d'améliorer l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne dans les directions axiale et latérale, et potentiellement de mettre en évidence un mouvement circonférentiel, nécessitant la direction de l'élévation.

3.2 Oscillations transverses 3D

Cette section est consacrée à la présentation de la méthode permettant d'obtenir un volume RF avec des OT dans les deux directions perpendiculaires à l'axe du faisceau ultrasonore, i.e. directions transversales (latérale et d'élévation). A l'instar des OT 2D présentées dans le chapitre 2 ces oscillations sont produites par l'intermédiaire d'une fonction de pondération spécifique.

3.2.1 Principe général

Il existe à ce jour trois moyens d'obtenir une image US 3D (Fenster, Downey, and Cardinal 2001). En utilisant une sonde classique 1D (barrette de transducteurs), il est possible de former un volume US grâce à un balayage mécanique, à l'intérieur même de la sonde. Un balayage manuel effectué par l'opérateur lui-même permet également la reconstruction d'un volume de données à l'aide des coordonnées spatiales de la sonde enregistrées au cours du balayage. Enfin, la troisième approche utilise une sonde 2D dite matricielle (matrice de transducteurs) et le volume US est alors obtenu grâce à un balayage électronique. C'est cette approche qui est utilisée dans ce chapitre.

La méthode d'OT 3D suit le même principe que celle présentée en 2D dans le chapitre 2. L'idée est toujours d'introduire un marquage dans l'image dans les directions perpendiculaires au faisceau ultrasonore à l'aide d'oscillations transverses produites par l'utilisation d'une fonction de pondération spécifique. Du fait de l'utilisation d'une sonde matricielle, cette fonction de pondération est elle aussi en 2D. Dès lors, deux approches différentes peuvent être utilisées. La première approche a récemment été publiée par le groupe de J. Jensen (Pihl and Jensen 2014; Pihl et al. 2014), et consiste à acquérir deux volumes ultrasonores. Chacun de ces volumes contient des oscillations dans la direction axiale et dans une des deux directions perpendiculaires au faisceau ultrasonore. Le premier volume contient des oscillations transverses dans la direction latérale et le second volume contient des oscillations transverses dans la direction de l'élévation. Cette approche 3D est en fait une méthode $2 \times 2D$, qui utilise deux fonctions de pondération différentes, et qui ne permet pas d'obtenir un seul volume avec des oscillations dans les trois directions. Nous proposons ici, une seconde approche réellement en 3D qui permet d'obtenir un volume avec des oscillations dans les trois directions simultanément, en utilisant une seule fonction de pondération.

3.2.2 Oscillations transverses par apodisation

Pour obtenir un volume RF avec OT, la PSF doit présenter des oscillations dans la direction axiale et dans les deux directions transversales. Définissons $h(x, y, z)$ comme la PSF 3D, avec z la direction axiale le long du faisceau ultrasonore, x la direction latérale perpendiculaire au faisceau ultrasonore et y la direction de l'élévation perpendiculaire aux deux autres. Comme dans la section 2.2.2, la PSF peut être définie par un modèle séparable simple (Ranganathan and Walker 2003; Lockwood et al. 1996) décrit par l'équation 2.1.

$$h(x, y, z) = h(x) \times h(y) \times h(z) = h_t(x) \times h_r(x) \times h_t(y) \times h_r(y) \times h(z) \quad (3.1)$$

où $h_t(x)$, $h_r(x)$, $h_t(y)$, $h_r(y)$ représentent respectivement les profils perpendiculaires au faisceau ultrasonore en transmission et réception, et $h(z)$ le profil axial de l'onde ultrasonore. Dès lors, étant donné un modèle séparable, et en suivant le même procédé que celui décrit dans la section 2.2.2 nous pouvons montrer que pour obtenir des oscillations dans les deux directions transversales, la fonction de pondération 2D en réception w_{r2D} peut être définie comme la multiplication de deux fonctions de pondération $w_{rx}(x)$ et $w_{ry}(x)$:

$$w_{r2D}(x, y) = w_{rx}(x) \times w_{ry}(y),$$

$$0 \leq w_{r2D}(x, y) \leq 1$$

$$\text{avec } \begin{cases} w_{rx}(x) = \frac{1}{2} \left(e^{-\pi \left(\frac{x-x_0}{\sigma_{x0}} \right)^2} + e^{-\pi \left(\frac{x+x_0}{\sigma_{x0}} \right)^2} \right) \\ w_{ry}(y) = \frac{1}{2} \left(e^{-\pi \left(\frac{y-y_0}{\sigma_{y0}} \right)^2} + e^{-\pi \left(\frac{y+y_0}{\sigma_{y0}} \right)^2} \right) \end{cases} \quad (3.2)$$

$$\text{où } \begin{cases} x_0 = \lambda z / \lambda_x, & y_0 = \lambda z / \lambda_y \\ \sigma_{x0} = \sqrt{2} \lambda z / \sigma_x, & \sigma_{y0} = \sqrt{2} \lambda z / \sigma_y \end{cases} \quad (3.3)$$

avec λ la longueur d'onde des signaux ultrasonores, z une profondeur donnée. x_0 et y_0 sont les positions des deux Gaussiennes dans les directions latérale et de l'élévation respectivement, σ_{x0} et σ_{y0} sont respectivement les écarts types des Gaussiennes dans les directions latérale et de l'élévation. Un exemple de fonction de pondération $w_{r2D}(x, y)$ est représenté sur la Figure 3.1.

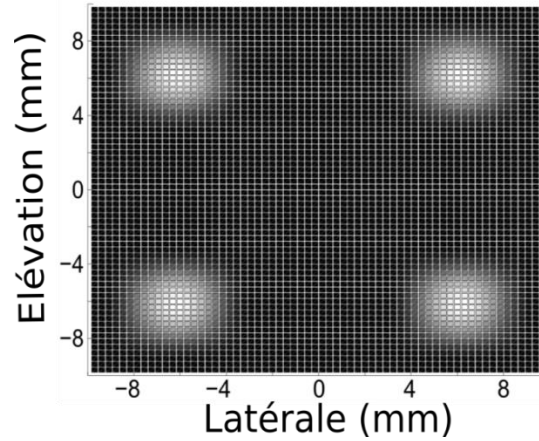


Figure 3.1: Exemple de fonction d'apodisation 2D $w_{r2D}(x, y)$, pour former des OT. Chaque carré représente un élément d'une sonde matricielle. 4096 éléments sont utilisés dans cet exemple. Les pondérations normalisées sont comprises entre 0 et 1 (noir \rightarrow blanc)

Encore une fois nous remarquons que la fréquence des oscillations transverses dépend de la profondeur à laquelle elles sont situées. Cependant bien qu'il soit tout à fait possible d'effectuer un balayage linéaire 2D avec une sonde matricielle, un balayage sectoriel est le plus souvent réalisé avec ce type de sonde. En effet, du fait des petites dimensions des sondes matricielles, il est préférable d'effectuer un balayage sectoriel 2D, afin d'augmenter le champ de vision dans les directions transverses. Dans ce cas nous allons voir que les fréquences des oscillations transverses ne dépendent plus de la profondeur.

Les paramètres du modèle des équations 3.3 en coordonnées cartésiennes peuvent se transformer facilement en coordonnées sphériques de la façon suivante :

$$\begin{cases} \lambda_x = \lambda_g r, & \lambda_y = \lambda_\varphi r \\ \sigma_x = \sigma_g r, & \sigma_y = \sigma_\varphi r \\ z = r \end{cases} \quad (3.4)$$

où λ_g et λ_φ sont les longueurs d'onde des oscillations dans les directions transverses de la PSF, en radians, σ_g et σ_φ sont les écarts types des Gaussiennes des profils transversaux, en radians, et r la profondeur par rapport à la source virtuelle située derrière la sonde, en mm. En prenant en compte ce changement de repère, et l'équation 3.3, nous pouvons définir les positions x_{g_0} et x_{φ_0} ainsi que les écarts types σ_{g_0} et σ_{φ_0} comme :

$$\begin{cases} x_{g_0} = \lambda / \lambda_g, & x_{\varphi_0} = \lambda / \lambda_\varphi \\ \sigma_{g_0} = \sqrt{2} \cdot \lambda / \sigma_g, & \sigma_{\varphi_0} = \sqrt{2} \cdot \lambda / \sigma_\varphi \end{cases} \quad (3.5)$$

où x_{g_0} , x_{φ_0} , σ_{g_0} et σ_{φ_0} sont devenus indépendants de la profondeur. En coordonnées sphériques, les fréquences spatiales des OT ne dépendent donc plus de la profondeur où elles sont situées. Il n'est donc pas nécessaire d'effectuer une fonction de pondération 2D dynamique, comme dans le cas d'un balayage linéaire. Les OT seront donc créées dans un repère sphérique. Etant donné que notre estimateur, basé sur la phase, utilise ces oscillations pour estimer le mouvement, il doit être formulé dans ce même repère sphérique. Ainsi les déplacements seront estimés dans un premier temps en mm dans la direction axiale, et en radian dans les directions transverses, puis transformés en mm après passage dans le repère cartésien.

3.3 Estimation du mouvement 3D basé sur la phase des signaux

Dans cette section nous proposons une description de la méthode d'estimation de mouvement 3D par la phase de l'image. Cette technique est l'extension en 3 dimensions de la méthode d'estimation 2D, proposée dans le chapitre 2.

3.3.1 Principe général

On considère ici une paire de volumes RF contenant des OT 3D $i_1(x, y, z)$ et $i_2(x, y, z)$, représentant le même milieu avant et après un mouvement de translation 3D.

$$i_1(x, y, z) = i_2(x + d_x, y + d_y, z + d_z) \quad (3.6)$$

où d_x , d_y , et d_z sont les déplacements spatiaux à estimer dans la direction latérale, de l'élévation, et axiale .

La méthode d'estimation de mouvement 3D présentée dans ce chapitre utilise la phase des volumes RF. Etant donné que nous introduisons au préalable des OT, nous pouvons considérer que le volume RF est constitué de sinusoides dans les trois directions. La phase de l'image sera donc extraite, comme pour la méthode d'estimation 2D, à l'aide du signal analytique 3D par l'approche de Hahn.

3.3.2 Phase des signaux analytiques en 3D

Une série de signaux analytiques peut être calculée à partir du signal 3D initial et de ses transformées de Hilbert (Zhu, Peyrin, and Goutte 1990). Ces signaux analytiques sont définis dans le domaine de Fourier par :

Pour l'image i_1 :

$$\begin{aligned} I_{11}(x, y, z) &= I_1(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_1(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_1(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_1(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \\ I_{12}(x, y, z) &= I_1(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_2(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_2(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_2(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \\ I_{13}(x, y, z) &= I_1(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_3(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_3(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_3(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \end{aligned} \quad 23.$$

Pour l'image i_2 :

$$\begin{aligned} I_{21}(x, y, z) &= I_2(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_1(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_1(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_1(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \\ I_{22}(x, y, z) &= I_2(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_2(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_2(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_2(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \\ I_{23}(x, y, z) &= I_2(x, y, z) \left(1 + (-1)^{b_3(1)} \operatorname{sgn}(x)\right) \left(1 + (-1)^{b_3(2)} \operatorname{sgn}(y)\right) \left(1 + (-1)^{b_3(3)} \operatorname{sgn}(z)\right) \end{aligned} \quad 23.$$

avec :

$$\text{sgn}(u) = \begin{cases} 1, & \text{if } u > 0 \\ 0 & \text{if } u = 0 \\ -1, & \text{if } u < 0 \end{cases} \quad 23.9$$

où I_1 et I_2 sont les transformées de Fourier 3D des images i_1 et i_2 , et \mathbf{b} un vecteur 2D dont les éléments prennent la valeur de 0 ou de 1. Les signaux analytiques i_{11} , i_{12} , i_{21} , et i_{22} sont calculés à l'aide de la transformée inverse de Fourier 3D.

Chaque signal analytique correspond donc à la sélection d'un octant dans le spectre de Fourier. La sélection de trois octants dans le spectre de chaque volume RF va donc être nécessaire. L'estimateur de mouvement présenté dans la section suivante utilise les phases de ces signaux analytiques.

3.3.3 Estimateur de mouvement

Nous définissons deux régions d'intérêt i_1 et i_2 provenant de volume RF avec OT, modélisées suivant l'équation 3.10 :

$$\begin{aligned} i_1(x, y, z) &= \omega_{r1}(x, y, z) \cos(2\pi f_x(x - d_{x1})) \cos(2\pi f_y(z - d_{y1})) \cos(2\pi f_z(z - d_{z1})) \\ i_2(x, y, z) &= \omega_{r2}(x, y, z) \cos(2\pi f_x(x - d_{x2})) \cos(2\pi f_y(z - d_{y2})) \cos(2\pi f_z(z - d_{z2})) \end{aligned} \quad 3.10$$

où f_x , f_y , et f_z sont les fréquences spatiales dans les directions latérale, de l'élévation, et axiale, ω_{r1} et ω_{r2} sont les deux enveloppes Gaussiennes, et d_{xn} , d_{yn} , et d_{zn} sont les déplacements relatifs entre l'image i_n et un point de référence.

Les phases locales des régions d'intérêt i_1 et i_2 , définies par l'équation 3.10, extraites en utilisant le signal analytique 3D de l'équation 3.9, sont notées : ϕ_{11} , ϕ_{12} , ϕ_{13} , ϕ_{21} , ϕ_{22} , et ϕ_{23} . A l'aide de trigonométrie élémentaire, on montre que ces phases sont décrites par l'équation suivante :

Pour l'image i_1 :

$$\begin{aligned} \phi_{11}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} (x - d_{x1}) + 2\pi f_y (-1)^{b_1(2)} (y - d_{y1}) + 2\pi f_z (-1)^{b_1(3)} (z - d_{z1}) \\ \phi_{12}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} (x - d_{x1}) + 2\pi f_y (-1)^{b_2(2)} (y - d_{y1}) + 2\pi f_z (-1)^{b_2(3)} (z - d_{z1}) \\ \phi_{13}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_3(1)} (x - d_{x1}) + 2\pi f_y (-1)^{b_3(2)} (y - d_{y1}) + 2\pi f_z (-1)^{b_3(3)} (z - d_{z1}) \end{aligned} \quad 3.11$$

Pour l'image i_2 :

$$\begin{aligned}
\phi_{21}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} (x - d_{x_2}) + 2\pi f_y (-1)^{b_1(2)} (y - d_{y_2}) + 2\pi f_z (-1)^{b_1(3)} (z - d_{z_2}) \\
\phi_{22}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} (x - d_{x_2}) + 2\pi f_y (-1)^{b_2(2)} (y - d_{y_2}) + 2\pi f_z (-1)^{b_2(3)} (z - d_{z_2}) \\
\phi_{23}(x, y, z) &= 2\pi f_x (-1)^{b_3(1)} (x - d_{x_2}) + 2\pi f_y (-1)^{b_3(2)} (y - d_{y_2}) + 2\pi f_z (-1)^{b_3(3)} (z - d_{z_2})
\end{aligned} \tag{3.12}$$

Les différences de phase associées, notées ϕ_1 , ϕ_2 , et ϕ_3 s'écrivent :

$$\begin{cases}
\phi_1(x, y, z) = \phi_{11}(x, y, z) - \phi_{21}(x, y, z) \\
\phi_2(x, y, z) = \phi_{12}(x, y, z) - \phi_{22}(x, y, z) \\
\phi_3(x, y, z) = \phi_{13}(x, y, z) - \phi_{23}(x, y, z)
\end{cases} \tag{3.12}$$

$$\begin{cases}
\phi_1(x, y, z) = 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} d_x + 2\pi f_y (-1)^{b_1(2)} d_y + 2\pi f_z (-1)^{b_1(3)} d_z \\
\phi_2(x, y, z) = 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} d_x + 2\pi f_y (-1)^{b_2(2)} d_y + 2\pi f_z (-1)^{b_2(3)} d_z \\
\phi_3(x, y, z) = 2\pi f_x (-1)^{b_3(1)} d_x + 2\pi f_y (-1)^{b_3(2)} d_y + 2\pi f_z (-1)^{b_3(3)} d_z
\end{cases}$$

avec

$$\begin{aligned}
d_x &= d_{x_2} - d_{x_1} \\
d_y &= d_{y_2} - d_{y_1} \\
d_z &= d_{z_2} - d_{z_1}
\end{aligned} \tag{3.13}$$

ou encore en format matriciel :

$$\begin{pmatrix} \phi_1(x, y, z) \\ \phi_2(x, y, z) \\ \phi_3(x, y, z) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2\pi f_x (-1)^{b_1(1)} & 2\pi f_y (-1)^{b_1(2)} & 2\pi f_z (-1)^{b_1(3)} \\ 2\pi f_x (-1)^{b_2(1)} & 2\pi f_y (-1)^{b_2(2)} & 2\pi f_z (-1)^{b_2(3)} \\ 2\pi f_x (-1)^{b_3(1)} & 2\pi f_y (-1)^{b_3(2)} & 2\pi f_z (-1)^{b_3(3)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} \tag{3.14}$$

$$\Phi = Hd \tag{3.15}$$

où d est le vecteur de déplacement à estimer, Φ le vecteur associé aux phases des signaux analytiques, H est une matrice connue. Pour résoudre cette équation linéaire la matrice H doit être inversible.

$$d = H^{-1}\Phi \tag{3.16}$$

En calculant le déterminant de H nous pouvons montrer que cette matrice est inversible si et seulement si un et un seul terme diffère entre les vecteurs b_1 et b_2 et les vecteurs b_2 et b_3 . Il y a donc 24 choix possibles, correspondant à 24 choix de triplets d'octants possibles pour estimer le mouvement.

Si on définit la matrice :

$$B = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} b_1(1) & b_1(2) & b_1(3) \\ b_2(1) & b_2(2) & b_2(3) \\ b_3(1) & b_3(2) & b_3(3) \end{pmatrix} \quad 3.17$$

un choix possible peut se traduire par :

$$B = \begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \\ b_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 1 \end{pmatrix} \quad 3.18$$

l'équation 3.14 devient alors :

$$\begin{pmatrix} \phi_1(x, y, z) \\ \phi_2(x, y, z) \\ \phi_3(x, y, z) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 2\pi f_x & 2\pi f_y & 2\pi f_z \\ 2\pi f_x & -2\pi f_y & 2\pi f_z \\ 2\pi f_x & -2\pi f_y & -2\pi f_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{pmatrix} \quad 3.19$$

L'estimateur de mouvement 3D, utilisé dans ce chapitre, est dans ce cas :

$$\begin{aligned} d_x &= \frac{\phi_1(x, y, z) - \phi_2(x, y, z)}{4\pi f_x} \\ d_y &= \frac{\phi_2(x, y, z) - \phi_3(x, y, z)}{4\pi f_y} \\ d_z &= \frac{\phi_3(x, y, z) + \phi_1(x, y, z)}{4\pi f_z} \end{aligned} \quad 3.20$$

Nous noterons, $\bar{\phi}_1$, $\bar{\phi}_2$, $\bar{\phi}_3$ les valeurs moyennes après seuillage (section 2.3.3) des phases correspondantes, et \hat{d}_x , \hat{d}_y , \hat{d}_z les déplacements estimés et associés à la différence de ces phases. L'équation 2.22 devient alors :

$$\hat{d}_x = \frac{\overline{\phi_1 - \phi_2}}{4\pi f_x}; \hat{d}_y = \frac{\overline{\phi_2 - \phi_3}}{4\pi f_y}; \hat{d}_z = \frac{\overline{\phi_3 + \phi_1}}{4\pi f_z} \quad 3.21$$

où $\bar{\cdot}$ représente la valeur moyenne.

3.4 Méthodes comparatives

La précision de la méthode d'estimation présentée dans la section précédente sera comparée à deux autres méthodes classiques d'estimation de mouvement, étendues à la 3D, que nous avons présentées dans la section 1.4.5 :

- Une méthode par Block Matching utilisant le coefficient d'inter-corrélation décrite par la fonction suivante :

$$CC(d_x, d_y, d_z) = \sum_{i=-M_x/2}^{M_x/2} \sum_{j=-M_y/2}^{M_y/2} \sum_{k=-M_z/2}^{M_z/2} |I_1(i, j, k) I_2(i + d_x, j + d_y, k + d_z)| \quad 3.22$$

$$\hat{d} = \arg \max_{(d_x, d_y, d_z)} \{CC(d_x, d_y, d_z)\}$$

où I_1 , et I_2 sont les régions considérées, M_x , M_y et M_z la taille de ces régions dans les trois directions

- La méthode différentielle de Lucas-Kanade qui consiste à minimiser la fonctionnelle suivante :

$$\int_W (\nabla_{xyz} I \cdot \tilde{v})^2 dx dy dz \quad 3.23$$

où $\nabla_{xyz} = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y}, \frac{\partial}{\partial z}, \frac{\partial}{\partial t} \right)$ est le gradient spatiotemporel, $\tilde{v} = (V_x, V_y, V_z, 1)^T$, et W une fenêtre spatiale, pouvant être interprétée comme la pondération du critère des moindres carrés.

De manière à évaluer seulement l'intérêt des OT 3D dans l'estimation de mouvement, ces méthodes ont été appliquées à la fois sur les volumes mode B issus de volumes RF sans OT, et directement sur les volumes RF avec OT. Notre méthode a donc été comparée à quatre méthodes :

- Block Matching sur des volumes mode B (BMMB)
- Block Matching sur des volumes RF avec OT (BMOT)
- Lucas-Kanade sur des volumes mode B (LKMB)
- Lucas Kanade sur des volumes RF avec OT (LKOT)

3.5 Validation de la méthode en simulation

Nous proposons dans cette section de valider en simulation l'implémentation de la méthode d'OT 3D et la méthode d'estimation de mouvement. Dans un premier temps, nous validerons les OT 3D à l'aide d'une PSF simulée, après quoi la méthode d'estimation sera validée sur le déplacement 3D d'un milieu simulé. Notre méthode sera comparée à 4 autres méthodes d'estimation de mouvement 3D. Enfin, la robustesse de notre méthode d'estimation sera évaluée en rajoutant un bruit Gaussien dans les images simulées.

3.5.1 Description des simulations

Les simulations ont été réalisées avec le logiciel de simulation ultrasonore Field II (Jensen 1996; Jensen and Svendsen 1992). Dans cette section, tous les résultats ont été obtenus avec la même sonde matricielle avec les paramètres de simulation présentés dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Paramètres de simulation 3D

Paramètres	Valeur
<i>Sonde</i>	
Type	Matricielle
Nombre d'éléments	64×64
Fréquence centrale	3 MHz
Pitch	$\lambda/2$
Kerf	$\lambda/100$
<i>Simulation</i>	
Fréquence d'échantillonnage	50 MHz
Vitesse du son	1540 m/s
Nombre de cycles transmis	2
Focalisation en transmission	Onde plane
Focalisation en réception	Dynamique
Pondération en transmission	Fenêtre de Hanning 2D
Pondération en réception	4 fenêtres Gaussiennes (Figure. 3.01)
Nombre de lignes RF	64×64
Taille du volume	40 mm×30°×30°

Des volumes pyramidaux de dimensions 40 mm × 30° × 30° par pas de 0.5° dans la direction latérale et de l'élévation ont été acquis. La fonction de pondération a été calculée de façon à obtenir une longueur d'onde spatiale de 0.13 rad (7.5°) dans les directions latérale et de l'élévation

3.5.2 Validation des oscillations transverses 3D

Les OT 3D ont été validées à l'aide de PSF 3D calculées dans l'ensemble du volume simulé. 20 PSF ont été placées dans le volume, et utilisées pour évaluer manuellement la longueur d'onde des OT. L'une de ces PSF, placée à 30 mm de profondeur au centre de l'image, est présentée dans la Figure 3.2. Nous remarquons que les oscillations sont très bien définies, et parfaitement identiques dans les deux directions transversales. La longueur d'onde spatiale transversale théorique est de 0,13 rad (7.5°) dans les deux directions transversales. La longueur d'onde moyenne des OT mesurées sur l'ensemble du volume a été évaluée à 0,138 rad (7.9°) dans les deux directions transversales, ce qui représente un

biais de 6.2% entre les longueurs d'onde spatiales transversales théoriques et simulées. Nous pouvons remarquer que cette erreur relative est du même ordre de grandeur que celle trouvée expérimentalement en 2D. Nous avons utilisé cette valeur mesurée de longueur d'onde pour l'estimation de mouvement.

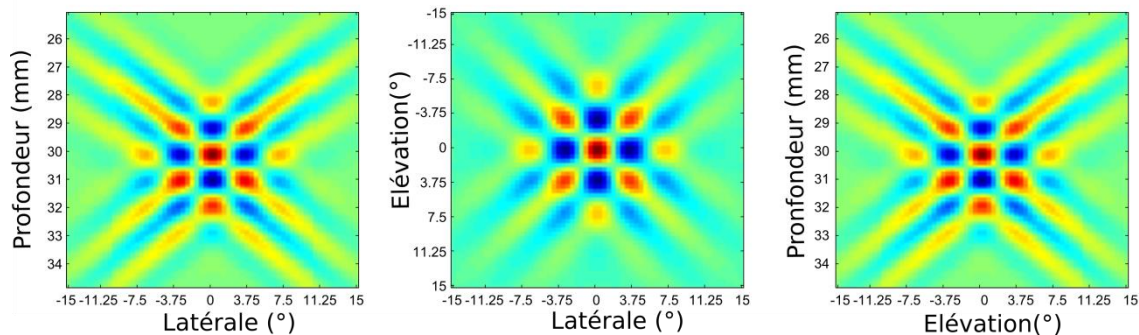


Figure 3.2: Exemple de PSF 3D avec OT3D La PSF a été simulée à une profondeur de 30 mm à l'aide de Field II, en utilisant la fonction de pondération de la Figure 3.1. Trois coupes sont représentées, dans lesquelles les OT sont clairement visibles.

3.5.3 Validation de l'estimateur - Comparaison à deux méthodes existantes

Nous avons validé notre méthode d'estimation de mouvement à l'aide de séquences de volumes RF simulées sous Field II. Chaque séquence est composée de 20 volumes où est décrite la trajectoire 3D d'un milieu, constitué de diffuseurs disposés de manière aléatoire. Le mouvement 3D introduit suit une trajectoire elliptique d'amplitude maximale de 0.4, 1, et 1 mm dans chacune des directions axiale, latérale et de l'élévation. L'estimation de mouvement a été réalisée entre chaque paire de volumes consécutifs, sur un volume d'intérêt de 20 x 15 x 15, ce qui correspond à un volume de 0,2 x 3,9 x 3,9 mm³ pour une profondeur de 30 mm. Puis, afin d'évaluer la robustesse de notre méthode, un bruit Gaussien a été ajouté aux volumes RF. Trois niveaux de bruit ont été ajoutés, donnant trois séquences supplémentaires : une séquence avec un rapport signal sur bruit (SNR) égal à 25 dB, une séquence avec un SNR à 20 dB et une dernière avec un SNR à 15 dB.

L'ensemble de ces résultats d'estimation de mouvement a été comparé aux estimations données par les méthodes présentées dans la section 3.4. 10 simulations différentes avec la même trajectoire ont été réalisées. La Figure 3.3 présente l'ensemble des trajectoires estimées sur les volumes RF sans ajout de bruit. L'erreur moyenne relative entre les déplacements estimés et les déplacements réels est présentée dans le Tableau 3.2.

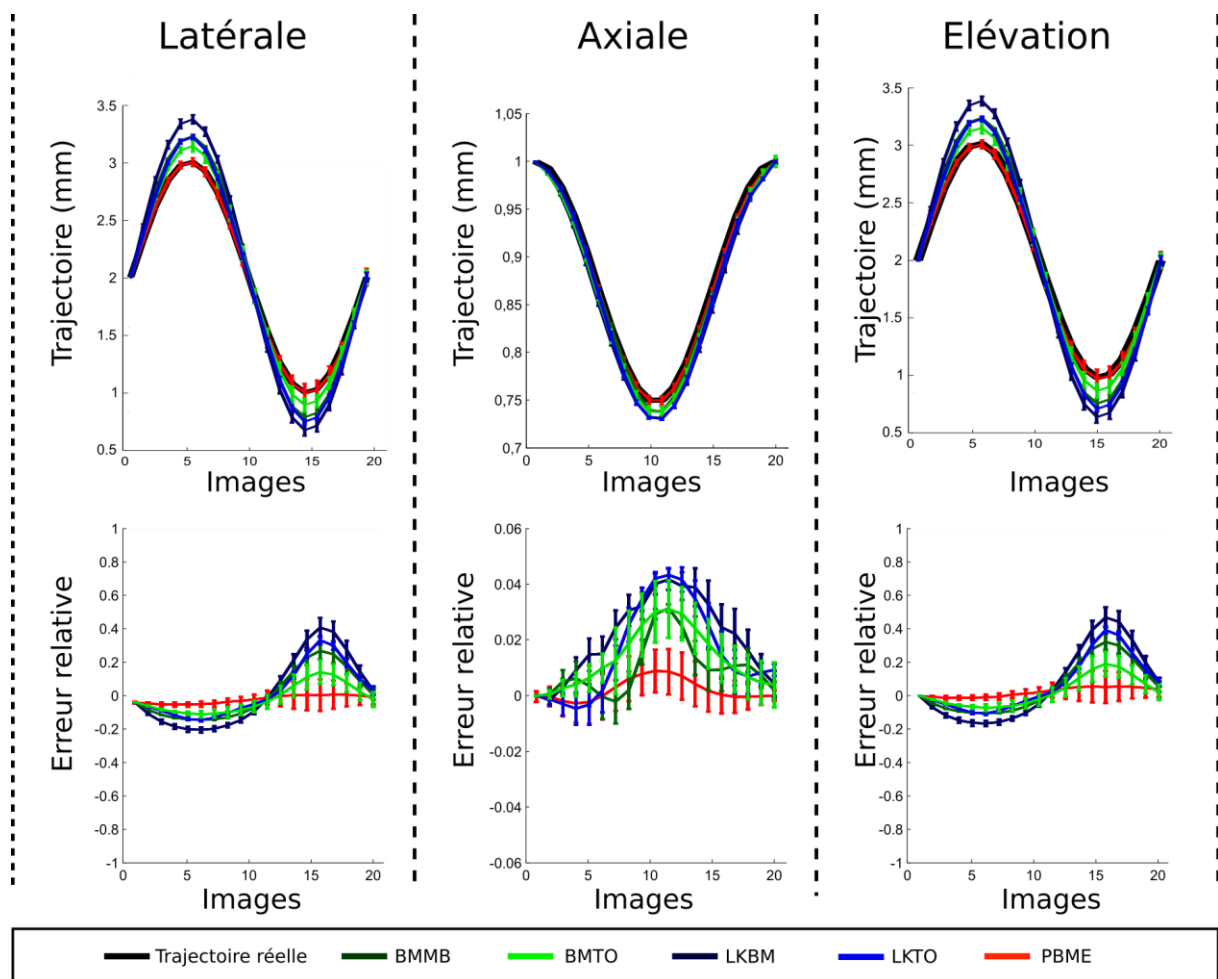


Figure 3.3: Estimation du mouvement 3D en simulation. Les volumes US simulés représentent le déplacement d'un milieu continu suivant une trajectoire elliptique. Les résultats obtenus par la méthode proposée sont comparés à 4 autres méthodes présentées dans la section 3.4.

D'après les résultats d'estimation présentés sur la Figure 3.3, nous remarquons que même si une légère amélioration est observée avec la méthode proposée, les cinq méthodes donnent des résultats assez proches dans la direction axiale. De plus, nous ne remarquons pas d'amélioration claire, dans cette direction, pour les méthodes classiques lorsqu'elles sont appliquées sur les volumes RF avec OT. Cependant, à la vue de ces résultats, l'utilisation des OT, permet de meilleures estimations de mouvement, pour les deux méthodes classiques, dans les deux directions transversales. Enfin, nous observons que l'algorithme proposé basé sur la phase permet une meilleure estimation dans les directions transversales.

Tableau 3.2 : Erreurs d'estimation de trajectoire

Méthodes		Erreur moyenne relative en % (moyenne \pm écart type)			
		Sans ajout de bruit	SNR (dB)		
			25	20	15
Block Matching (B-mode)	<i>Latérale</i>	10,07 \pm 1,69	10,56 \pm 6,87	10,33 \pm 6,5	17,5 \pm 10,02
	<i>Elévation</i>	10,28 \pm 1,59	10,76 \pm 6,34	10,49 \pm 6,35	17,43 \pm 11,2
	<i>Axiale</i>	1,64 \pm 0,6	2,04 \pm 0,8	2,34 \pm 1,6	2,9 \pm 1,52
Block Matching (OT)	<i>Latérale</i>	5,95 \pm 2,79	6,44 \pm 2,85	6,21 \pm 4,27	13,38 \pm 8,5
	<i>Elévation</i>	6,06 \pm 2,85	6,54 \pm 2,89	6,27 \pm 4,32	13,21 \pm 8,66
	<i>Axiale</i>	2,18 \pm 0,7	2,58 \pm 1,2	2,88 \pm 0,44	3,44 \pm 1,4
Lucas-Kanade(B-mode)	<i>Latérale</i>	14,8 \pm 2,17	17,61 \pm 8,95	17,83 \pm 9,8	19,2 \pm 9,93
	<i>Elévation</i>	15,12 \pm 2,19	17,61 \pm 8,64	17,83 \pm 9,4	19,2 \pm 9,54
	<i>Axiale</i>	3,2 \pm 0,78	5,32 \pm 2,6	6,28 \pm 3,2	6,66 \pm 3,6
Lucas-Kanade (OT)	<i>Latérale</i>	10,03 \pm 1,2	12,84 \pm 5,51	13,06 \pm 7,03	14,43 \pm 7,3
	<i>Elévation</i>	10,42 \pm 1,1	12,91 \pm 5,37	13,13 \pm 6,89	14,5 \pm 7,16
	<i>Axiale</i>	2,68 \pm 0,66	4,8 \pm 2,4	5,76 \pm 2,41	6,14 \pm 3,64
PBME	<i>Latérale</i>	2,93\pm2,3	3,06\pm2,54	3,65\pm2,89	6,4\pm4,9
	<i>Elévation</i>	2,97\pm2,4	3,17\pm2,38	3,91\pm2,93	6,69\pm5,2
	<i>Axiale</i>	0,88\pm0,6	0,92\pm0,64	0,98\pm0,6	1,46\pm0,89

Concernant les méthodes classiques, d'après les résultats présentés dans le Tableau 3.2, nous remarquons que des OT permettent une meilleure estimation de mouvement dans les deux directions transversales, en moyenne l'erreur est 1.5 fois plus petite. Toutefois, les erreurs obtenues par des méthodes classiques restent supérieures à celles obtenues avec notre méthode d'estimation. En effet, dans les directions axiale, latérale et de l'élévation, et pour chaque séquence (sans ajout de bruit et avec SNR de 25, 20 et 15 dB), la méthode d'estimation de mouvement basée sur la phase obtient les plus petites erreurs. Par ailleurs, nous pouvons remarquer que les erreurs obtenues par la méthode présentée sur des séquences bruitées restent inférieures à celles obtenues par les autres méthodes sur la séquence non bruitée.

A travers cette section, nous avons montré d'une part que l'introduction des OT permettait une meilleure estimation de mouvement dans les directions perpendiculaires à l'axe du faisceau ultrasonore, et d'autre part que notre méthode d'estimation basée sur la phase des volumes RF avec OT obtenait les meilleurs résultats. Il serait intéressant maintenant d'observer le comportement de cette méthode sur des volumes RF expérimentaux.

3.6 Validation de la méthode sur fantôme

Cette section est consacrée à la validation expérimentale de notre méthode. Après avoir validé l'implémentation des OT 3D dans un échographe de recherche, à l'aide de PSF 3D, nous validerons notre méthode d'estimation au moyen de séquences de volumes RF expérimentales décrivant le déplacement d'un fantôme d'un milieu continu. De plus, comme pour la validation en simulation notre méthode sera comparée à 4 autres méthodes d'estimation de mouvement 3D présentées dans la section 3.4.

3.6.1 Paramètres des acquisitions

La méthode de formation de voie permettant d'introduire des OT dans les deux directions transversales, a été implémentée dans le même échographe de recherche ULA-OP utilisé dans le chapitre 2. Nous avons utilisé une sonde matricielle composée de 8×8 éléments (VERMON). Tous les résultats ont été obtenus avec les mêmes paramètres indiqués dans le Tableau 3.3. La fonction de pondération 2D utilisée pour former les OT a été calculée afin d'obtenir des OT de longueur d'onde de 0.37 rad (21.2°) dans les deux directions transversales.

Tableau 3.3 : Paramètres d'acquisitions expérimentaux 3D

Paramètres	Valeur
<i>Sonde</i>	
Type	matricielle
Nombre d'éléments	8×8
Fréquence centrale	3.9 MHz
Pitch	$0.37 \times 0.37 \text{ mm}$
Kerf	$0.03 \times 0.03 \text{ mm}$
<i>Paramètres d'acquisitions</i>	
Fréquence d'échantillonnage	50 MHz
Vitesse du son	1540 m/s
Nombre de cycles transmis	3
Focalisation en transmission	Onde plane
Focalisation en réception	Dynamique
Pondération en transmission	Fenêtre de Hanning 2D
Pondération en réception	4 fenêtres Gaussiennes
Nombre de lignes RF	32×32
Taille du volume	$40 \text{ mm} \times 64^\circ \times 64^\circ$

3.6.2 Validation des oscillations transverses

La validation expérimentale des OT a été réalisée d'une part à l'aide d'une PSF expérimentale et d'autre part en comparant celle-ci à une PSF simulée sous Field II. La simulation sous Field a été réalisée avec les mêmes paramètres que ceux mis en œuvre dans le ULA-OP (Tableau 3.3). La PSF expérimentale a été réalisée à l'aide d'une bille de 0.1 mm , placée dans un gel sans bulle, au milieu de la sonde, à une profondeur de 20 mm . Les résultats sont présentés dans la Figure 3.4.

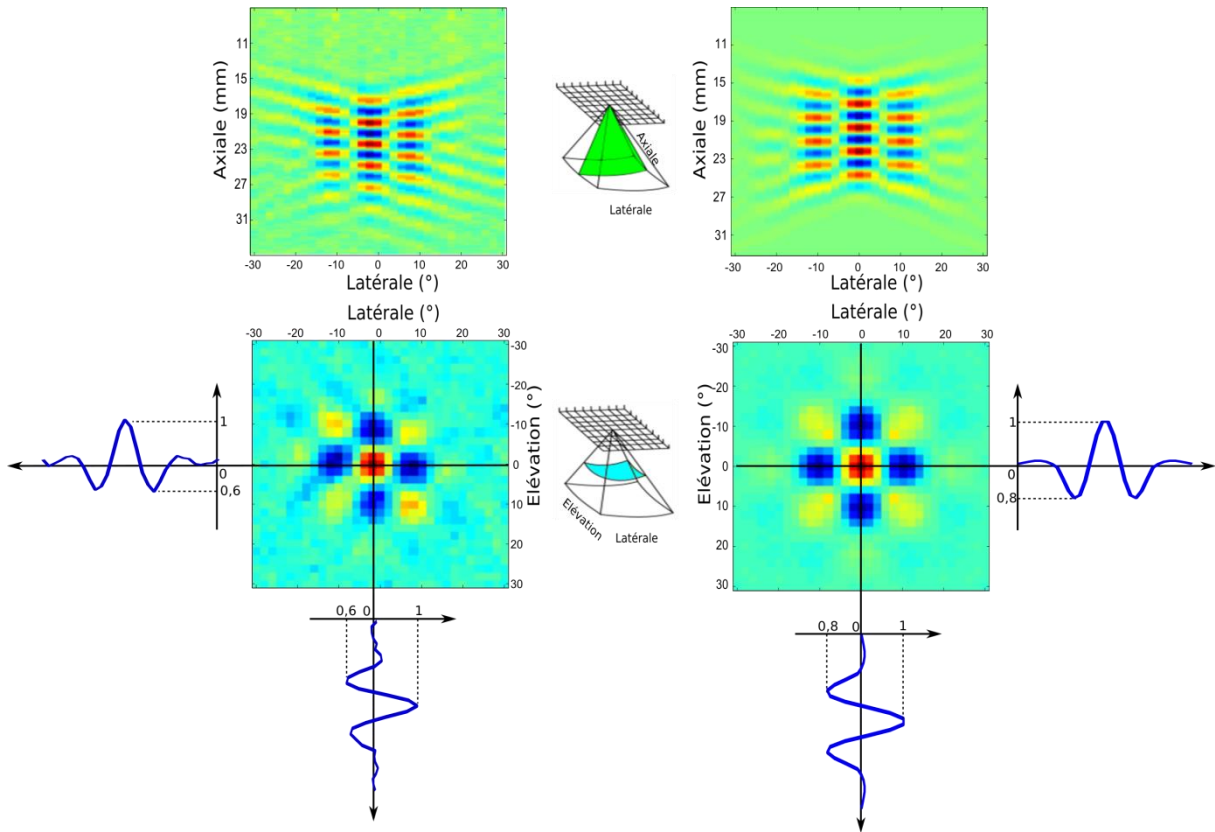


Figure 3.4: PSF 3D avec OT expérimentale. La PSF expérimentale (à gauche) est comparée à une PSF simulée avec Field II (à droite) en utilisant des paramètres d'acquisition identiques. Une coupe axiale/latérale est présentée au-dessus, et une coupe élévation/latérale est montrée en dessous, avec leurs profils respectifs. La PSF expérimentale est très comparable à celle simulée.

La longueur d'onde des OT a été mesurée manuellement, et a été évaluée à 0.35 rad (20.1°) dans la direction latérale et de l'élévation. Le biais entre la valeur expérimentale et théorique est donc de 5.5% . De plus, nous pouvons remarquer, à l'aide de la Figure 3.4 une très bonne concordance entre les résultats expérimentaux et de simulation. La validation de notre estimateur de mouvement présentée dans la sous-section suivante, a été réalisée en utilisant la valeur de longueur d'onde mesurée ici.

3.6.3 Validation de l'estimateur - Comparaison aux méthodes existantes

Dans cette sous-section, la précision de notre estimateur de mouvement 3D a été évaluée sur des séquences de volumes RF représentant un fantôme de milieu continu en mouvement. Deux scénarios différents ont été investigués : une translation linéaire 3D et une trajectoire 3D plus complexe. Les résultats ont été comparés à ceux obtenus avec les méthodes présentées dans la section 3.4.

Paramètres d'acquisition

Les expérimentations ont été réalisées à l'aide d'un fantôme de gélatine réalisé au laboratoire de dimensions $10 \times 10 \times 10 \text{ cm}^3$. Le fantôme a été fixé au fond d'une cuve remplie d'eau. Les volumes RF ont été acquis pendant le déplacement de la sonde au moyen d'un banc motorisé (OWIS, Staufen,

Allemagne). Pour les deux expérimentations suivantes, les estimations de mouvement ont été réalisées en choisissant 30 régions d'intérêt initiales différentes. La taille de ces régions d'intérêt a été définie à $24 \times 16 \times 16$ voxels pour les deux méthodes classiques et à $24 \times 10 \times 10$ voxels pour la méthode présentée. L'influence de la taille de la ROI sur les déplacements estimés est discutée dans la section 3.7.

Première expérimentation : Translation linéaire 3D

Cette première expérimentation a pour but d'évaluer les performances de notre méthode par rapport aux 4 autres méthodes de comparaison sur des déplacements 3D purement linéaires. La sonde a été déplacée à 15 reprises, dans les trois directions simultanément, de 0 à 0,42 mm par pas de 0,03 mm (à savoir 0,03, 0,06, ..., 0,39, 0,42 mm) pour chacune des deux directions transversales, et par pas de 0,015 mm sur une distance de 0,21 mm (à savoir 0,015, 0,03, ..., 0,21 mm) dans la direction axiale. L'erreur relative moyenne entre les 30 estimations de trajectoires et la trajectoire réelle sont rapportées dans le Tableau 3.4.

Tableau 3.4 : Erreur d'estimation d'une trajectoire linéaire 3D

Méthodes	Erreur relative en % (moyenne \pm écart type)		
	Latérale	Elévation	Axiale
Block matching (B-mode)	14,21 \pm 7,63	15,31 \pm 8,26	4,54 \pm 3,61
Block matching (OT)	12,22 \pm 8,67	11,51 \pm 8,7	4,63 \pm 3,7
Lucas-Kanade (B-mode)	10,33 \pm 3,29	12,39 \pm 3,96	4,5 \pm 1,87
Lucas-Kanade (OT)	9,06 \pm 3,61	9,74 \pm 4,56	4,43 \pm 2,07
PBME	7,99\pm3,85	8,59\pm3,66	3,72\pm1,97

Même si les différences sont moins flagrantes, les résultats présentés dans le Tableau 3.4, permettent de confirmer les remarques faites en simulation. A savoir que les OT permettent de mieux estimer le mouvement dans les directions perpendiculaires à l'axe de propagation des ondes ultrasonores, et que notre méthode d'estimation basée sur la phase reste, au vue de cette comparaison, la meilleure méthode pour l'estimation d'un déplacement en 3D.

Seconde expérimentation : Trajectoire 3D

Cette seconde expérimentation a pour but d'évaluer les performances de notre méthode par rapport aux 4 autres méthodes de comparaison sur une trajectoire 3D plus complexe. La sonde a été déplacée de manière continue suivant une trajectoire elliptique d'amplitude, 2,5, 1,5, et 1,5 mm dans les directions axiale, latérale, et de l'élévation. 40 volumes ont été acquis durant le déplacement de la sonde. L'estimation de mouvement a été réalisée entre chaque paire de volumes consécutifs, puis accumulée, pour former les trajectoires estimées. Ces trajectoires sont représentées sur la Figure 3.5. Les erreurs de déplacement axial, latéral et en élévation mesurées en millimètres, sur toute la trajectoire, sont rapportées sur la Figure 3.6. Pour plus de clarté des barres d'erreur représentent $\pm 1/10$ de l'écart type.

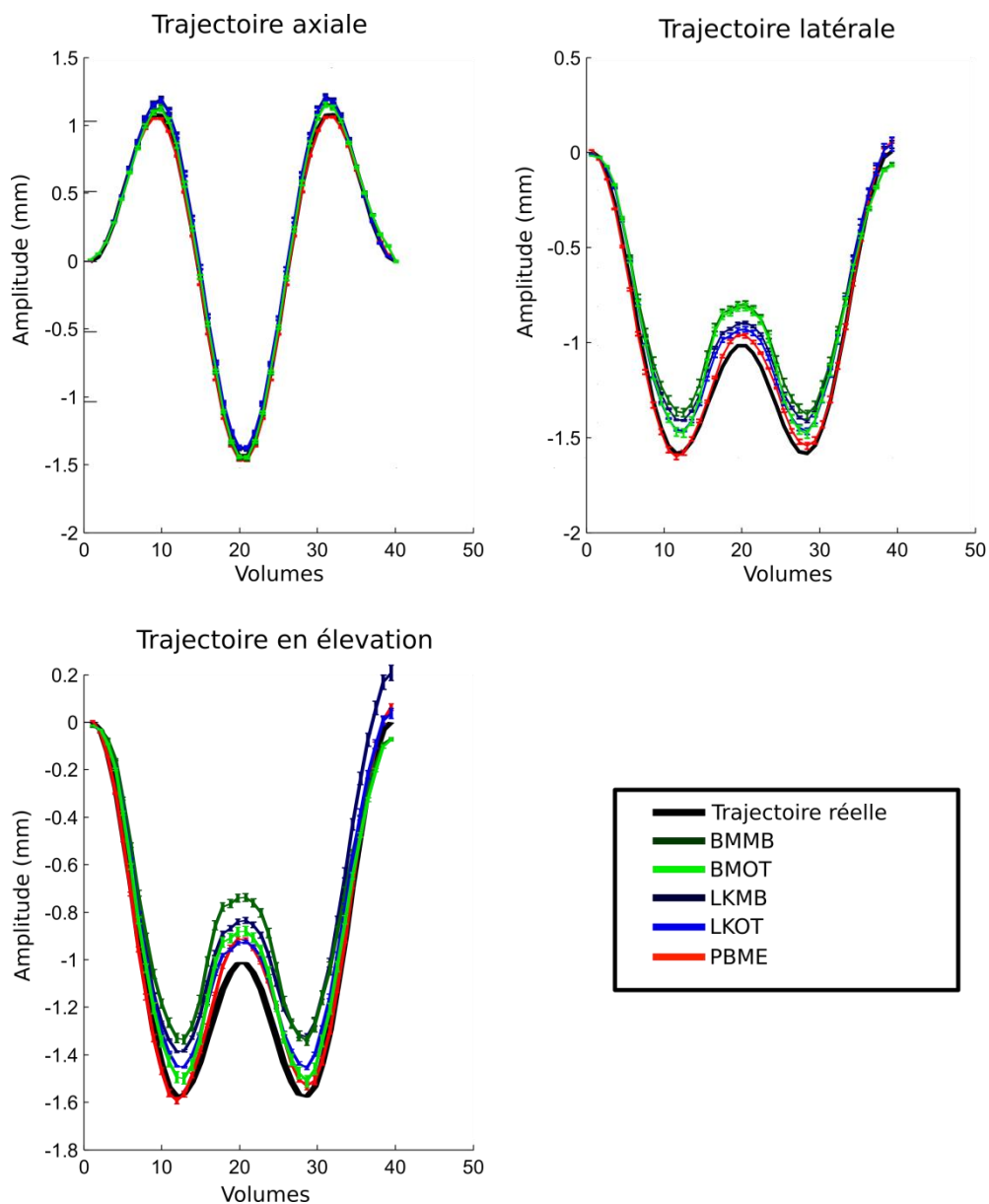


Figure 3.5: Estimation de mouvement 3D expérimentale. Les volumes US utilisés représentent le mouvement d'un fantôme de milieu continu suivant une trajectoire elliptique connue. Les résultats d'estimation obtenus par la méthode proposée sont comparés à ceux obtenus par les 4 méthodes de comparaison présentées dans la section 3.4. Les 5 méthodes obtiennent des estimations similaires dans la direction axiale, alors que la méthode d'estimation proposée surpasse les autres méthodes dans les directions latérale et de l'élévation. Les différences entre les méthodes sont plus visibles en regardant les erreurs d'estimation, présentées sur la Figure 3.6.

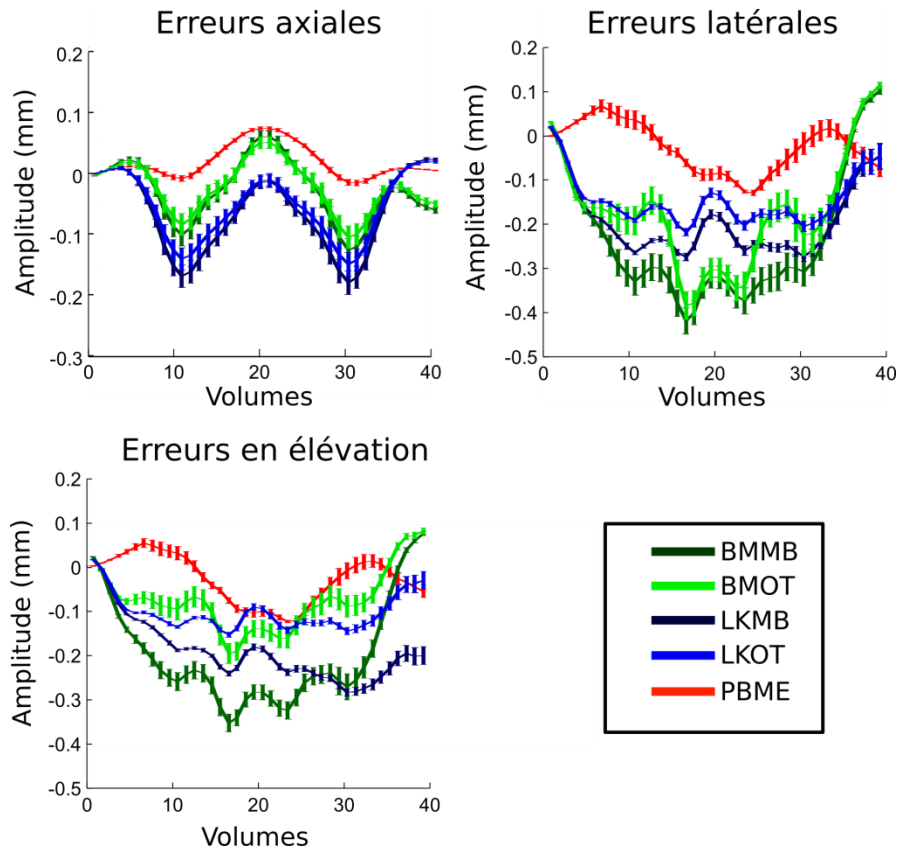


Figure 3.6: Erreurs commises durant l'estimation de mouvement 3D expérimentale. Cette figure représente les erreurs commises par les 5 méthodes durant l'estimation de la trajectoire 3D, d'un fantôme de milieu continu, présenté dans la Figure 3.5. La méthode proposée obtient clairement les plus petites erreurs dans chacune des directions axiales, latérale et de l'élévation.

Encore une fois les résultats présentés dans les Figures 3.5 et 3.6 montrent l'intérêt des OT dans l'estimation de mouvement perpendiculaire à l'onde ultrasonore, tandis que toutes les méthodes classiques donnent à peu près des estimations identiques dans la direction axiale. Globalement, les trajectoires estimées par les méthodes classiques sur les images RF avec OT sont plus proches de la trajectoire réelle que celles réalisées sur les images mode B. Concernant notre méthode, celle-ci reste supérieure aux autres que ce soit pour l'estimation de mouvements axiaux ou pour l'estimation de mouvements dans les directions perpendiculaires au faisceau ultrasonore. De plus nous pouvons remarquer une certaine corrélation entre l'amplitude du mouvement à estimer et les erreurs commises par les méthodes classiques. En effet, les Figures 3.5 et 3.6, montrent que plus l'amplitude du déplacement est grande entre deux volumes consécutifs plus l'erreur commise pour estimer ce déplacement est importante. Concernant l'estimateur proposé dans ce chapitre, cette corrélation est beaucoup moins évidente, l'erreur semble rester constante sur l'ensemble de la trajectoire.

3.7 Discussion

Les résultats présentés dans ce chapitre confirment que la méthode proposée combinant des OT et un estimateur basé sur la phase permet d'estimer un déplacement 3D à partir de volumes US. Alors que les erreurs d'estimation commises par les estimateurs classiques sur les volumes mode B sont comparables à celles trouvées dans la littérature (Bashford and von Ramm 1996; Meunier 1998; Morsy and Von Ramm 1999), nous avons montré que le marquage de l'image dans les directions perpendiculaires à l'axe du faisceau ultrasonore permettait d'améliorer les estimations, notamment dans les directions perpendiculaires. Enfin, nous avons également montré que, au-delà de l'amélioration induite par les OT, notre méthode permet d'estimer les mouvements perpendiculaires au faisceau ultrasonore avec plus de précision.

Cependant, deux paramètres importants n'ont pas encore été discutés : l'influence de la taille de ROI et le temps de calcul de notre méthode d'estimation.

Temps de calcul

Le temps de calcul a été mesuré en moyennant le temps nécessaire pour estimer une trajectoire 3D sur 40 volumes. Trois tailles de ROI différentes ont été étudiées. Le processeur utilisé pour ce calcul effectué sous Matlab, est un Intel (R) Core™ i7-3720QM à 2.6GHz. La comparaison du temps de calcul entre les trois méthodes est illustrée dans le Tableau 3.5.

Tableau 3.5 : Temps de calcul (ms)

Taille de la ROI (pixels) (z×x×y)	Block Matching	Lucas-Kanade	PBME
40×20×20	30	900	9
20×10×10	3.1	17	2
10×5×5	0.8	1.1	0.6

En termes de temps de calcul, nous pouvons remarquer d'après le Tableau 3.5 que la méthode différentielle de Lucas-Kanade est la méthode la plus coûteuse, notamment dans le cas de grandes ROI. Le temps nécessaire à l'estimation d'un déplacement est du même ordre pour notre méthode et celle par Block Matching dans le cas de petites ROI, en revanche l'écart devient plus important en faveur de notre méthode pour des ROI plus grandes. Il est important de noter ici qu'aucune interpolation n'est utilisée dans l'approche de Block Matching, l'estimation sous-pixellique a été réalisée par approximation Gaussienne. Le temps de calcul serait considérablement augmenté si une méthode d'interpolation avait été utilisée pour l'estimation sous-pixellique.

Influence de la taille de la ROI

L'influence de la taille de la ROI a été testée uniquement dans la direction latérale, en changeant seulement la taille latérale de la ROI. Nous avons cherché à estimer des déplacements purement latéraux de 0.1, 0.3 et 0.5 mm d'un fantôme de milieu continu. Les acquisitions ont été réalisées en utilisant les mêmes paramètres que ceux présentés dans le Tableau 3.3. La taille latérale de ROI a été incrémentée par pas de 2 voxels allant de 6 à 26 voxels. Les résultats présentés sur la Figure 3.7 montrent que, quel que soit le déplacement, le mouvement est mieux estimé lorsque la taille latérale de la ROI est d'environ 10 ou 20 voxels, ce qui correspond à une ou deux longueurs d'onde d'OT. Ceci

peut être attribué au fait que notre méthode est réalisée dans le domaine fréquentiel et que sans interpolation particulière, l'échantillonnage et la périodisation dans le domaine fréquentiel conduisent à une amélioration de l'estimation lorsque le signal contient un nombre entier de périodes d'OT. Dans notre cas, cela se traduit par le fait que la taille de la ROI doit correspondre à un nombre entier de périodes d'oscillation, et donc à un nombre entier de longueurs d'onde. Pour une estimation optimale, la taille de la ROI doit être égale à un multiple de longueur d'onde d'oscillation qui la compose.

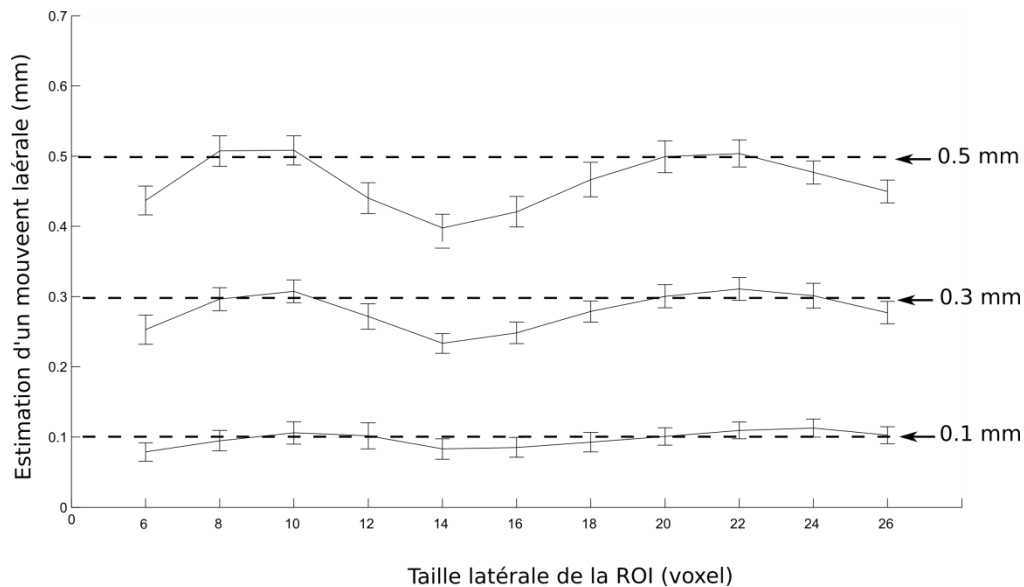


Figure 3.7: Effet de la taille de la région sur l'estimation du mouvement. Trois déplacements latéraux, de 0.1, 0.3 et 0.5 mm d'un fantôme de milieu continu ont été estimés à l'aide de notre méthode, avec des tailles latérales de ROI différentes, allant de 6 à 26 voxels par pas de 2 voxels. Ces résultats montrent que l'estimation du déplacement varie en fonction de la taille latérale de la ROI et qu'elle est optimale pour une taille latérale de 10 ou 20 voxels, ce qui correspond à une ou deux longueurs d'onde d'oscillation latérale.

3.8 Conclusion

Nous avons proposé dans ce chapitre une méthode d'estimation de mouvement combinant un marquage de l'image dans les directions perpendiculaires à l'axe de propagation du faisceau ultrasonore à l'aide d'OT, et un estimateur de mouvement basé sur la phase des images. Nous avons montré que cette méthode était en mesure d'estimer un mouvement 3D de manière précise, notamment dans les directions perpendiculaires à l'axe de propagation du faisceau ultrasonore. Dans un premier temps la méthode proposée a été testée et validée sur des volumes US issus de simulation, et dans un second temps sur des volumes US expérimentaux issus d'un échographe de recherche. Les résultats d'estimation de la méthode proposée ont été comparés à ceux obtenus avec quatre autres méthodes d'estimation classiques – deux méthodes par Block Matching appliquées sur des volumes mode B, puis sur des volumes RF avec OT, et la méthode différentielle de Lucas-Kanade appliquée sur des volumes mode B, puis sur des volumes RF avec OT. Nous avons vu que d'une part l'introduction des OT permettait une meilleure estimation dans les directions transversales, pour les méthodes classiques, et d'autre part que la méthode proposée surpasse ces deux méthodes classiques, en particulier dans les directions perpendiculaires aux ondes ultrasonores. En outre, nous avons montré que notre méthode est capable de réaliser des estimations de mouvement précises dans toutes les directions, malgré la petite taille de la sonde utilisée. Il est important de noter ici qu'aucune évaluation *in vivo* n'a encore été réalisée. La taille réduite de la sonde (8×8 éléments), n'a pas permis d'obtenir des volumes US de carotide de qualité suffisante.

CHAPITRE 4

Estimation 2D du mouvement de la paroi carotidienne en imagerie rapide

Ce dernier chapitre présente ma troisième contribution qui a été présentée à la conférence IEEE International Ultrasonics Symposium (Salles, et al. 2014), et à la conférence IEEE ISBI (Salles, et al. 2014), puis publiée dans la revue IEEE TUFFC (Salles et al. 2015). Ce chapitre présente d'une part une nouvelle méthode de formation d'images à oscillations transverses, et d'autre part des résultats d'estimation de mouvement en imagerie ultra-rapide. Dans un premier temps une nouvelle méthode de formation d'oscillations transverses est présentée, à savoir une approche basée sur le filtrage des images RF. Après la validation de cette technique en simulation, la méthode d'estimation de mouvement 2D présentée dans le chapitre 2 est validée sur ces images RF simulées avec oscillations transverses par filtrage. Des expérimentations sur des fantômes de vaisseaux sont ensuite réalisées. Notre méthode est évaluée dans le suivi de la paroi de trois fantômes d'élasticités différentes en imagerie US ultra-rapide. Ce chapitre montre d'une part que la méthode présentée ici permet d'évaluer la vitesse locale de propagation de l'onde de pouls (propagation du mouvement axial) de manière très précise, et d'autre part de suivre la propagation d'un mouvement longitudinal.

4.1 Introduction et motivation

Les deux chapitres précédents ont permis de présenter, et de décrire une méthode d'estimation de mouvement combinant un marquage ultrasonore basé sur l'introduction d'OT, et un estimateur de mouvement basé sur la phase des images RF. Cet estimateur a été validé dans le cadre de l'estimation 2D du mouvement de la paroi carotidienne, et en 3D sur le suivi de mouvement de fantôme ultrasonore. Malgré les bons résultats obtenus par notre méthode dans les deux chapitres précédents, deux limitations restent inhérentes à la méthode proposée :

- La méthode d'estimation ne permet pas d'estimer un déplacement supérieur à la demi-longueur d'onde des oscillations qui composent l'image RF. En imagerie conventionnelle, une pré-estimation doit être effectuée par une méthode classique pour suivre le mouvement de la paroi carotidienne.
- La méthode de formation des OT s'effectue pendant la formation de voies, et ne permet pas de contrôler de manière optimale les OT, à une fréquence théorique exacte voulue. Une méthode de formation d'OT après la formation des images RF permettrait un plus grand degré de liberté, en contrôlant les paramètres des OT de manière optimale, comme par exemple changer la fréquence des OT durant la séquence, adapter la fréquence des OT en fonction du déplacement estimé, ou utiliser une approche multi-résolution (Varray and Liebgott 2013b).

Ce chapitre a pour premier objectif de pallier ces limitations d'une part en utilisant des séquences d'images RF ultra-rapides, et d'autre part en utilisant une méthode de formation des OT par filtrage.

L'objectif sous-jacent de ce chapitre est d'appliquer cette méthode d'estimation de mouvement 2D sur des séquences d'images RF ultra-rapides de carotide, dans le but d'estimer le mouvement 2D de la paroi carotidienne. Nous avons vu dans le chapitre 1, que l'estimation du déplacement axial de la paroi carotidienne en imagerie US ultra-rapide a permis de mettre en évidence et d'estimer la vitesse locale de l'onde de pouls (PWV). Nous avons vu également que les méthodes mises en jeu pour estimer la PWV n'étaient pas spécifiques au complexe intima-media, et que, de ce fait elles ne prenaient pas en compte le mouvement longitudinal de celle-ci. Une méthode d'estimation de mouvement 2D dédiée au complexe intima-media permettrait :

- L'estimation d'une PWV spécifique au complexe intima-media.
- La prise en compte du mouvement longitudinal dans l'estimation de la PWV.
- La mise en évidence de phénomènes liés au déplacement longitudinal de la paroi carotidienne (propagation du mouvement longitudinal).

L'objectif final ici est donc de valider la méthode d'estimation de mouvement 2D proposée dans la section suivante, dans le cadre de l'estimation de mouvement 2D de la paroi carotidienne en imagerie ultra-rapide.

4.2 Estimateur de mouvement 2D

La méthode d'estimation de mouvement 2D présentée dans cette section est une amélioration de la méthode développée dans le chapitre 2, ou plus exactement une amélioration de la formation des OT. Plutôt que de former les OT pendant la formation de voies à l'aide d'une fonction de pondération spécifique, elles seront introduites en filtrant l'image RF.

4.2.1 Oscillations transverses par filtrage

Si l'on observe la transformée de Fourier 2D d'une image RF avec OT, comme sur la Figure 2.9, quatre « spots » sont clairement identifiables. La position et la taille de ces « spots » correspondent respectivement à la fréquence et à la bande passante des oscillations axiales et transverses. La formation de ces spots résulte en fait d'un filtrage de l'image RF par la fonction de pondération. En effet, l'utilisation d'une fonction de pondération spécifique revient au même que de filtrer spatialement l'image (dans la direction latérale) (Veen and Buckley 2009). Plutôt que de former les OT durant la formation de voies, nous allons proposer une méthode permettant de former les OT après la formation de voies en formant ces quatre « spots » par filtrage.

Etant donné que l'image RF contient naturellement des oscillations dans la direction axiale, le filtrage de l'image RF est réalisé seulement dans la direction latérale de manière à affecter le moins possible les oscillations axiales. La technique de filtrage utilisée ici découle en fait de la convolution de chaque ligne (direction latérale) de l'image RF avec un signal $\omega(x)$ défini comme le produit d'une fenêtre Gaussienne $G(x)$ et d'une sinusoïde (Varray and Liebgott 2013a), comme décrit dans l'équation suivante :

$$\omega(x) = G(x) \times \cos\left(\frac{2\pi x}{\lambda_{0,x}}\right) \quad 4.1$$

où x représente la direction latérale RF, $\lambda_{0,x}$ la longueur d'onde souhaitée des OT, et:

$$G(x) = \frac{1}{\sigma_x \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma_x^2}} \quad 4.2$$

Avec

$$\sigma_x = \frac{FWHM}{2\sqrt{2\ln(2)}} \quad 4.3$$

Le filtrage est effectué dans le domaine de Fourier. La transformée de Fourier 2D de l'image RF est donc simplement multipliée par un "masque" dont les lignes correspondent à la transformée de Fourier de $\omega(x)$:

$$\Omega(\lambda_z, \lambda_x) = FT \left(G(x) \times \cos \left(\frac{2\pi x}{\lambda_{0x}} \right) \right) \quad 4.4$$

$$\Omega(\lambda_z, \lambda_x) = \frac{1}{2} \left(e^{-2 \left(\pi \sigma_x \left(\frac{1}{\lambda_x} - \frac{1}{\lambda_{0x}} \right) \right)^2} + e^{-2 \left(\pi \sigma_x \left(\frac{1}{\lambda_x} + \frac{1}{\lambda_{0x}} \right) \right)^2} \right) \quad 4.5$$

où λ_z et λ_x sont les longueurs d'onde axiale et latérale et λ_{0x} est la longueur d'onde des OT souhaitées.

La largeur de la Gaussienne σ_x définit le nombre de périodes d'OT dans une PSF. De manière à obtenir une méthode facile à mettre en œuvre, avec un nombre réduit de paramètres, elle est choisie du même ordre de grandeur que la largeur du spectre de fréquence dans la direction axiale. Ce filtre a l'avantage de pouvoir être appliqué à la fois sur l'ensemble de l'image RF ou seulement sur une plus petite ROI. Dans cette étude, il a été appliqué sur l'ensemble de l'image RF. Cette technique est en mesure de produire des OT avec une large gamme de longueurs d'onde latérales. Il faudra toutefois veiller à ce que la longueur d'onde choisie soit cohérente avec le contenu fréquentiel de l'image RF originale. Cette méthode peut facilement être étendue à la 3D, en créant un « masque 3D » suivant le même formalisme que pour l'Equation 4.5.

Cette méthode de formation des OT 2D par filtrage à partir d'image RF 2D est disponible dans une interface graphique Matlab à l'adresse suivante : <http://www.creatis.insa-lyon.fr/ius-special-issue-2014/>.

4.2.2 Estimateur de mouvement basé sur la phase de l'image RF.

Une fois l'image RF filtrée, le déplacement moyen dans une ROI, entre deux images consécutives est estimé à l'aide de l'estimateur présenté dans le chapitre 2. Pour rappel l'estimateur utilisé est décrit dans l'équation 4.6 :

$$\begin{aligned} \hat{d}_x &= \frac{(\overline{\phi_1 - \phi_2}) \lambda_{0x}}{4\pi} \\ \hat{d}_z &= \frac{(\overline{\phi_1 + \phi_2}) \lambda_{0z}}{4\pi} \end{aligned} \quad 4.6$$

où $\overline{\phi_1}$ et $\overline{\phi_2}$ sont les différences de phase des signaux analytiques 2D (Section 2.3.2), λ_{0z} la longueur de d'onde des oscillations axiales, et λ_{0x} la longueur d'onde des OT.

Cet estimateur a également été mis en ligne à l'adresse: <http://www.creatis.insa-lyon.fr/ius-special-issue-2014/>.

4.3 Validation de la méthode proposée en simulation.

Cette section est consacrée à la validation en simulation de la méthode d'estimation présentée dans la section précédente combinant le marquage de l'image par OT formées par filtrage et l'estimateur basé sur la phase. Dans un premier temps la méthode de formation des OT est validée à l'aide d'images RF de milieu continu issues de simulation Field II. Puis l'estimateur est validé par le suivi de trajectoires de milieu continu sur des images RF avec OT simulées.

4.3.1 Paramètre de simulation

Ce chapitre est consacré à l'estimation de mouvement sur des séquences d'image RF ultra-rapides. Comme nous l'avons présenté dans la section 1.3.2, les séquences d'image RF ultra-rapides sont issues de la reconstruction des signaux bruts reçus par la sonde, issus eux-mêmes de l'émission d'une ou plusieurs ondes planes. De manière à obtenir une cadence d'images maximale, les images RF seront reconstruites à partir de l'émission d'une seule onde plane. Cette approche permet d'étudier le comportement de notre méthode dans le cas le plus défavorable étant donné que le SNR sera au plus bas. La méthode de migration f-k (Garcia et al. 2013) a été utilisée pour reconstruire les images RF dans le domaine de Fourier.

Tableau 4.1 : Paramètres de simulation

Paramètres	Valeur
<i>Sonde</i>	
Type	Linéaire
Nombre d'éléments	128
Pitch	245 μm
Kerf	5 μm
Fréquence centrale	5 MHz
<i>Simulation</i>	
Vitesse du son	1540 m/s
Nombre de cycles transmis	3
Fréquence d'échantillonnage	50 MHz
Nombre d'éléments en transmission	128
Nombre d'éléments en réception	128
Nombre d'ondes plane	1
Profondeur d'étude	20 mm

Afin de se rapprocher le plus possible d'une simulation réaliste, les paramètres de simulation ont été choisis de manière à correspondre à la sonde linéaire L523 Esaote (Tableau 4.1). Les simulations ont été effectuées à l'aide de Field II. Le milieu simulé est composé de 5000 diffuseurs répartis uniformément sur une région rectangulaire de taille 1×20 mm, positionnée à 15 mm de profondeur. Les amplitudes des diffuseurs suivent une distribution normale. Toujours dans l'idée de tester notre méthode sur des simulations réalistes, les diffuseurs ont été déplacés selon une trajectoire 2D réelle de paroi carotidienne obtenue à partir d'une séquence d'images acquises sur un sujet sain durant un cycle cardiaque (1.2s). Elle a été extraite par BM, filtrée de manière à éliminer le bruit, puis interpolée de manière à obtenir une série de déplacements de faible amplitude tout au long de la séquence. La trajectoire est composée de 240 déplacements d'amplitude allant de 0,04 à 36 μm dans la direction axiale et de 0,02 à 32 μm dans la direction latérale.

4.3.2 Validation des Oscillations Transverses par filtrage

La méthode de formation des OT par filtrage a été évaluée suivant deux valeurs de longueurs d'onde latérales différentes : 1.5 mm et 1 mm. Dans chaque cas σ_x est choisie égale à 0.2 mm. La Figure 4.1 montre schématiquement le principe de la méthode et les images avec OT obtenues pour 2 valeurs différentes des longueurs d'onde d'OT.

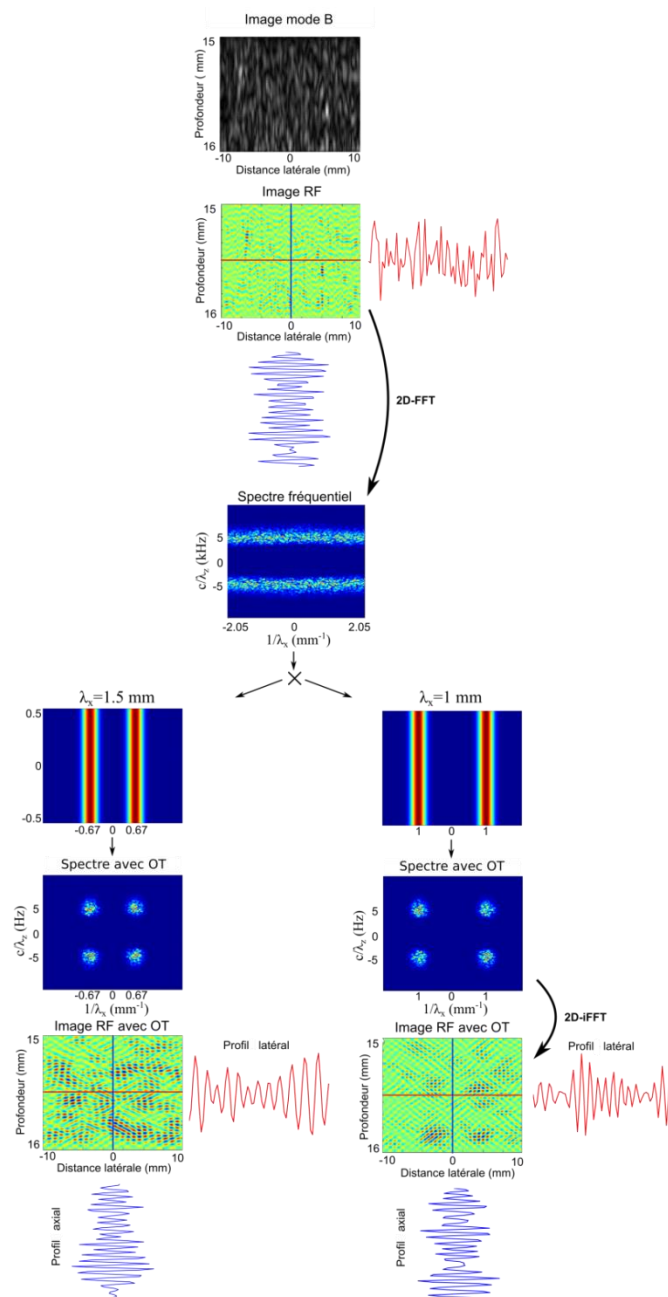


Figure 4.1: Formation des OT par filtrage. Les OT sont produites par filtrage, le spectre de fréquence de l'image RF est multiplié par un masque composé de deux Gaussiennes (Equation 4.5). Deux longueurs d'onde latérales sont investiguées. Les profils latéraux des images RF avec OT montrent bien l'apparition d'OT en comparaison au profil latéral de l'image RF originale.

La Figure 4.1 montre clairement l'apparition des OT après le filtrage de l'image RF originale, notamment en comparant les profils latéraux des images RF avant et après filtrage. Bien que les profils axiaux soient quelque peu affectés par cette méthode, nous pouvons remarquer que la fréquence des signaux axiaux reste inchangée. De plus il est clair ici, au regard des spectres des images RF avec OT que la fréquence choisie correspond bien à la fréquence des OT créées. Dans cet exemple les OT ont été créées avec une longueur d'onde de 1.5 et 1 mm. Il est important de noter que la longueur d'onde des OT doit être choisie, d'une part en fonction des déplacements du milieu, et d'autre part en fonction du spectre de l'image originale. Dans les simulations présentées dans la Figure 4.1, le spectre de Fourier de l'image RF originale est très étalé dans la direction latérale, une large variété de longueurs d'onde d'OT différentes peut donc être choisie. Cependant les images RF expérimentales ne présentent pas de spectre aussi étalé latéralement, le choix de la longueur d'onde est donc bien plus limité.

4.3.3 Validation de l'estimateur

Notre méthode a été testée avec des longueurs d'onde d'OT égales à 1.5 mm et 1 mm. L'estimation de la trajectoire du milieu simulé a été réalisée en suivant 30 ROI initiales différentes. La taille des ROI a été fixée de manière à contenir un nombre entier d'oscillations dans les deux directions, à savoir deux longueurs d'onde axiales dans la direction axiale, et deux longueurs d'onde latérales dans la direction latérale. L'ensemble des estimations est représenté sur la Figure 4.2. Les erreurs moyennes entre chaque trajectoire estimée et la trajectoire réelle sont présentées dans le Tableau 4.2.

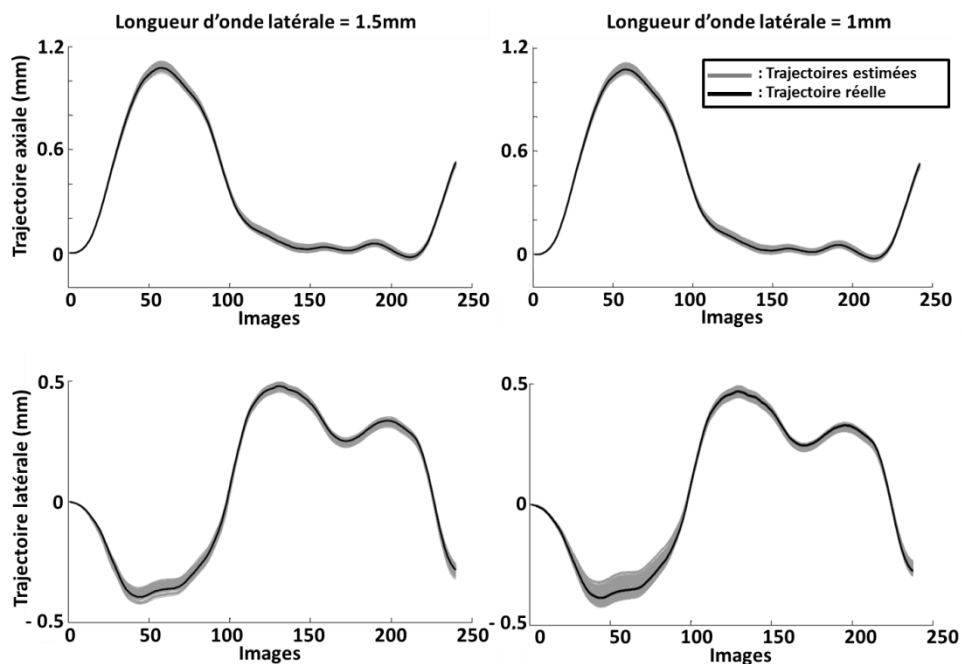


Figure 4.2: Estimation de mouvement 2D sur des séquences d'images RF simulées. Notre méthode d'estimation a été évaluée avec deux longueurs d'onde différentes : 1.5 mm et 1 mm. Les résultats montrent que notre méthode est capable de suivre la trajectoire d'un milieu simulé de manière précise.

Les résultats présentés dans la Figure 4.2 et dans le Tableau 4.2 montrent que la méthode présentée permet de suivre de manière précise le mouvement 2D d'un milieu homogène sur des images RF simulées. Cependant, nous pouvons constater une petite différence dans l'estimation du mouvement latéral entre les deux longueurs d'onde testées. L'erreur est plus importante dans le cas où la longueur d'onde latérale est de 1 mm. Cette différence peut être expliquée par le fait que la taille de la ROI

utilisée est plus petite dans le cas d'OT de longueur d'onde 1 mm que dans l'autre cas. En effet comme expliqué ci-dessus et dans la section 3.7, la ROI doit contenir un nombre entier d'oscillations dans les deux directions, de ce fait plus la longueur d'onde latérale est grande, plus la taille de la ROI doit être grande. De plus étant donné que l'estimation résulte de la moyenne des estimations réalisées sur l'ensemble de la ROI, le biais est sans doute plus important dans le cas de longueur d'onde latérale de 1 mm, où la taille de la ROI utilisée est plus petite, que dans d'autre cas.

Tableau 4.2 : Erreur moyenne et écart type entre l'ensemble des estimations et la trajectoire réelle.

	$\lambda_x=1.5 \text{ mm}$	$\lambda_x =1 \text{ mm}$
<i>Axiale</i>	$4.2 \pm 3.4 \text{ }\mu\text{m}$	$4.3 \pm 3.8 \text{ }\mu\text{m}$
<i>Latérale</i>	$9.9 \pm 7.9 \text{ }\mu\text{m}$	$13.8 \pm 11.1 \text{ }\mu\text{m}$

4.4 Validation expérimentale.

L'étude en simulation présentée dans la section précédente a permis de montrer que la méthode présentée était en mesure d'estimer avec précision une trajectoire 2D composée de petits déplacements. Cette section est consacrée à son évaluation expérimentale, sur le suivi du mouvement de parois de fantômes de vaisseau sanguin.

4.4.1 Protocole d'évaluation

Plutôt que de comparer les trajectoires estimées à une trajectoire réelle, ou estimer manuellement, comme nous avons pu le faire au travers des chapitres précédents, nous avons cherché à estimer directement les paramètres mécaniques des fantômes de vaisseau. En effet comme nous l'avons vu dans la section 1.4.4, l'imagerie US ultra-rapide permet d'estimer des paramètres mécaniques des vaisseaux sanguins, comme le module de Young suivant l'équation de Korteweg-Moens modifiée, que nous rappelons ici :

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{2R\rho(1-\nu^2)}} \quad 4.7$$

où E représente le module de Young de la paroi, R le rayon interne de la carotide, ρ la densité de la paroi, et ν le coefficient de Poisson de celle-ci. L'évaluation du module de Young des fantômes de vaisseau utilisés permettra d'une part de valider la méthode présentée dans le cadre de l'estimation du mouvement en imagerie ultra-rapide, et d'autre part d'évaluer notre méthode dans le cadre de l'estimation du module de Young lui-même.

L'estimation du module de Young résulte de l'estimation de la PWV, qui est pour rappel la vitesse de propagation du mouvement radial le long de la paroi. De prime abord, l'estimation du module de Young ne permet pas d'évaluer notre méthode dans le cadre de l'estimation d'un mouvement longitudinal en imagerie ultra-rapide. Cependant nous allons faire l'hypothèse que le déplacement radial de la paroi induit deux mouvements longitudinaux opposés l'un à l'autre, comme illustré sur la figure 4.3 qui schématise la propagation de l'onde de pouls le long de la paroi.

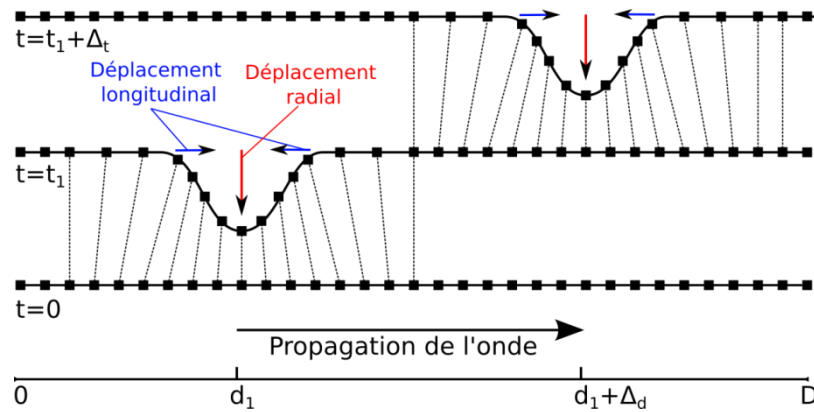


Figure 4.3: Illustration de la propagation de l'onde de pouls. Nous supposons ici que le déplacement radial de la paroi (flèche rouge), lors du passage de l'onde de pouls, induit deux déplacements longitudinaux opposés (flèches bleues). Les petits carrés noirs connectés représentent la même partie du vaisseau avant et après le passage de l'onde.

Nous allons donc faire l'hypothèse que, au temps t_1 l'onde de pouls (représentée par la flèche rouge) atteint la position d_1 en induisant deux mouvements longitudinaux opposés (représentés par les flèches bleues). Puis au temps $t_1 + \Delta_t$, l'onde de pouls atteint la position $d_1 + \Delta_d$, induisant aussi deux mouvements longitudinaux. La vitesse de l'onde de pouls pourra donc être calculée à l'aide de la trajectoire radiale de la paroi, mais aussi grâce à la trajectoire longitudinale, en divisant la distance Δ_d par l'intervalle de temps Δ_t . Bien entendu la PWV estimée dans la direction axiale devra être égale à la PWV estimée dans la direction latérale.

4.4.2 Protocole expérimental

Les expérimentations ont été effectuées sur des fantômes de vaisseau suivant le procédé représenté sur la Figure 4.4. Cette expérimentation est composée d'un fantôme de vaisseau sanguin, d'un système de flux pulsatile, et d'un échographe pour la partie acquisition. Les acquisitions des images RF ont été réalisées dans le laboratoire d'imagerie biomédicale ultrasonore d'Alfred Yu à HongKong, Chine, par Adrian Chee.

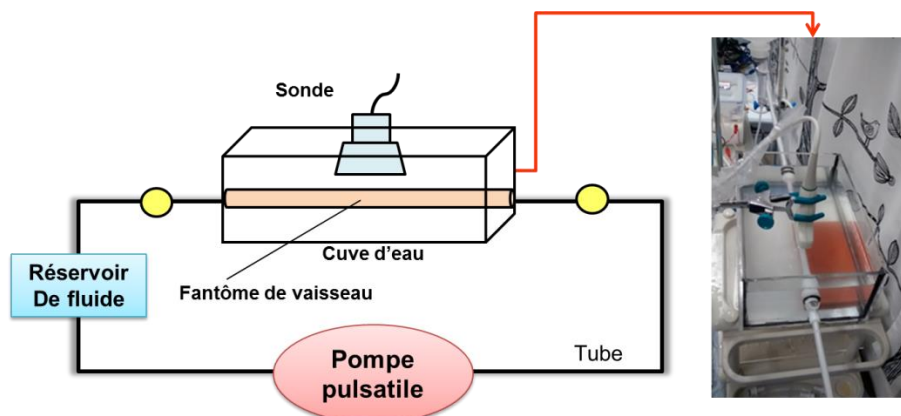


Figure 4.4: Illustration de l'expérimentation. L'expérimentation est constituée d'une pompe pulsatile, d'un réservoir de fluide, et d'un fantôme de vaisseau placé dans une cuve d'eau. La sonde ultrasonore est placée parallèlement au vaisseau.

Fantôme de vaisseau

Le fantôme a été fabriqué en utilisant la technique de moulage présenté dans l'article (Dineley et al. 2006) suivant une formule composée de 83.7% d'eau distillée, 15% d'alcool polyvinylique (PVA), 1.0% de dioxyde de silicium (diffuseurs 0.5-10 μm) et 0.3% de sorbate de potassium (pour la conservation). Les diamètres externes et internes du fantôme sont respectivement de 9 mm et 7 mm. Sa longueur totale est de 260 mm. Étant donné que le fantôme est fait de PVA Cryo-Gel, l'élasticité de la paroi peut être modifiée en contrôlant le nombre de cycles de gel-dégel (Duboeuf et al. 2009). Chaque cycle de congélation-décongélation est composé d'une période de gel de 24 heures à $-20^\circ\text{C} \pm 0.5^\circ\text{C}$, puis une période de dégel de 24 h à $4^\circ\text{C} \pm 0.5^\circ\text{C}$. Trois fantômes avec différents nombres de cycles ont été préparés : un fantôme "dur" réalisé avec trois cycles, un "moyen" avec deux cycles et enfin un "mou" avec un seul cycle.

Système de flux pulsatile

Un système de flux pulsatile conçu au laboratoire, composé d'une pompe, d'un tube et d'un réservoir a été utilisé, et contrôlé par le logiciel Labview. Le système a été programmé de manière à fournir un volume de 8 ml par seconde durant un rapport cyclique de 10%.

Acquisition des séquences d'images RF ultra-rapide.

Concernant l'acquisition des données, l'échographe Ultrasonix Sonix Touch® US (Richmond, Colombie-Britannique, Canada), combiné au dispositif d'acquisition des signaux bruts Sonix-DAQ (Richmond, Colombie-Britannique, Canada) ont été utilisés. La sonde L14-5W/60 a été utilisée, et placée parallèlement à la direction du vaisseau. Chaque image RF a été acquise à l'aide d'une seule onde plane, ce qui nous a permis d'atteindre une cadence d'imagerie de 10 KHz. Chaque séquence est composée de 32 000 images RF (~ 3.2 s). Les paramètres d'acquisition sont décrits dans le Tableau 4.3.

Tableau 4.3: Paramètres d'acquisitions expérimentales

Paramètres	Valeur
<i>Sonde</i>	
Type	linéaire
Pitch	472 μm
Kerf	25 μm
Fréquence centrale	5 MHz
Focalisation en élévation	14 mm
Nombre d'éléments	128
<i>Paramètres d'acquisitions</i>	
Nombre de cycles transmis	3 cycles
Fréquence d'échantillonnage	40 MHz
Profondeur d'étude	40 mm
PRF	10 kHz
Nombre d'éléments en transmission	128
Nombre d'éléments en réception	128
Cadence d'imagerie	10 kHz

Le module de Young de chaque fantôme de vaisseau a été mesuré manuellement pour pouvoir comparer avec les résultats de notre étude. Pour cela nous avons mesuré à la fois la variation de la pression à l'intérieur du vaisseau (la contrainte), et la variation d'épaisseur de la paroi (la déformation) correspondante à cette variation de pression. La pression est mesurée à l'aide d'un capteur de pression, pendant que l'on injecte de l'eau dans la lumière du vaisseau, provoquant ainsi la dilatation du vaisseau. Concernant le calcul de la variation de l'épaisseur de la paroi, la quantité de volume injecté a d'abord été utilisée pour déterminer le diamètre interne du vaisseau. Le diamètre externe a ensuite été calculé en supposant que le volume total du fantôme reste inchangé durant la procédure. Enfin l'effort a été calculé en se basant sur ce changement d'épaisseur pour enfin permettre d'estimer le module de Young.

Les images RF ont été filtrées suivant la méthode présentée dans ce chapitre afin d'introduire des OT de longueur d'onde 1.5 mm. Le suivi a été réalisé en utilisant notre méthode d'estimation de mouvement basée sur la phase. L'estimation de la trajectoire a été réalisée sur chaque pixel le long de la paroi du fantôme, situé à 30 mm de profondeur. La taille des ROI utilisée est de deux longueurs d'onde axiale dans la direction axiale, et deux longueurs d'onde latérale dans la direction latérale.

4.4.3 Résultats

Les résultats d'estimation du mouvement de la paroi du fantôme de vaisseau « mou » sont présentés sur la Figure 4.5. Plusieurs remarques peuvent être faites. Concernant la Figure 4.5a représentant l'ensemble des estimations effectuées le long de la paroi nous pouvons remarquer que les trajectoires estimées sont très reproductibles tout le long de la paroi, ce qui est tout à fait cohérent. De plus les amplitudes des trajectoires radiales et longitudinales estimées sont respectivement de 0.5 mm et 1 mm, avec des déplacements inter-image allant de 0.1 à 10 μm pour les déplacements radiaux et de 0.1 à 6 μm pour les déplacements longitudinaux. Notre méthode est donc capable d'estimer des petits déplacements de manière cohérente. Comme attendu, l'amplitude du mouvement augmente très fortement lors du passage brusque du fluide dans le vaisseau, puis diminue jusqu'à la fin de la séquence. Des oscillations sont visibles dans la phase décroissante. Cette oscillation s'explique par le fait que le fantôme est fixé de chaque côté, provoquant une réflexion des ondes de pression au niveau des fixations. Nous pouvons noter ici qu'aucun déplacement longitudinal pur n'a été induit durant l'expérimentation, les déplacements longitudinaux estimés sont induits par les déplacements radiaux de la paroi, nous pouvons l'affirmer en regardant de plus près les trajectoires.

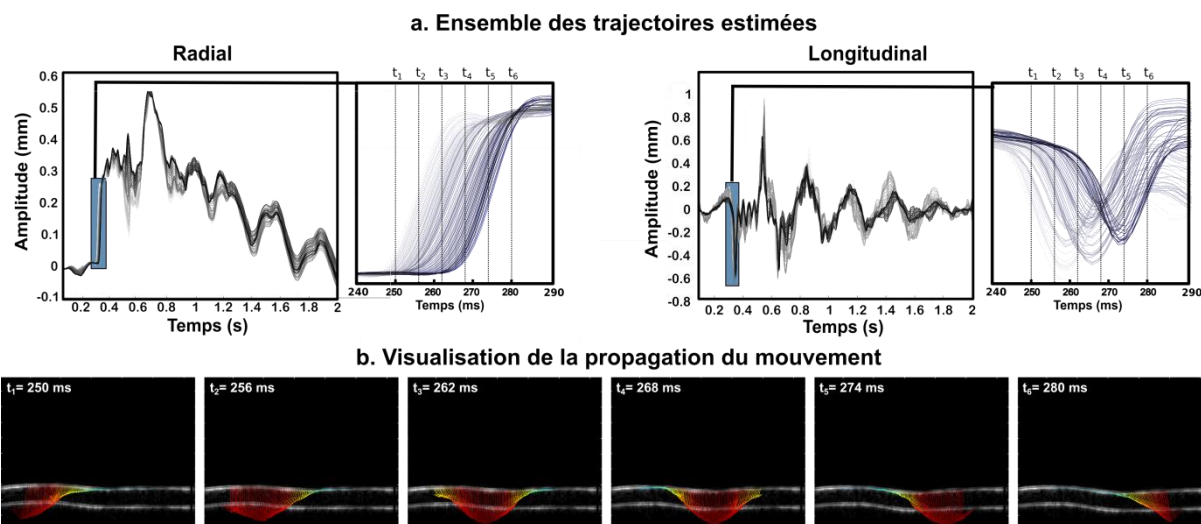


Figure 4.5: Estimation du mouvement 2D de la paroi inférieure du fantôme de vaisseau. **a.** Ensemble des trajectoires estimées dans la direction axiale et latérale pour chaque pixel le long de la paroi. La couleur des lignes correspond à la position de la ROI initiale le long de la paroi. Une couleur claire correspond à une estimation faite à gauche de la paroi, et une couleur foncée correspond à une estimation faite à droite de la paroi. Un zoom du début du cycle, dans la phase ascendante, là où la propagation du mouvement est visible, est présenté. **b.** Visualisation de la propagation du mouvement. Les vecteurs de vitesses 2D, correspondant aux trajectoires estimées, sont présentés à 6 instants différents, avec un intervalle de temps de 3 ms. Le code couleur utilisé pour les vecteurs correspond à l'amplitude totale de la vitesse de la paroi.

Un zoom est présenté sur la Figure 4.5a, représentant les trajectoires estimées au début du cycle, lorsque les parois commencent à bouger. La couleur des représentations des estimations a été ajustée de manière à mieux observer la propagation du mouvement, les courbes claires correspondent aux trajectoires estimées les plus à gauche de la paroi, et les courbes les plus sombres correspondent aux trajectoires estimées les plus à droite. La propagation des déplacements est clairement visible sur ces deux zooms. Concernant les trajectoires radiales, le mouvement a pris 16 ms pour se propager du début jusqu'à la fin du fantôme. Cette valeur de propagation peut aussi être visible sur le zoom de trajectoires longitudinales. Nous avons représenté cette propagation sur la Figure 4.5b, à l'aide de vecteurs représentant la vitesse de la paroi à 6 instants différents durant la phase ascendante. Seul le mouvement de la paroi inférieure est représenté. Les vecteurs de vitesse sont colorés en fonction de l'amplitude de celle-ci, et superposés aux images mode B du fantôme. Les vitesses ont été obtenues en divisant les déplacements inter-image par le temps entre deux images RF. Si l'on regarde plus attentivement les images de la Figure 4.5b, nous pouvons remarquer clairement que les vecteurs sont orientés, l'onde de pouls exerce donc une force perpendiculaire à l'axe du vaisseau créant le mouvement radiale mais aussi deux mouvements longitudinaux opposés. L'hypothèse faite dans ce chapitre est donc vérifiée.

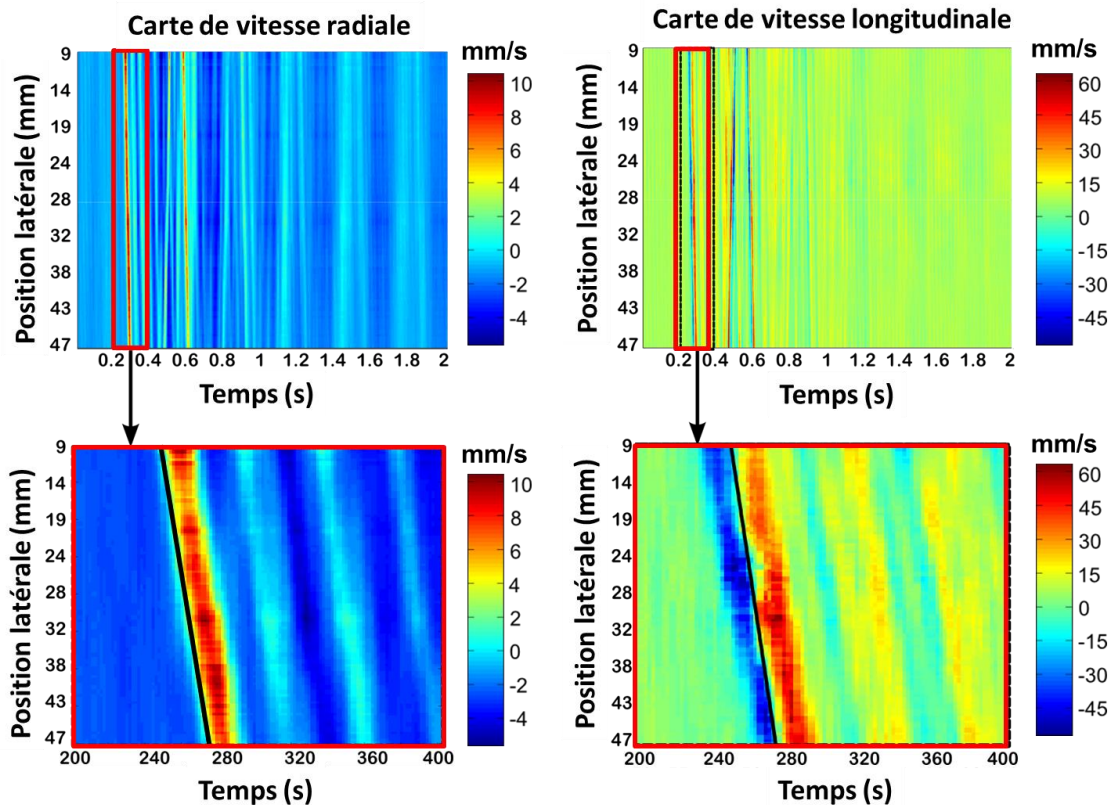


Figure 4.6: Représentation spatio-temporelle de la vitesse radiale et longitudinale de la paroi. L'axe horizontal représente le temps, et l'axe vertical représente les positions longitudinales le long de la paroi du fantôme. Un zoom est réalisé au début du cycle, permettant de bien observer la propagation de mouvement axial et longitudinal.

Des images spatio-temporelles en deux dimensions ont été utilisées pour calculer la PWV de manière précise et automatique. La Figure 4.6 illustre la variation spatio-temporelle des vitesses radiales et longitudinales de la paroi inférieure du fantôme le plus mou. L'axe horizontal représente le temps, et l'axe vertical représente les positions latérales le long de la paroi du fantôme (de gauche à droite). Nous pouvons noter ici que la propagation du mouvement est clairement visible dans chacune des directions axiale et latérale. De plus l'image spatio-temporelle représentant la vitesse de déplacement dans la direction latérale montre bien deux déplacements longitudinaux opposés (bleu et rouge)

La ligne noire indique la position de l'onde de pouls en fonction du temps. Elle a été définie comme étant le point d'inflexion où la dérivée temporelle de la vitesse (i.e. accélération de la paroi) atteint son maximum. Le temps correspondant à cette droite a été tracé en fonction de la distance parcourue par l'onde, une régression linéaire a été calculée à l'aide de cette courbe, et enfin la PWV a été calculée comme étant l'inverse de la pente de la régression linéaire. Afin de fournir un indicateur de robustesse, les vitesses des ondes ont été calculées sur chaque mouvement de va-et-vient de la paroi : comme le fantôme du vaisseau a été fixé de chaque côté dans le réservoir d'eau, les ondes font des allers-retours le long de la paroi du vaisseau. L'estimation a été réalisé sur un total de 10 allers-retours.

Tableau 4.4 : PWV estimée dans les directions axiales et latérales (m/s)

<i>Elasticité</i>	<i>Axiale</i>	<i>Latérale</i>
<i>Dur</i>	6.29 ±0.09	6.23 ±0.07
<i>Moyenne</i>	4.72 ± 0.07	4.73 ±0.06
<i>Molle</i>	2.36 ± 0.05	2.38 ±0.06

Les moyennes des PWV estimées dans les directions axiale et latérale, pour les trois fantômes de vaisseau sont rapportées dans le Tableau 4.4. Comme nous l'attendions, la PWV augmente au fur et à mesure que la rigidité de la paroi des fantômes augmente. De plus, nous pouvons remarquer que les PWV estimées sont identiques dans les directions axiale et latérale. Les déplacements étant produits par le déplacement radial, ces résultats sont tout à fait conformes.

Tableau 4 : Comparaison entre les modules de Young estimés mécaniquement et à l'aide de la PWV

<i>Elasticité</i>	<i>Module estimé mécaniquement (kPa)</i>	<i>Module basé sur l'estimation de la PWV (kPa)</i>	<i>Erreur relative (%)</i>
<i>Dur</i>	110.05	109.04	0.92
<i>Moyenne</i>	63.6	61.41	3.44
<i>Molle</i>	15	15.35	2.33

Les modules de Young correspondant ont été calculés en utilisant l'équation modifiée de Moens-Korteweg (Equation 4.7), avec une valeur de coefficient de Poisson ν égale à 0.5, et une densité $\rho = 1050 \text{ kg.m}^{-3}$ pour le PVA. Les valeurs moyennes des PWV estimées dans les directions axiale et latérale ont été utilisées pour calculer les modules de Young et ont ensuite été comparées à ceux obtenus mécaniquement. Les résultats sont représentés dans le Tableau 4.5. L'erreur relative moyenne entre les valeurs de module de Young estimées mécaniquement et les valeurs estimées par l'imagerie US a été évaluée à 2.2%. Ces résultats permettent de mettre en évidence la capacité de notre méthode d'estimation à évaluer de manière précise le module de Young d'un fantôme de vaisseau.

4.5 Discussion

Dans ce chapitre, deux innovations sont présentées :

La première est l'utilisation d'une méthode combinant des OT produites par filtrage, et un estimateur basé sur la phase pour l'estimation de mouvement 2D en imagerie ultra-rapide. Ici, chaque image qui compose la séquence ultra-rapide a été acquise avec seulement une onde plane. Cela nous a permis d'atteindre une cadence d'imagerie très élevée au détriment de la qualité d'image. De cette façon, les images reconstruites ne sont pas affectées par des artefacts de mouvements que l'on peut trouver dans le cas de reconstruction avec plusieurs ondes planes. Les OT ont été utilisées pour améliorer l'estimation de mouvement dans la direction latérale. Dans cette étude, les OT sont produites en utilisant un procédé de filtrage. Cette technique permet de contrôler de manière optimale les paramètres des OT, notamment leur longueur d'onde, qui doit être adaptée à la situation. En effet, cette méthode est capable de produire des OT avec un large choix de valeurs de longueur d'onde latérale. Il faudra toutefois veiller à ce que la longueur d'onde choisie soit cohérente avec le contenu fréquentiel de l'image RF originale. Dans cette étude, la longueur d'onde a été choisie manuellement en essayant de garder la partie la plus énergétique du spectre de fréquence. Ceci peut être considéré comme une limitation de la méthode présentée. Le mouvement a été estimé en utilisant une méthode basée sur la phase des images RF. Nous avons vu dans le chapitre précédent que notre algorithme opère dans le domaine fréquentiel et que la ROI utilisée doit donc contenir un nombre entier d'oscillations dans chaque direction. Cette approche combinant l'imagerie ultra-rapide, les OT par filtrage et notre estimateur basé sur la phase a été appliquée dans le suivi du mouvement de paroi de fantômes de vaisseau sanguin, ce qui nous amène à la seconde innovation.

La seconde innovation est liée à la visualisation et l'estimation de la propagation des ondes mécaniques dans la direction longitudinale. Dans cette étude, aucun déplacement longitudinal pur n'a été introduit dans les parois. Les déplacements dans la direction latérale ont été induits par la force axiale produite par le passage de l'onde de pouls. Il est donc impossible d'étudier et d'évaluer la vitesse d'une onde longitudinale pure avec cette expérimentation. Toutefois, nous avons réussi à trouver la même vitesse de propagation pour les directions axiale et latérale, ce qui nous permet d'être très confiants dans la capacité de notre méthode à estimer la propagation d'une onde longitudinale pure. En ce qui concerne l'estimation de la rigidité de la paroi, nous avons montré que notre méthode permet estimer le module de Young. Les résultats présentés peuvent être comparés à ceux obtenus par un autre groupe (Vappou, Luo, and Konofagou 2010) qui ont effectué la même expérience sur cinq fantômes différents. Dans cet article, l'estimation du module de Young a été obtenue avec une erreur relative moyenne de 38%. Deux aspects différents peuvent expliquer cette différence. Tout d'abord, les résultats de l'article cité ci-dessus ont été obtenus avec une cadence d'imagerie de 500 Hz, alors que nos résultats ont été obtenus avec une cadence de 10 000 Hz, la propagation de l'onde de pouls est donc mieux décrite dans notre cas. Deuxièmement, l'estimation du mouvement a été effectuée seulement dans la direction axiale en utilisant un algorithme d'inter-corrélation 1D, alors que dans notre cas nous avons utilisé un estimateur mouvement 2D basé sur la phase des images, connu pour être très efficace dans l'estimation de petits déplacements. Nous avons montré que, dans le cas des fantômes de vaisseau, les parois se déplacent dans les deux directions. Même si on cherche à évaluer le mouvement dans une seule direction, il n'est pas possible d'estimer parfaitement ce mouvement si on ne prend pas en compte le déplacement dans l'autre direction.

Dans une étude future sur des carotides *in vivo*, nous espérons mettre en évidence une onde longitudinale pure, à l'aide de notre méthode. Si une telle onde existe, elle pourrait être un possible marqueur de risque cardiovasculaire. Cependant, la propagation de cette onde longitudinale est très rapide, sa vitesse peut être exprimée suivant l'équation suivante (Rose 2004):

$$V_L = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad 4.8$$

où V_L est la vitesse de l'onde longitudinale, E le module de Young du milieu, ρ la densité du milieu, et ν le coefficient de Poisson. Pour une carotide saine, nous pouvons supposer E égal à 100 kPa, et $\nu = 0.495$, la vitesse de l'onde longitudinale résultant est d'environ 60 ms^{-1} . Etant donné qu'une cadence d'imagerie de 500Hz permet de suivre une onde mécanique de vitesse 10 ms^{-1} [18], nous espérons pouvoir visualiser cette onde avec notre méthode dans le cas de carotides *in vivo*. Nous pouvons noter ici, que l'estimation du mouvement longitudinal devrait également permettre de mieux estimer le mouvement axial et par conséquent de mieux estimer la PWV.

4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une nouvelle approche permettant d'estimer le mouvement en imagerie US 2D ultra-rapide. Nous avons démontré que cette technique est capable d'estimer la propagation de déplacement longitudinal. La méthode présentée combine un marquage de l'image par des OT et un estimateur basé sur la phase des images RF. Les OT sont obtenues par une approche de filtrage afin de mieux contrôler la longueur d'onde des oscillations. En procédant directement dans le domaine de Fourier, nous avons montré que les OT peuvent être créées en multipliant directement la transformée de Fourier de l'image RF par un « masque ». Dans un premier temps nous avons validé cette méthode en simulation, sur des trajectoires de milieux continus. Les trajectoires ont été estimées avec une erreur moyenne de $4.2 \pm 3.4 \mu\text{m}$ dans la direction axiale, et $9.9 \pm 7.9 \mu\text{m}$ dans la direction longitudinale. Des résultats expérimentaux ont été obtenus sur trois fantômes de vaisseau d'élasticités différentes. Nous avons montré que notre méthode est en mesure d'estimer des déplacements dans les deux directions en imagerie US ultra-rapide, même si les valeurs de déplacement sont très petites. Ensuite, nous avons montré que cette approche permet d'estimer la vitesse de l'onde de pouls à la fois dans la direction axiale et la direction longitudinale, ce qui a confirmé la capacité de notre méthode à évaluer la vitesse d'onde mécanique issu d'un déplacement longitudinal. Enfin les modules de Young de trois fantômes de vaisseau ont été estimés avec une erreur relative moyenne très faible de 2.2%.

Conclusion

Ce travail de thèse est basé sur la problématique de l'estimation du mouvement d'artère carotide en imagerie ultrasonore (US), dans le contexte de l'évaluation du développement de l'athérosclérose à un stade précoce (Ford et al. 2007). Partant de l'hypothèse admise que l'élasticité de la paroi carotidienne est un marqueur de risque pertinent et complémentaire aux marqueurs traditionnels pour le diagnostic précoce de l'athérosclérose (Laurent et al. 2001), et que l'étude du mouvement de la paroi carotidienne permet d'évaluer l'élasticité de la paroi, nous avons proposé dans ce manuscrit une méthode innovante permettant d'évaluer ce mouvement. Cette méthode a pour but de pallier aux difficultés inhérentes à l'estimation du mouvement de la paroi carotidienne en imagerie US. En effet, malgré les progrès effectués, l'estimation du mouvement de la paroi reste difficile, notamment dans les directions longitudinales, qui représentent un phénomène récemment mis en évidence (Persson et al. 2003).

L'étude approfondie de la physiologie artérielle, présentée dans le chapitre 1, a permis de mettre en évidence l'intérêt d'étudier le comportement dynamique de l'artère carotide. Nous avons vu à travers ce même chapitre que l'imagerie US étant très bien adaptée à l'étude de cette artère, a permis la mise en place de nouveaux marqueurs de risque, comme la variation du diamètre de la carotide, la vitesse locale de l'onde de pouls, ou encore l'amplitude du mouvement longitudinal de la paroi. Cependant, l'état de l'art des différentes méthodes de la littérature dans le domaine de l'estimation de mouvement a permis de pointer du doigt leurs limitations, notamment dans leur capacité d'estimer un mouvement perpendiculaire au faisceau ultrasonore. Partant de ce constat nous avons proposé dans ce travail de thèse trois contributions principales.

Premièrement, nous avons présenté dans le chapitre 2 notre méthode d'estimation combinant un marquage ultrasonore par oscillations transverses (OT), et un estimateur de mouvement 2D basé sur la phase des signaux RF. Après la validation expérimentale de cette méthode sur des mouvements de fantôme ultrasonores, une étude *in vivo* sur des sujets sains et des patients à haut risque d'athérosclérose a été réalisée. En comparant les résultats d'estimation de mouvement à une méthode classique de block matching (BM), nous avons montré que la méthode présentée permettait de mieux suivre le mouvement longitudinal de la paroi carotidienne d'un facteur 3. Malgré ces bons résultats nous avons vu que les OT par l'utilisation d'une fonction d'apodisation spécifique n'étaient pas optimales, et pouvaient provoquer des erreurs d'estimations de mouvement.

L'artère carotide étant en 3D, l'estimation du mouvement de la paroi dans les 3 dimensions permettrait de s'affranchir des mouvements hors plan, et tenir compte du mouvement circonférentiel de la carotide. C'est pourquoi nous avons proposé dans le chapitre 3 l'extension en 3D de la méthode présentée dans le chapitre 2. Cette méthode combine donc des OT 3D, permettant d'obtenir un volume RF avec des oscillations dans les 3 directions, et un estimateur de mouvement 3D basé sur la phase des volumes 3D. La méthode a été validée sur des volumes US issus de simulation, puis sur des volumes US expérimentaux issus d'un échographe de recherche. Les résultats d'estimation de la méthode proposée ont été comparés à ceux obtenus avec quatre autres méthodes d'estimation classiques – deux méthodes par Block Matching appliquées sur des volumes mode B, puis sur des volumes RF avec OT, et la méthode différentielle de Lucas-Kanade appliquée sur des volumes mode B, puis sur des volumes RF avec OT. Nous avons vu que d'une part l'introduction des OT permettait une meilleure estimation dans les directions transversales, pour les méthodes classiques, et d'autre part

que la méthode proposée surpasse ces deux méthodes classiques, en particulier dans les directions perpendiculaires aux ondes ultrasonores.

Ces deux chapitres précédents ont permis de montrer l'intérêt, et la pertinence de la méthode d'estimation de mouvement présentée, mais aussi ses limitations. En effet, nous avons vu d'une part que la formation des OT était perfectible, et d'autre part que notre méthode d'estimation de mouvement ne permet pas d'estimer un mouvement supérieur à la demi longueur d'onde des signaux. C'est pourquoi nous avons proposé dans le chapitre 4, l'utilisation d'une méthode de formation des OT par filtrage, et de l'imagerie ultra-rapide. Premièrement, la validation de cette méthode en simulation a permis de montrer que l'approche par filtrage permet de mieux contrôler la longueur d'onde des oscillations, et que notre méthode d'estimation était capable d'estimer un mouvement 2D en imagerie ultrarapide. Dès lors nous avons cherché à évaluer notre méthode d'estimation de manière expérimentale, sur trois fantômes de vaisseau d'élasticité différente. Nous avons montré que notre méthode est en mesure d'estimer des déplacements dans les deux directions en imagerie US ultra-rapide, même si les valeurs de déplacement sont très petites. Ensuite, nous avons montré que cette approche permet d'estimer la vitesse de l'onde de pouls à la fois dans la direction axiale et la direction longitudinale, ce qui a confirmé la capacité de notre méthode à évaluer la vitesse d'onde mécanique issue d'un déplacement longitudinal. Enfin les modules de Young de trois fantômes de vaisseau ont été estimés avec une erreur relative moyenne très faible de 2.2%.

Pour conclure ce document, nous proposons ici plusieurs perspectives, qui ont déjà fait l'objet d'études préliminaires durant cette thèse.

- La méthode présentée dans le chapitre 4 a pour finalité d'être appliquée *in vivo* sur des carotides humaines. L'idée principale est de pouvoir estimer la vitesse de l'onde de pouls de manière précise, en se préoccupant seulement du complexe intima-media. Etant donné que ce complexe comporte aussi un mouvement longitudinal, nous espérons pouvoir visualiser, et évaluer, la propagation de ce mouvement longitudinal le long de la paroi, que l'on a appelé ici onde longitudinale. La connaissance de la vitesse de l'onde de pouls et de la vitesse des ondes longitudinales permettrait d'une part de mieux comprendre le fonctionnement dynamique de l'artère, et d'autre part de déterminer de nombreux paramètres mécaniques comme par exemple le coefficient de Poisson.
- L'utilisation d'une imagerie ultra-rapide 3D permettrait le suivi du mouvement de la paroi carotidienne dans les trois directions, et la visualisation et l'évaluation des ondes mécaniques elles aussi dans les trois directions. Cette technique permettrait à coup sûr de diminuer les erreurs d'estimation de mouvement et ainsi d'estimer de manière optimale les paramètres mécaniques de l'artère carotide.
- Enfin, ces différentes propriétés mécaniques de l'artère permettraient de mieux modéliser de manière numérique le comportement dynamique de la carotide. Une telle démarche pourrait permettre de comparer le comportement théorique du modèle de l'artère avec les résultats observés *in vivo*, afin de prédire l'évolution de l'artère.

Evaluation de l'imagerie ultrasonore quantitative par ondes planes

Introduction

En marge de mon travail de thèse j'ai participé à une étude effectuée au laboratoire au cours de la visite du Pr Roberto Lavallero au sein de notre équipe, en tant que Professeur invité. Cette étude traite de la caractérisation tissulaire à l'aide de l'imagerie ultrasonore quantitative (Quantitative Ultrasound, QUS) basée sur l'estimation du coefficient de rétrodiffusion (Backscatter Coefficient, BSC).

Cette étude porte sur l'évaluation de cette méthode de caractérisation tissulaire sur des images ultrasonores issues de la combinaison d'images d'onde plane, (Plane Wave Compounding, PWC). Il s'agit ici d'évaluer l'estimation des images de BSC sur des données expérimentales issues de PWC. Les résultats sont comparés à ceux obtenus par deux méthodes classiques de formation de voie : une méthode utilisant un point focal en transmission et réception, et une autre méthode utilisant une réception dynamique.

Ces travaux ont été publiés dans la revue IEEE TUFFC (Salles, et al. 2014). Ma contribution dans ces travaux concerne principalement les aspects expérimentaux.

Méthode

Acquisition des images ultrasonores

Les images ultrasonores ont été acquises avec le ULA-OP, muni de la sonde Linéaire LA523. Les éléments ont été excités avec un signal sinusoïdal d'un cycle, à la fréquence de 9 MHz. Les trois stratégies de formation de voies utilisées sont :

- Un point focal fixe : Les images ont été formées à l'aide de 64 éléments actifs, avec une focalisation à 20 mm en transmission et réception, au total 64 lignes sont formées pour constituer l'image ultrasonore.
- Réception dynamique : Les images ont été formées suivant le même principe que précédemment, à la différence de l'utilisation d'une focalisation dynamique à la place du point focal, en réception.

-
- PWC : L'imagerie par onde plane a été réalisée en utilisant l'algorithme de délais et sommes présenté dans [13]. Chaque image a été produite à l'aide des 64 éléments centraux de la sonde, en utilisant 63 angles de transmission différents, allant de -6° à 6° . Nous avons choisi 63 angles afin d'obtenir approximativement la même cadence d'imagerie que les méthodes décrites précédemment.

Estimation des paramètres spectraux

Dans cette étude les paramètres QUS spectraux ont été calculés suivant l'estimation des BSC de plusieurs régions centrées en r . Les BSC $n_{sample}(r, f)$ ont été estimés en utilisant la méthode du fantôme de référence [7]. Deux paramètres spectraux ont été calculés suivant l'estimation des BSC:

- La valeur de l'approximation linéaire de $n_{sample}(r, f)$ à $f = 0$ (BSC intercept)
- La valeur de l'approximation linéaire de $n_{sample}(r, f)$ à la fréquence centrale de la bande de fréquence d'analyse (BSC midband fit). Dans cette étude deux bandes de fréquence ont été utilisées, une première allant de 5.6 à 10 MHz, et une seconde allant de 5 à 11.7 MHz.

Expérimentations

Les expérimentations ont été réalisées de manière à évaluer l'effet du SNR et de la résolution spatiale sur l'estimation des images QUS. Pour cela plusieurs fantômes en gélatine ont été conçus au laboratoire.

- SNR : Pour cette expérimentation un fantôme contenant une distribution homogène de particule d'Orgasol de $20 \mu\text{m}$, avec une concentration de 0.25 g par 500 ml de gélatine a été utilisé. Dans cette expérimentation, l'image quantitative idéale devrait être constituée d'une valeur constante sur l'ensemble de l'image.
- Résolution spatiale : Pour cette seconde expérimentation, un fantôme avec une variation spatiale de la concentration de particule d'Orgasol a été utilisé. Séparé en deux, le fantôme est constitué d'une première partie (à gauche) avec une concentration de 2.5 g d'Orgasol par 500 ml de gélatine et d'une seconde partie (à droite) avec une concentration de 0.25 g d'Orgasol par 500 ml de gélatine. Par conséquent le profil latéral idéal de l'image QUS devrait représenter un échelon à deux niveaux, chaque niveau correspondant aux deux concentrations d'Orgasol utilisées.

Résultats

L'ensemble des résultats est présenté dans (Salles, Liebgott, et al. 2014). Nous présentons ici seulement un résultat pour chaque expérimentation.

Effet du SNR

Les images correspondantes aux estimations QUS dans la bande de fréquence 5.6-10 MHz du fantôme homogène sont présentées dans la Figure A.1. Les pixels blancs correspondent aux régions ne comportant pas de signal dans la bande de fréquence utilisée. Premièrement nous pouvons remarquer que la précision de l'estimation de l'image QUS est comparable pour les trois stratégies utilisées. Cependant, les deux formations de voie conventionnelle ne permettent pas d'estimer les valeurs QUS à une profondeur supérieure à 32 mm, alors que l'imagerie par PWC est capable de produire les estimations QUS sur toute la profondeur.

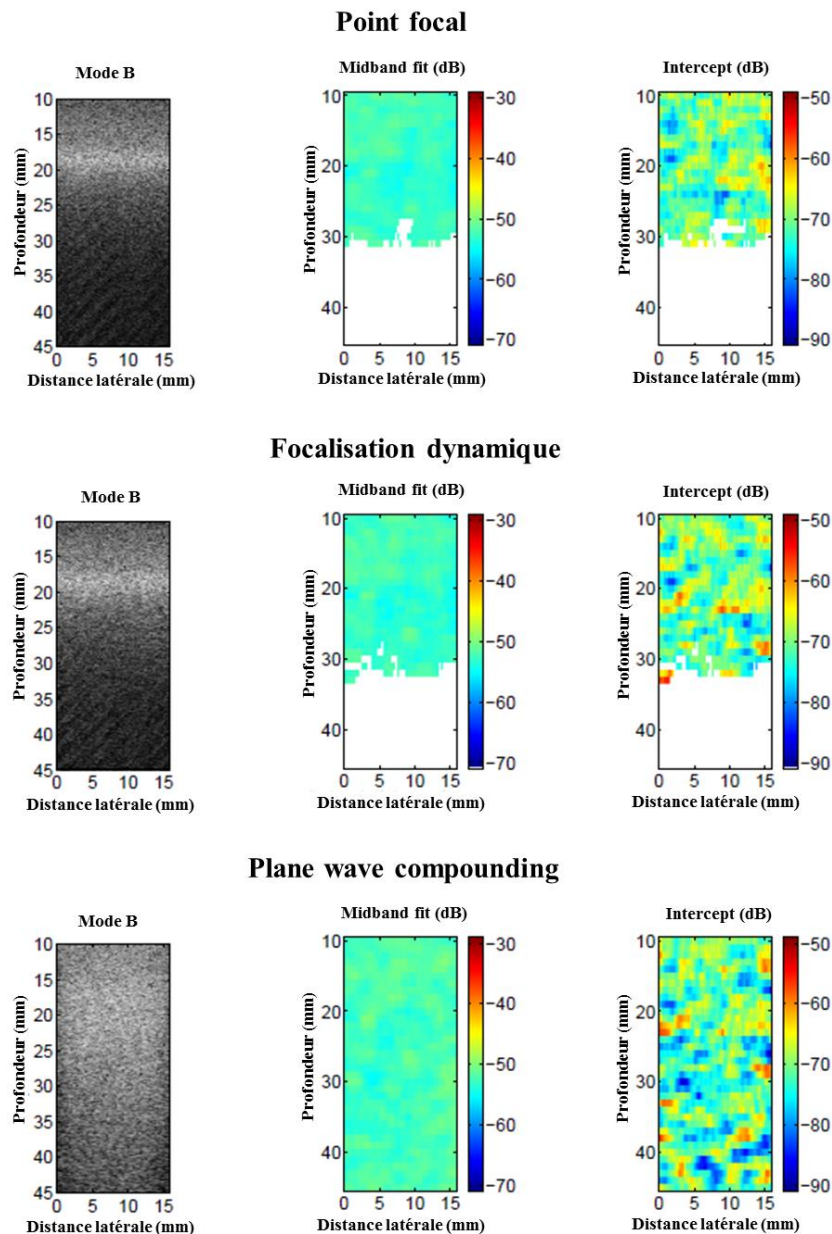


Figure A.1 : Image mode B (à gauche), image BSC midband fit (au centre), et intercept (à droite) calculées depuis les images RF issues du fantôme homogène de gélatine avec la stratégie du point focale en haut, de la réception dynamique (au centre), et PWC (en bas)

Résolution spatiale

L'analyse quantitative de la résolution spatiale a été effectuée à l'aide des images BSC midband fit, du fait de leur faible variance. Les profils latéraux de ces images à la profondeur de 20 et 40 mm sont montrés sur la figure 7a, et 7b, respectivement. Nous pouvons remarquer que la résolution latérale est comparable pour les trois stratégies de formation de voie. Cependant elle se dégrade significativement à 40 mm pour la stratégie à un point focal fixe. De plus, à cette profondeur, nous pouvons noter que même si la différence est moins importante, la stratégie par PWC permet de mieux différencier les deux concentrations d'Orgasol que la technique par focalisation dynamique.

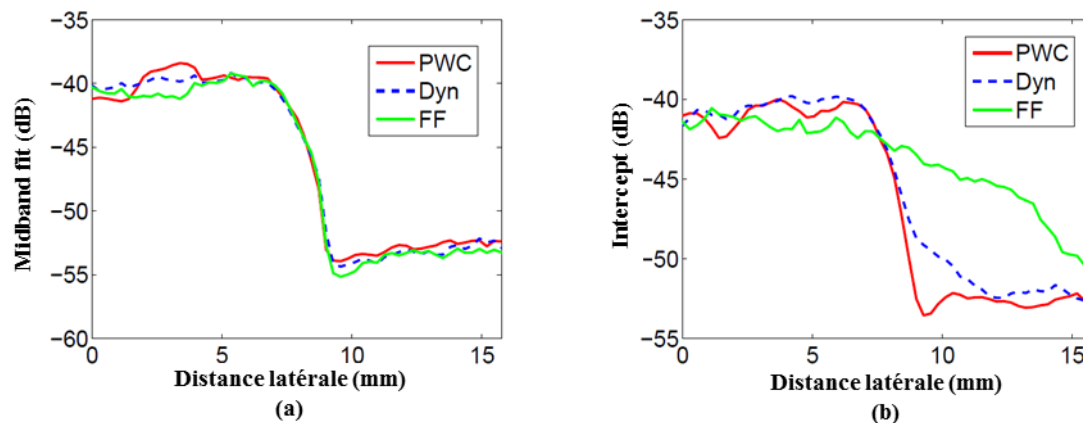


Figure A.2 : Profils latéraux de l'image BSC midband fit à la profondeur de 20 mm (a) et 40mm (b). Les courbes correspondent aux PWV (rouge), focalisation dynamique (bleu), et le point focal fixe (vert)

Conclusion

Ce travail représente la première investigation du PWC pour l'imagerie quantitative ultrasonore basée sur l'estimation des BCS. L'approche proposée a été comparée à deux méthodes conventionnelles utilisant une formation de voie par un point focal fixe, et une formation de voie avec une réception dynamique. Cette étude a été focalisée sur l'effet SNR, évaluée en utilisant un fantôme de gélatine homogène, et l'effet de la résolution spatiale sur un fantôme constitué de deux régions de concentration de particules d'Orgasol différentes.

Les résultats présentés permettent d'affirmer que la précision des estimations QUS issues des images PWC est comparable à celles obtenues par les deux méthodes de formation de voie traditionnelles. Cependant, la stratégie par PWC permet une pénétration plus importante dans la profondeur, le SNR en profondeur est donc supérieur comparé aux autres stratégies. La qualité des images QUS est donc logiquement améliorée en profondeur en comparaison aux estimations effectuées sur les images issues des autres stratégies. De plus les résultats expérimentaux obtenus sur le fantôme à deux régions suggèrent que la PWC est la meilleure stratégie en termes de résolution de l'image QUS.

Bibliographie Personnelle

Article de journaux :

Salles, S.; Liebgott, H.; Basset, O.; Cachard, C.; Vray, D.; Lavarello, R., "Experimental evaluation of spectral-based quantitative ultrasound imaging using plane wave compounding," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on* , vol.61, no.11, pp.1824,1834, November 2014

Zahnd, G.; **Salles, S.**, Liebgott, H.; Vray, D.; Sérusclat, A.; Moulin P., "Real-time ultrasound-tagging to track the 2D motion of the common carotid artery wall *in vivo*", *Medical Physics*, 42, 820-30. February 2015.

Salles, S., A. J. Y. Chee, D. Garcia, A. C. H. Yu, D. Vray, and H. Liebgott. 2015. "2-D Arterial Wall Motion Imaging Using Ultrafast Ultrasound and Transverse Oscillations." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 62 (6): 1047–58.

Salles, S.; Hervé, L.; Garcia, D.; Vray, D., "Full 3D transverse oscillations: a method for tissue motion estimation," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions, accepté pour publication*

Article de conférences:

Salles, S.; Vray, D.; Liebgott, H.; Lai, S.; Yu, A.; Garcia, D., "Estimation of arterial wall motion using ultrafast imaging with transverse oscillations: Phantom study," *Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International* , pp.915,918, 3-6 Sept. 2014

Salles, S.; Garcia, D.; Bousaid, B.; Savary, F.; Sérusclat, A.; Vray, D.; Liebgott, H. "Plane Wave Transverse Oscillation (PWTO): an ultra-fast transverse oscillation imaging mode performed in the Fourier domain for 2D motion estimation of the carotid artery" *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*, pp.1409,1412, April 29 2014-May 2 2014

Salles, S.; Liebgott, H.; Garcia, D.; Vray, D., "Real time 3D US-tagging combined with 3D phase-based motion estimation," *Ultrasonics Symposium (IUS), 2013 IEEE International*, pp.585,588, 21-25 July 2013

Salles, S.; Zahnd, G.; Liebgott, H.; Serusclat, A.; Vray, D., "Real time US-tagging combined with phase-based optical flow applied to 2D motion estimation of the carotid artery wall," *Ultrasonics Symposium (IUS), 2012 IEEE International*, pp.1185,1188, 7-10 Oct. 2012



Bibliographie

- Adams, M. R., and D. S. Celermajer. 1999. "Detection of Presymptomatic Atherosclerosis: A Current Perspective." *Clinical Science (London, England: 1979)* 97 (5): 615–24.
- Ahlgren, A. R., M. Cinthio, S. Steen, T. Nilsson, T. Sjöberg, H. W. Persson, and K. Lindstrom. 2012. "Longitudinal Displacement and Intramural Shear Strain of the Porcine Carotid Artery Undergo Profound Changes in Response to Catecholamines." *AJP: Heart and Circulatory Physiology* 302 (5): H1102–15. doi:10.1152/ajpheart.00470.2011.
- Ahlgren, A. R., M. Cinthio, S. Steen, H. W. Persson, T. Sjöberg, and K. Lindström. 2009. "Effects of Adrenaline on Longitudinal Arterial Wall Movements and Resulting Intramural Shear Strain: A First Report." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 29 (5): 353–59. doi:10.1111/j.1475-097X.2009.00875.x.
- Anandan, P. 1989. "A Computational Framework and an Algorithm for the Measurement of Visual Motion." *International Journal of Computer Vision* 2 (3): 283–310. doi:10.1007/BF00158167.
- Angelsen, B. A. J. 2000. *Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing*. Trondheim: Emantec AS.
- Bankman, I. N., ed. 2009. *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. 2. ed. Academic Press Series in Biomedical Engineering. Amsterdam: Elsevier, Acad. Press.
- Basarab, A., P. Gueth, H. Liebgott, and P. Delachartre. 2009. "Phase-Based Block Matching Applied to Motion Estimation with Unconventional Beamforming Strategies." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56 (5): 945–57. doi:10.1109/TUFFC.2009.1127.
- Bashford, G.R., and O.T. von Ramm. 1996. "Ultrasound Three-Dimensional Velocity Measurements by Feature Tracking." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 43 (3): 376–84. doi:10.1109/58.489394.
- Benthin, M., P. Dahl, R. Ruzicka, and K. Lindström. 1991. "Calculation of Pulse-Wave Velocity Using Cross correlation—Effects of Reflexes in the Arterial Tree." *Ultrasound in Medicine & Biology* 17 (5): 461–69. doi:10.1016/0301-5629(91)90182-V.
- Bernard, O., M. Zhang, F. Varray, P. Gueth, J. Thiran, H. Liebgott, and D. Friboulet. 2014. "Ultrasound Fourier Slice Imaging: A Novel Approach for Ultrafast Imaging Technique." In , 129–32. IEEE. doi:10.1109/ULTSYM.2014.0033.
- Bjällmark, A., B. Lind, M. Peolsson, K. Shahgaldi, L. A. Brodin, and J. Nowak. 2010. "Ultrasonographic Strain Imaging Is Superior to Conventional Non-Invasive Measures of Vascular Stiffness in the Detection of Age-Dependent Differences in the Mechanical Properties of the Common Carotid Artery." *European Journal of Echocardiography: The Journal of the Working Group on Echocardiography of the European Society of Cardiology* 11 (7): 630–36. doi:10.1093/ejehocard/jeq033.
- Bohs, L. N., B. J. Geiman, M. E. Anderson, S. C. Gebhart, and G. E. Trahey. 2000. "Speckle Tracking for Multi-Dimensional Flow Estimation." *Ultrasonics* 38 (1-8): 369–75.
- Bohs, L. N., and G. E. Trahey. 1991. "A Novel Method for Angle Independent Ultrasonic Imaging of Blood Flow and Tissue Motion." *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering* 38 (3): 280–86. doi:10.1109/10.133210.
- Bulow, T., and G. Sommer. 2001. "Hypercomplex Signals—a Novel Extension of the Analytic Signal to the Multidimensional Case." *IEEE Transactions on Signal Processing* 49 (11): 2844–52. doi:10.1109/78.960432.
- Chatzizisis, Y. S., A. U. Coskun, M. Jonas, E. R. Edelman, C. L. Feldman, and P. H. Stone. 2007. "Role of Endothelial Shear Stress in the Natural History of Coronary Atherosclerosis and Vascular Remodeling: Molecular, Cellular, and Vascular Behavior." *Journal of the American College of Cardiology* 49 (25): 2379–93. doi:10.1016/j.jacc.2007.02.059.

- Chen, X., H. Xie, R. Erkamp, K. Kim, C. Jia, J. M. Rubin, and M. O'Donnell. 2005. "3-D Correlation-Based Speckle Tracking." *Ultrasonic Imaging* 27 (1): 21–36.
- Christensen, D. A. 1988. *Ultrasonic Bioinstrumentation*. New York: Wiley.
- Cinthio, M., A. Ahlgren, J. Bergkvist, T. Jansson, H.W. Persson, and K. Lindström. 2006. "Longitudinal Movements and Resulting Shear Strain of the Arterial Wall." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 291 (1): H394–402. doi:10.1152/ajpheart.00988.2005.
- Couade, M., M. Pernot, E. Messas, J. Emmerich, A. Hagege, M. Fink, and M. Tanter. 2011. "Ultrafast Imaging of the Arterial Pulse Wave." *IRBM* 32 (2): 106–8. doi:10.1016/j.irbm.2011.01.012.
- Cunningham, K. S., and A. I. Gotlieb. 2005. "The Role of Shear Stress in the Pathogenesis of Atherosclerosis." *Laboratory Investigation; a Journal of Technical Methods and Pathology* 85 (1): 9–23. doi:10.1038/labinvest.3700215.
- Davies, P. F. 2009. "Hemodynamic Shear Stress and the Endothelium in Cardiovascular Pathophysiology." *Nature Clinical Practice. Cardiovascular Medicine* 6 (1): 16–26. doi:10.1038/ncpcardio1397.
- De Craene, M., S. Marchesseau, B. Heyde, H. Gao, M. Alessandrini, O. Bernard, G. Piella, et al. 2013. "3D Strain Assessment in Ultrasound (Straus): A Synthetic Comparison of Five Tracking Methodologies." *IEEE Transactions on Medical Imaging* 32 (9): 1632–46. doi:10.1109/TMI.2013.2261823.
- Deng, S. X., J. Tomioka, J. C. Debes, and Y. C. Fung. 1994. "New Experiments on Shear Modulus of Elasticity of Arteries." *The American Journal of Physiology* 266 (1 Pt 2): H1–10.
- Deprez, J. F., E. Brusseau, C. Schmitt, G. Cloutier, and O. Basset. 2009. "3D Estimation of Soft Biological Tissue Deformation from Radio-Frequency Ultrasound Volume Acquisitions." *Medical Image Analysis* 13 (1): 116–27. doi:10.1016/j.media.2008.07.003.
- Dineley, J., S. Meagher, T.L. Poepping, W.N. McDicken, and P.R. Hoskins. 2006. "Design and Characterisation of a Wall Motion Phantom." *Ultrasound in Medicine & Biology* 32 (9): 1349–57. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2006.05.033.
- Dolan, E., L. Thijs, Y. Li, N. Atkins, P. McCormack, S. McClory, E. O'Brien, J. A. Staessen, and A. V. Stanton. 2006. "Ambulatory Arterial Stiffness Index as a Predictor of Cardiovascular Mortality in the Dublin Outcome Study." *Hypertension* 47 (3): 365–70. doi:10.1161/01.HYP.0000200699.74641.c5.
- Duboeuf, F., A. Basarab, H. Liebgott, E. Brusseau, P. Delachartre, and D. Vray. 2009. "Investigation of PVA Cryogel Young's Modulus Stability with Time, Controlled by a Simple Reliable Technique." *Medical Physics* 36 (2): 656–61.
- Dufaux, F., and F. Moscheni. 1995. "Motion Estimation Techniques for Digital TV: A Review and a New Contribution." *Proceedings of the IEEE* 83 (6): 858–76. doi:10.1109/5.387089.
- Eriksson, A., E. Greiff, T. Loupas, M. Persson, and P. Pesque. 2002. "Arterial Pulse Wave Velocity with Tissue Doppler Imaging." *Ultrasound in Medicine & Biology* 28 (5): 571–80.
- Felsberg, M., and G. Sommer. 2001. "The Monogenic Signal." *IEEE Transactions on Signal Processing* 49 (12): 3136–44. doi:10.1109/78.969520.
- Fenster, A., D. Downey, and H. N. Cardinal. 2001. "Three-Dimensional Ultrasound Imaging." *Physics in Medicine and Biology* 46 (5): R67–99. doi:10.1088/0031-9155/46/5/201.
- Ford, E. S., U. A. Ajani, J. B. Croft, J. A. Critchley, D. R. Labarthe, T. E. Kottke, W. H. Giles, and Simon Capewell. 2007. "Explaining the Decrease in U.S. Deaths from Coronary Disease, 1980–2000." *New England Journal of Medicine* 356 (23): 2388–98. doi:10.1056/NEJMsa053935.
- Fujikura, K., J. Luo, V. Gamarnik, M. Pernot, R. Fukumoto, M. Tilson, and E. E. Konofagou. 2007. "A Novel Noninvasive Technique for Pulse-Wave Imaging and Characterization of Clinically-Significant Vascular Mechanical Properties in Vivo." *Ultrasonic Imaging* 29 (3): 137–54.
- Gamble, G., J. Zorn, G. Sanders, S. MacMahon, and N. Sharpe. 1994. "Estimation of Arterial Stiffness, Compliance, and Distensibility from M-Mode Ultrasound Measurements of the Common Carotid Artery." *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation* 25 (1): 11–16.

- Garcia, D., Le Tarnec, S. Muth, E. Montagnon, J. Porée, and G. Cloutier. 2013. "Stolt's F-K Migration for Plane Wave Ultrasound Imaging." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 60 (9): 1853–67. doi:10.1109/TUFFC.2013.2771.
- Gastouniotti, A., S. Golemati, J. S. Stoitsis, and K. S. Nikita. 2013. "Carotid Artery Wall Motion Analysis from B-Mode Ultrasound Using Adaptive Block Matching: In Silico Evaluation and in Vivo Application." *Physics in Medicine and Biology* 58 (24): 8647–61. doi:10.1088/0031-9155/58/24/8647.
- Giachetti, A. 2000. "Matching Techniques to Compute Image Motion." *Image and Vision Computing* 18 (3): 247–60. doi:10.1016/S0262-8856(99)00018-9.
- Golemati, S., J. S. Stoitsis, A. Gastouniotti, A. C. Dimopoulos, V. Koropouli, and K. S. Nikita. 2012. "Comparison of Block Matching and Differential Methods for Motion Analysis of the Carotid Artery Wall from Ultrasound Images." *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 16 (5): 852–58. doi:10.1109/TITB.2012.2193411.
- Goodman, J. W. 2005. *Introduction to Fourier Optics*. 3rd ed. Englewood, Colo: Roberts & Co.
- Groen, H. C., F. J. H. Gijzen, A. van der Lugt, M. S. Ferguson, T.S. Hatsukami, A. F. W. van der Steen, Chun Yuan, and Jolanda J. Wentzel. 2007. "Plaque Rupture in the Carotid Artery Is Localized at the High Shear Stress Region: A Case Report." *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation* 38 (8): 2379–81. doi:10.1161/STROKEAHA.107.484766.
- Gueth, P., R. Blanchard, H. Liebgott, and O. Basset. 2010. "Improved Resolution for Ultrasound Fourier Imaging." In *Ultrasonics Symposium (IUS), 2010 IEEE*, 1735–38. doi:10.1109/ULTSYM.2010.5935714.
- Hahn, S.L. 1992. "Multidimensional Complex Signals with Single-Orthant Spectra." *Proceedings of the IEEE* 80 (8): 1287–1300. doi:10.1109/5.158601.
- Hansen, F., P. Mangell, B. Sonesson, and T. Länne. 1995. "Diameter and Compliance in the Human Common Carotid Artery--Variations with Age and Sex." *Ultrasound in Medicine & Biology* 21 (1): 1–9.
- Hansen, K. L., J. Udesen, C. Thomsen, J. A. Jensen, and M. B. Nielsen. 2009. "In Vivo Validation of a Blood Vector Velocity Estimator with MR Angiography." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56 (1): 91–100. doi:10.1109/TUFFC.2009.1008.
- Hasegawa, H., K. Hongo, and H. Kanai. 2013. "Measurement of Regional Pulse Wave Velocity Using Very High Frame Rate Ultrasound." *Journal of Medical Ultrasonics* 40 (2): 91–98. doi:10.1007/s10396-012-0400-9.
- Hodis, S., and M. Zamir. 2011. "Coupled Radial and Longitudinal Displacements and Stresses within the Arterial Wall in Pulsatile Flow under Tethered and Free-Wall Conditions." *Physical Review. E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics* 83 (5 Pt 1): 051923.
- Horn, B. K., and B.G. Schunck. 1981. "Determining Optical Flow." In , edited by J. J. Pearson, 319–31. doi:10.1117/12.965761.
- Huang, C., T. Ren, and J. Luo. 2014. "Effects of Parameters on the Accuracy and Precision of Ultrasound-Based Local Pulse Wave Velocity Measurement: A Simulation Study." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61 (12): 2001–18. doi:10.1109/TUFFC.2014.006597.
- Jensen, J. A. 1996. "FIELD: A Program for Simulating Ultrasound Systems." In *10TH NORDICBALTIC CONFERENCE ON BIOMEDICAL IMAGING, VOL. 4, SUPPLEMENT 1, PART 1:351–353*, 351–53.
- Jensen, J. A., and P. Munk. 1998. "A New Method for Estimation of Velocity Vectors." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 45 (3): 837–51. doi:10.1109/58.677749.
- Jensen, J.A., and N.B. Svendsen. 1992. "Calculation of Pressure Fields from Arbitrarily Shaped, Apodized, and Excited Ultrasound Transducers." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 39 (2): 262–67. doi:10.1109/58.139123.

- Jiang, Y., K. Kohara, and K. Hiwada. 2000. "Association between Risk Factors for Atherosclerosis and Mechanical Forces in Carotid Artery." *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation* 31 (10): 2319–24.
- Kruizinga, P., F. Mastik, N. de Jong, A. F. W. van der Steen, and G. van Soest. 2012. "Plane-Wave Ultrasound Beamforming Using a Nonuniform Fast Fourier Transform." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 59 (12): 2684–91. doi:10.1109/TUFFC.2012.2509.
- Kruizinga, P., F. Mastik, S. C.H. van den Oord, A. F.L. Schinkel, J. G. Bosch, N. de Jong, G. van Soest, and A. F.W. van der Steen. 2014. "High-Definition Imaging of Carotid Artery Wall Dynamics." *Ultrasound in Medicine & Biology* 40 (10): 2392–2403. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2014.03.009.
- Lai, X., and H. Torp. 1996. "Interpolation Method for Time Delay Estimation in the RF-Signal Crosscorrelation Technique for Blood Velocity Measurement." In , 2:1211–16. IEEE. doi:10.1109/ULTSYM.1996.584208.
- Laurent, S., P. Boutouyrie, R. Asmar, I. Gautier, B. Laloux, L. Guize, P. Ducimetiere, and A. Benetos. 2001. "Aortic Stiffness Is an Independent Predictor of All-Cause and Cardiovascular Mortality in Hypertensive Patients." *Hypertension* 37 (5): 1236–41.
- Lawton, and Greene. 1956. "A Method for the in Situ Study of Aortic Elasticity in the Dog, AMAL, U.S. Naval and Air Development Center, Report No. NADC-MA-5603 (1956)."
- Lieb Gott, H., J. Fromageau, J. E. Wilhjelm, D. Vray, and P. Delachartre. 2005. "Beamforming Scheme for 2D Displacement Estimation in Ultrasound Imaging." *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2005 (8): 932740.
- Lieb Gott, H., J. E. Wilhjelm, J. A. Jensen, D. Vray, and P. Delachartre. 2007. "PSF Dedicated to Estimation of Displacement Vectors for Tissue Elasticity Imaging with Ultrasound." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 54 (4): 746–56.
- Lockwood, G.R., Pai-Chi Li, M. O'Donnell, and F.S. Foster. 1996. "Optimizing the Radiation Pattern of Sparse Periodic Linear Arrays." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 43 (1): 7–14. doi:10.1109/58.484457.
- Lucas, B.D., and T. Kanade. 1981. "An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision." In *Proceedings of the 7th International Joint Conference on Artificial Intelligence - Volume 2*, 674–79. IJCAI'81. San Francisco, CA, USA: Morgan Kaufmann Publishers Inc. <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1623264.1623280>.
- Lu, J.Y., C. Jiqi, and J. Wang. 2006. "High Frame Rate Imaging System for Limited Diffraction Array Beam Imaging with Square-Wave Aperture Weightings High Frame Rate Imaging System for Limited Diffraction Array Beam Imaging with Square-Wave Aperture Weightings." *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on* 53 (10): 1796–1812. doi:10.1109/TUFFC.2006.112.
- Luo, J., R. X. Li, and E. E. Konofagou. 2012. "Pulse Wave Imaging of the Human Carotid Artery: An in Vivo Feasibility Study." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 59 (1): 174–81. doi:10.1109/TUFFC.2012.2170.
- Malek, A. M., S. L. Alper, and S. Izumo. 1999. "Hemodynamic Shear Stress and Its Role in Atherosclerosis." *JAMA* 282 (21): 2035–42.
- Meunier, J. 1998. "Tissue Motion Assessment from 3D Echographic Speckle Tracking." *Physics in Medicine and Biology* 43 (5): 1241–54.
- Meunier, J., and M. Bertrand. 1995. "Ultrasonic Texture Motion Analysis: Theory and Simulation." *IEEE Transactions on Medical Imaging* 14 (2): 293–300. doi:10.1109/42.387711.
- Montaldo, G., M. Tanter, J. Bercoff, N. Bencech, and M. Fink. 2009. "Coherent Plane-Wave Compounding for Very High Frame Rate Ultrasonography and Transient Elastography." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56 (3): 489–506. doi:10.1109/TUFFC.2009.1067.

- Morsy, A. A., and O. T. Von Ramm. 1999. "FLASH Correlation: A New Method for 3-D Ultrasound Tissue Motion Tracking and Blood Velocity Estimation." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 46 (3): 728–36. doi:10.1109/58.764859.
- Naidu, D.K., and R.B. Fisher. 1991. *A Comparison of Algorithms for Sub-Pixel Peak Detection*. A Comparison of Algorithms for Sub-Pixel Peak Detection, n° 553. University of Edinburgh, Department of Artificial Intelligence. <https://books.google.fr/books?id=FStwPgAACAAJ>.
- Nichols, W. W., ed. 1990. *McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretic, Experimental, and Clinical Principles*. 6th ed. London: Hodder Arnold.
- Ophir, J., I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li. 1991. "Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues." *Ultrasonic Imaging* 13 (2): 111–34.
- O'Rourke, M. F., J. A. Staessen, C. Vlachopoulos, D. Alibay, and G. E. Plante. 2002. "Clinical Applications of Arterial Stiffness; Definitions and Reference Values." *American Journal of Hypertension* 15 (5): 426–44.
- Patel, D. J., and D. L. Fry. 1969. "The Elastic Symmetry of Arterial Segments in Dogs." *Circulation Research* 24 (1): 1–8. doi:10.1161/01.RES.24.1.1.
- Patel, D. J., A. J. Mallos, and D. L. Fry. 1961. "Aortic Mechanics in the Living Dog." *Journal of Applied Physiology* 16 (March): 293–99.
- Persson, M., A. R. Ahlgren, T. Jansson, A. Eriksson, H. W. Persson, and K. Lindström. 2003. "A New Non-Invasive Ultrasonic Method for Simultaneous Measurements of Longitudinal and Radial Arterial Wall Movements: First in Vivo Trial." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 23 (5): 247–51.
- Pihl, M. J., and J. A. Jensen. 2014. "A Transverse Oscillation Approach for Estimation of Three-Dimensional Velocity Vectors, Part I: Concept and Simulation Study." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61 (10): 1599–1607. doi:10.1109/TUFFC.2013.006237.
- Pihl, M. J., M. B. Stuart, B. G. Tomov, M. F. Rasmussen, and J. A. Jensen. 2014. "A Transverse Oscillation Approach for Estimation of Three-Dimensional Velocity Vectors, Part II: Experimental Validation." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61 (10): 1608–18. doi:10.1109/TUFFC.2013.006238.
- Provost, J., A. Gambhir, J. Vest, H. Garan, and E. E. Konofagou. 2013. "A Clinical Feasibility Study of Atrial and Ventricular Electromechanical Wave Imaging." *Heart Rhythm: The Official Journal of the Heart Rhythm Society* 10 (6): 856–62. doi:10.1016/j.hrthm.2013.02.028.
- Ranganathan, K., and W. F. Walker. 2003. "A Novel Beamformer Design Method for Medical Ultrasound. Part I: Theory." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 50 (1): 15–24.
- Rose, J. L. 2004. *Ultrasonic Waves in Solid Media*. Cambridge: Cambridge Univ. Press.
- Salles, S., A. J. Y. Chee, D. Garcia, A. C. H. Yu, D. Vray, and H. Liebgott. 2015. "2-D Arterial Wall Motion Imaging Using Ultrafast Ultrasound and Transverse Oscillations." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 62 (6): 1047–58. doi:10.1109/TUFFC.2014.006910.
- Salles, S., D. Garcia, B. Bou-Said, F. Savary, A. Serusclat, D. Vray, and Herve Liebgott. 2014. "Plane Wave Transverse Oscillation (PWTO): An Ultra-Fast Transverse Oscillation Imaging Mode Performed in the Fourier Domain for 2D Motion Estimation of the Carotid Artery." In *Biomedical Imaging (ISBI), 2014 IEEE 11th International Symposium on*, 1409–12. doi:10.1109/ISBI.2014.6868142.
- Salles, S., H. Liebgott, O. Basset, C. Cachard, D. Vray, and R. Lavarello. 2014. "Experimental Evaluation of Spectral-Based Quantitative Ultrasound Imaging Using Plane Wave Compounding." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61 (11): 1824–34. doi:10.1109/TUFFC.2014.006543.
- Salles, S., H. Liebgott, D. Garcia, and D. Vray. 2013. "Real Time 3D US-Tagging Combined with 3D Phasebased Motion Estimation." In , 585–88. IEEE. doi:10.1109/ULTSYM.2013.0151.

- Salles, S., D. Vray, H. Liebgott, S. Lai, A. Yu, and D. Garcia. 2014. "Estimation of Arterial Wall Motion Using Ultrafast Imaging with Transverse Oscillations: Phantom Study." In , 915–18. IEEE. doi:10.1109/ULTSYM.2014.0224.
- Salles, S., G. Zahnd, H. Liebgott, A. Serusclat, and D. Vray. 2012. "Real Time US-Tagging Combined with Phase-Based Optical Flow Applied to 2D Motion Estimation of the Carotid Artery Wall." In *Ultrasonics Symposium (IUS), 2012 IEEE International*, 1185–88. doi:10.1109/ULTSYM.2012.0295.
- Schaar, J. 2004. "Terminology for High-Risk and Vulnerable Coronary Artery Plaques." *European Heart Journal* 25 (12): 1077–82. doi:10.1016/j.ehj.2004.01.002.
- Simon, A., G. Chironi, and J. Levenson. 2006. "Performance of Subclinical Arterial Disease Detection as a Screening Test for Coronary Heart Disease." *Hypertension* 48 (3): 392–96. doi:10.1161/01.HYP.0000236507.76042.72.
- Slager, C. J., J. J. Wentzel, F. J. H. Gijzen, J. C. H. Schuurbiers, A. C. van der Wal, A. F. W. van der Steen, and P. W. Serruys. 2005. "The Role of Shear Stress in the Generation of Rupture-Prone Vulnerable Plaques." *Nature Clinical Practice. Cardiovascular Medicine* 2 (8): 401–7.
- Sorensen, G. L., J. B. Jensen, J. Udesen, I. K. Holfort, and J. A. Jensen. 2008. "Pulse Wave Velocity in the Carotid Artery." In *Ultrasonics Symposium, 2008. IUS 2008. IEEE*, 1386–89. doi:10.1109/ULTSYM.2008.0336.
- Sumi, C. 2010. "Determination of Lateral Modulation Apodization Functions Using a Regularized, Weighted Least Squares Estimation." *International Journal of Biomedical Imaging* 2010: 1–7. doi:10.1155/2010/635294.
- Svedlund, S., C. Eklund, P. Robertsson, M. Lomsky, and L. M. Gan. 2011. "Carotid Artery Longitudinal Displacement Predicts 1-Year Cardiovascular Outcome in Patients with Suspected Coronary Artery Disease." *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology* 31 (7): 1668–74. doi:10.1161/ATVBAHA.111.222901.
- Svedlund, S., and L. M. Gan. 2011. "Longitudinal Wall Motion of the Common Carotid Artery Can Be Assessed by Velocity Vector Imaging." *Clinical Physiology and Functional Imaging* 31 (1): 32–38. doi:10.1111/j.1475-097X.2010.00976.x.
- Tortoli, P., L. Bassi, E. Boni, A. Dallai, F. Guidi, and S. Ricci. 2009. "ULA-OP: An Advanced Open Platform for Ultrasound Research." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56 (10): 2207–16. doi:10.1109/TUFFC.2009.1303.
- Tozzi, P., D. Hayoz, C. Oedman, I. Mallabiabarrena, and L. K. Von Segesser. 2001. "Systolic Axial Artery Length Reduction: An Overlooked Phenomenon in Vivo." *American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology* 280 (5): H2300–2305.
- Udesen, J., and J. A. Jensen. 2006. "Investigation of Transverse Oscillation Method." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 53 (5): 959–71.
- Vappou, J., J. Luo, and Elisa E. Konofagou. 2010. "Pulse Wave Imaging for Noninvasive and Quantitative Measurement of Arterial Stiffness in Vivo." *American Journal of Hypertension* 23 (4): 393–98. doi:10.1038/ajh.2009.272.
- Vappou, J., J. Luo, K. Okajima, M. Di Tullio, and E. Konofagou. 2011. "Aortic Pulse Wave Velocity Measured by Pulse Wave Imaging (PWI): A Comparison with Applanation Tonometry." *Artery Research* 5 (2): 65–71. doi:10.1016/j.artres.2011.03.002.
- Varray, F., and H. Liebgott. 2013a. "An Alternative Method to Classical Beamforming for Transverse Oscillation Images: Application to Elastography." In *Biomedical Imaging (ISBI), 2013 IEEE 10th International Symposium on*, 716–19. doi:10.1109/ISBI.2013.6556575.
- . 2013b. "Multi-Resolution Transverse Oscillation in Ultrasound Imaging for Motion Estimation." *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 60 (7): 1333–42. doi:10.1109/TUFFC.2013.2707.
- Veen, B., and K. Buckley. 2009. "Beamforming Techniques for Spatial Filtering." In *Wireless, Networking, Radar, Sensor Array Processing, and Nonlinear Signal Processing*, by V. Madisetti, 20091678:1–22. CRC Press. <http://www.crcnetbase.com/doi/abs/10.1201/9781420046052-c2>.

- Warriner, R. K., K. W. Johnston, and R. S. C. Cobbold. 2008. "A Viscoelastic Model of Arterial Wall Motion in Pulsatile Flow: Implications for Doppler Ultrasound Clutter Assessment." *Physiological Measurement* 29 (2): 157–79. doi:10.1088/0967-3334/29/2/001.
- Weber, T., J. Auer, M. F. O'Rourke, E. Kvas, E. Lassnig, R. Berent, and B. Eber. 2004. "Arterial Stiffness, Wave Reflections, and the Risk of Coronary Artery Disease." *Circulation* 109 (2): 184–89. doi:10.1161/01.CIR.0000105767.94169.E3.
- Wells, P. N. T. 1977. *Biomedical Ultrasonics*. Medical Physics Series. London ; New York: Academic Press.
- Wijeyesundera, H. C. 2010. "Association of Temporal Trends in Risk Factors and Treatment Uptake With Coronary Heart Disease Mortality, 1994-2005." *JAMA* 303 (18): 1841. doi:10.1001/jama.2010.580.
- Yeung, F., S. F. Levinson, D. Fu, and K. J. Parker. 1998. "Feature-Adaptive Motion Tracking of Ultrasound Image Sequences Using a Deformable Mesh." *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17 (6): 945–56. doi:10.1109/42.746627.
- Zahnd, G. 2012. "Estimation of the Bi-Dimensional Motion of the Arterial Wall in Ultrasound Imaging with a Combined Approach of Segmentation and Speckle Tracking." INSA de Lyon. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00835828>.
- Zahnd, G., L. Bousset, A. Marion, M. Durand, P. Moulin, A. Sérusclat, and D. Vray. 2011a. "Measurement of Two-Dimensional Movement Parameters of the Carotid Artery Wall for Early Detection of Arteriosclerosis: A Preliminary Clinical Study." *Ultrasound in Medicine & Biology* 37 (9): 1421–29. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2011.05.843.
- Zahnd, G., L. Bousset, A. Marion, M. Durand, P. Moulin, A. Sérusclat, and Didier Vray. 2011b. "Measurement of Two-Dimensional Movement Parameters of the Carotid Artery Wall for Early Detection of Arteriosclerosis: A Preliminary Clinical Study." *Ultrasound in Medicine & Biology* 37 (9): 1421–29. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2011.05.843.
- Zahnd, G., M. Orkisz, S. Balocco, A. Serusclat, P. Moulin, and Didier Vray. 2014. "Tracking Arterial Wall Motion in a 2D+t Volume." In , 672–75. IEEE-EMBS. doi:10.1109/BHI.2014.6864453.
- Zahnd, G., M. Orkisz, A. Sérusclat, P. Moulin, and D. Vray. 2013. "Evaluation of a Kalman-Based Block Matching Method to Assess the Bi-Dimensional Motion of the Carotid Artery Wall in B-Mode Ultrasound Sequences." *Medical Image Analysis* 17 (5): 573–85. doi:10.1016/j.media.2013.03.006.
- Zahnd, G., M. Orkisz, A. Serusclat, and D. Vray. 2012. "Longitudinal Motion of the Carotid Artery Wall and Speckle Decorrelation Issue: Accurate Estimation Using a Kalman-Based Speckle Tracking Method." In , 1366–69. IEEE. doi:10.1109/ULTSYM.2012.0341.
- Zahnd, G., S. Salles, H. Liebgott, D. Vray, A. Sérusclat, and P. Moulin. 2015. "Real-Time Ultrasound-Tagging to Track the 2D Motion of the Common Carotid Artery Wall in Vivo." *Medical Physics* 42 (2): 820–30. doi:10.1118/1.4905376.
- Zahnd, G., D. Vray, A. Sérusclat, D. Alibay, M. Bartold, A. Brown, M. Durand, et al. 2012. "Longitudinal Displacement of the Carotid Wall and Cardiovascular Risk Factors: Associations with Aging, Adiposity, Blood Pressure and Periodontal Disease Independent of Cross-Sectional Distensibility and Intima-Media Thickness." *Ultrasound in Medicine & Biology* 38 (10): 1705–15. doi:10.1016/j.ultrasmedbio.2012.05.004.
- Zhu, Y. M., F. Peyrin, and R. Goutte. 1990. "The Use of a Two-Dimensional Hilbert Transform for Wigner Analysis of 2-Dimensional Real Signals." *Signal Processing* 19 (3): 205–20. doi:10.1016/0165-1684(90)90113-D.