



Traitement d'antenne adaptatif pour l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation

Maxime Polichetti

► To cite this version:

Maxime Polichetti. Traitement d'antenne adaptatif pour l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation. Acoustique [physics.class-ph]. Université de Lyon, 2019. Français. NNT : 2019LYSE1176 . tel-02437922

HAL Id: tel-02437922

<https://theses.hal.science/tel-02437922>

Submitted on 14 Jan 2020

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

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

N°d'ordre NNT :
2019LYSE1176



THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON

opérée au sein de
l'Université Claude Bernard Lyon 1

Ecole Doctorale N° 162
Mécanique - Energétique - Génie Civil – Acoustique

Spécialité de doctorat : Traitement du signal
Discipline : Imagerie ultrasonore

Soutenue publiquement le 01/10/2019, par :
Maxime POLICHETTI

Traitement d'antenne adaptatif pour l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation

Devant le jury composé de :

Adrian BASARAB	MCU	IRIT, Toulouse	Rapporteur
Sylvie MARCOS	DR	L2S, Gif sur Yvette	Rapporteuse
Emmanuelle CANET-SOULAS	PU	CarMeN, Lyon	Examinatrice
Jérôme GATEAU	CR	LIB, Paris	Examineur
Jérôme MARS	PU	Gipsa-Lab, Grenoble	Examineur
Christian CACHARD	PU	CREATIS, Lyon	Invité
Bruno GILLES	MCU	LabTAU, Lyon	Invité
François VARRAY	MCU	CREATIS, Lyon	Directeur de thèse
Barbara NICOLAS	CR	CREATIS, Lyon	Co-directrice de thèse
Jean-Christophe BERA	PU	LabTAU, Lyon	Co-directeur de thèse

Remerciements

Merci au jury pour l'intérêt porté à mon travail et le temps important passé à l'évaluer. J'emporte précieusement ses bons retours et bons conseils pour la suite !

Merci à mon armée d'encadrants : Barbara, François, Bruno, Jean-Christophe, et Christian pour ... tellement de choses ! Entre autres, merci pour la rigueur et l'intérêt à me conseiller dans mes idées au travers les réunions, les relectures et les répétitions en tous genres ; merci pour les échanges animés pour se convaincre nous-mêmes et les autres, témoignant de votre grande qualité d'écoute ; merci aussi pour votre enthousiasme partagé dans les moments de doutes et de victoires ! Merci Barbara pour toujours dire quand c'est "ok" ou "pas ok" et prendre le temps d'expliquer pourquoi... même quand c'est trop "fête de la science", c'est terriblement rassurant ! Merci François pour t'être moqué trop de fois de mon manque d'autonomie et de me bouger quand je m'enlise dans mes questions existentielles sur le pDAS, ça force à grandir ! Merci Bruno pour tes relectures d'une précision chirurgicale sans jamais écrire "bof" dans la marge, ça offre un incroyable soutien moral ! Merci Jean-Christophe pour ton enthousiasme en salle de manip' accompagné de tes grandes phrases "l'eau c'est une légende, ça ne coule pas", ça redonne le sourire face aux mésaventures expérimentales ! Merci Christian pour les grands échanges sur l'art d'enseigner à l'IUT et l'importance du choix des mots "construire/reconstruire", l'histoire "des drapeaux rouges et noirs"... ça fait prendre du recul et réfléchir !

Merci aux "copaïngues" de labo' ! Merci à ceux avec qui j'ai commencé mes premiers pas dans la recherche, puis avec qui nous en avons franchi les nombreux obstacles : Merci Vincent, Emeline, Matthieu, Tom, Willy ! Merci à ceux qui nous ont guidés et rassurés bien des fois : Merci Denis, Yanis, Emilia, Aneline, Seb, Paul ! Merci à ceux arrivés en cours de route avec un beau dynamisme et un grand soutien : Merci Valentin, Nina, Goulven, Florian, Maxime, Julia, Paolo ! Merci, pour cette super entraide et les super moments ! Mentions spéciales pour ceux sans qui cette expérience aurait été radicalement différente : Merci Vincent pour toutes ces discussions ultrasonores et philosophiques de grande qualité, ces longs weekends à la BU, mais aussi pour ce million de bons gros fous rires ; Merci "Maman Emeline", sans toi je serais encore coincé dans bien des situations... sur SIGED, devant chez moi, à St-Ex, devant le DAS de François, ou dans un des pays qu'on a écumés ensembles ; Merci Valentin pour cette volonté partagée de bien faire et bien comprendre pour décortiquer le signal et le beamforming à s'en torturer l'esprit : "Mais pourquoi ils font comme ça ! ?" ... en espérant continuer ce binôme un long moment ! Merci Matthieu pour les grandes discussions existentielles et les bons conseils "bien-être", je les emporte avec moi ! Merci Aneline, pour les bons conseils d'orientation de "vieille doctorante expérimentée" quand je me morfonds dans le doute et l'incertitude... je crois que je vais arrêter de me poser des questions et simplement te suivre... ça me va très bien jusque là !

Merci à toute l'équipe ultrasons de Creatis! Merci pour les bonnes discussions d'ultrasonneux que l'on a eues ces 4 ans! Merci pour les moments inoubliables en congrès aux 4 coins de la planète! En particulier, merci Adeline pour m'avoir fait découvrir la salle US avec une placidité à toute épreuve; merci Didier pour les aventures sonores à la "Fête de la Science"; merci Damien pour tous tes bons conseils, ton regard (trop? :P) critique sur le beamforming adaptatif et le projet "So you think you can DAS?"; enfin, merci à Chef Hervé pour la bonne énergie et la bonne dynamique que tu transmetts et instaures au sein de cette super équipe US!

Merci à tous les étudiants de la collaboration Creatis-LabTAU autour de ce projet d'imagerie de la cavitation, avec qui j'ai appris et échangé : Paul, Corentin, Maxime, et Audrey! Audrey bon courage pour la suite!

Merci à tous les collègues de Creatis pour les échanges quotidiens et les bons moments partagés en JDD, séminaires, soutenances! Merci particulièrement aux collègues de Blaise Pascal avec qui j'ai partagé 4 ans dans une très bonne ambiance et une belle entraide! Merci à mes super co-bureaux, Valentin et Vincent je vous renvoie quelques paragraphes au-dessus, Pei et Bingqing je vous remercie pour ces super leçons de chinois : Xie Xie! Merci Marion pour faire rayonner un peu de sud à Creatis, et toute ton aide! Merci Pierre pour les mille discussions sur l'escalier, pour ton soutien, et ta patience démesurée face à mon incompetence informatique! Enfin merci à Valentin et les triathlètes surentraînés pour ces épreuves épiques au lac de Miribel!

Merci aux collègues de l'IUT pour cette belle aventure d'ACE! Merci Bruno, Christian, Lorena, David, et Yanis pour m'avoir guidé, conseillé, transmis, encouragé durant les enseignements : une superbe expérience! Merci Valentin et Emeline pour le soutien et le partage d'expérience à former les traiteurs du signal du futur!

Merci à tous les collègues du LabTAU! Merci pour votre excellent accueil, même quand je venais accaparer sauvagement "LE" Verasonics et la si précieuse caméra optique!

Merci évidemment au LabEx CeLyA sans lequel je n'aurais pas pu présenter mon travail en congrès, partir en formation, et même vivre cette expérience! Merci notamment à Carine et Agnès qui m'ont bien aidé toutes ces années!

Merci à "M'sieur Mars" pour votre pédagogie et votre confiance! On ne se réveille pas un matin en se disant : "Un jour je serai le meilleur Traiteur du Signal" tout seul! Il faut au moins un bon professeur qui sait vous y initier et vous guider vers de belles expériences et de bonnes personnes!

Merci à tous ceux qui m'ont fait vivre des bons moments à Lyon! Merci Maxence pour m'avoir vendu Lyon comme la meilleure ville du monde... je commence à doucement adhérer à l'idée :P, merci pour tous les super moments, parfois à parler signal autour d'un bon verre, et de m'avoir fait découvrir les formidables "Kikouillous" lyonnais! Merci également à la super troupe de théâtre des "Cour a jeux" : Allez Hop Mission-Haut-Brion 21!

Merci à ma famille et mes amis de toujours, pour m'accompagner dans toutes mes aventures! Merci à mon père, ma mère et mon frère pour leur soutien inconditionnel : "On est une famille"! Merci à tous pour me faire grandir et me faire vivre de beaux moments! Merci notamment de m'écouter patiemment râler sur ma petite condition de doctorant torturé maladroitement exprimée, et pourtant me comprendre et trouver les mots pour me faire avancer! Vous m'inspirez tous dans mon quotidien!

Résumé

Ce travail s'intéresse au suivi spatio-temporel par imagerie ultrasonore de la cavitation acoustique, utilisée au cours de certaines techniques de thérapie par ultrasons, correspondant à la formation de bulles de gaz qui oscillent et éclatent. Initialement, la méthode TD-PAM (Time Domain Passive Acoustic Mapping, en anglais), a été développée pour cartographier l'activité de cavitation à partir des signaux acoustiques émis par les bulles, enregistrés passivement par une sonde linéaire d'imagerie ultrasonore. Toutefois, le TD-PAM souffre d'une trop faible résolution et de nombreux artefacts de reconstruction. De plus, il est lourd en temps de calcul car il est formalisé dans le domaine temporel (TD).

Pour pallier ces deux limitations, ce travail propose des méthodes avancées d'imagerie ultrasonore passive de la cavitation. Ce manuscrit s'articule autour de trois contributions principales :

- Une méthode adaptative originale a été formalisée dans le domaine temporel, reposant sur la compression d'amplitude des signaux ultrasonores par racine $p^{\text{ème}}$: le TD- p PAM. Cette approche améliore la résolution et le contraste des cartes de cavitation pour un temps de calcul équivalent au TD-PAM.
- La notion de matrice de densité inter-spectrale a été introduite pour l'imagerie de la cavitation. Dès lors, quatre méthodes d'imagerie dans le domaine de Fourier (FD) ont été étudiées, adaptées et comparées : le FD-PAM (non-adaptatif), la méthode Robuste de Capon FD-RCB (adaptatif, par optimisation), le Functional Beamforming FD-FB (adaptatif, par compression non-linéaire) et la méthode Multiple Signal Classification FD-MUSIC (adaptatif, par projection en sous-espaces).
- Les performances de ces méthodes FD ont été étudiées expérimentalement *in vitro* avec une comparaison par imagerie optique. Les méthodes adaptatives FD proposées ont démontré leur potentiel à améliorer le suivi spatio-temporel des bulles. Le FD-RCB offre une localisation supérieure au FD-PAM mais souffre d'une importante complexité algorithmique. Les performances du FD-FB sont intermédiaires à celles du FD-PAM et du FD-RCB, pour une complexité de calcul équivalente au FD-PAM. Le FD-MUSIC a le potentiel de mettre en évidence de faibles sources acoustiques, mais ne conserve pas leurs quantifications relatives.

Table des matières

Table des matières	i
Abréviations	v
Introduction	1
Chapitre 1. Imagerie ultrasonore de la cavitation pour la thérapie par ultrasons	3
1.1 Principes et contrôles de la cavitation pour la thérapie par ultrasons	3
1.1.1 La thérapie par ultrasons	4
1.1.2 Le phénomène de cavitation	5
1.1.3 Les techniques de suivi ultrasonore de la cavitation	7
1.1.4 Critères d'évaluation pour l'imagerie passive de la cavitation	11
1.2 Etat de l'art de l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation	11
1.2.1 Principe de l'écoute passive	12
1.2.2 Imagerie passive dans le domaine temporel	14
1.2.2.1 Méthode non-adaptative : TD-PAM (conventionnelle) . .	15
1.2.2.2 Méthodes adaptatives de Capon et Capon robuste : TD-CB et TD-RCB	20
1.2.2.3 Méthode adaptative de pondération par le facteur de cohérence de phase : TD-PCF	26
1.2.2.4 Bilan sur les méthodes temporelles	29
1.2.3 Imagerie passive dans le domaine de Fourier	30
1.2.3.1 Principe de l'écoute passive : du domaine temporel au domaine de Fourier	30
1.2.3.2 Méthode non-adaptative : FD-PCI	31
1.3 Conclusions	34
1.3.1 Bilan de l'état de l'art	34
1.3.2 Contributions et objectifs	34
Chapitre 2. Imagerie passive dans le domaine temporel par compression d'amplitude non-linéaire : méthodologie et processus de validation en simulation	37
2.1 Méthode d'imagerie par compression d'amplitude non-linéaire : TD- <i>p</i> PAM	38
2.1.1 Préambule : de l'imagerie active au TD- <i>p</i> PAM	38
2.1.2 Méthodologie du TD- <i>p</i> PAM	39
2.2 Métriques d'évaluation pour la qualité d'image	42

2.2.1	Résolution	42
2.2.2	Contraste	44
2.3	Modèles de simulation	44
2.3.1	Sonde ultrasonore et propagation acoustique	44
2.3.2	Cavitation stable	45
2.3.3	Cavitation inertielle	45
2.3.4	Deux types de configuration : bulle unique ou nuage	46
2.4	Evaluation en simulation de la méthode TD- p PAM	47
2.4.1	Influence du paramètre p sur la qualité d'image	47
2.4.2	Evaluation du TD- p PAM sur modèle de nuage de bulles	52
2.4.3	Discussions et conclusions sur le TD- p PAM	53
2.5	Conclusions	55

Chapitre 3. Imagerie passive dans le domaine de Fourier via la matrice de densité inter-spectrale **57**

3.1	Méthodologie pour l'imagerie passive FD via la matrice de densité inter-spectrale	58
3.1.1	Lien entre la position de la source et la CSM	58
3.1.2	Estimation robuste de la CSM	60
3.1.3	Utilisation de la CSM pour l'imagerie passive	62
3.1.3.1	Notions préliminaires	62
3.1.3.2	Méthode non-adaptative : FD-PAM	63
3.1.3.3	Méthode adaptative de Capon robuste : FD-RCB	66
3.1.3.4	Méthode adaptative Functional Beamforming : FD-FB	71
3.1.3.5	Méthode adaptative Multiple Signal Classification : FD-MUSIC	76
3.1.4	Conclusions	80
3.2	Evaluation en simulation des méthodes adaptatives FD	80
3.2.1	Influence de l'estimation de la CSM sur les méthodes FD	81
3.2.2	Performances des méthodes adaptatives FD	85
3.2.2.1	Analyse préliminaire pour le FD-PAM	85
3.2.2.2	Influence du paramètre ϵ pour le FD-RCB	85
3.2.2.3	Influence du paramètre p pour le FD-FB	88
3.2.2.4	Influence du paramètre K_s pour le FD-MUSIC	90
3.2.3	Conclusions	92
3.3	Evaluation <i>in vitro</i> des méthodes FD sur fil vibrant	92
3.3.1	Description de l'expérience de fil vibrant	93
3.3.1.1	Dispositif expérimental	93
3.3.1.2	Jeux de données	95
3.3.2	Analyse préliminaire des cartes de localisation passive sur un fil vibrant	98
3.3.3	Analyses des cartes de localisation passive sur deux fils vibrants	100
3.3.3.1	Influence de l'analyse fréquentielle	100
3.3.3.2	Influence du paramètre d'adaptativité	102

3.3.3.3	Performances de localisation et comparaison des méthodes adaptatives FD	104
3.3.4	Discussions	107
3.4	Conclusions	109
Chapitre 4. Evaluation <i>in vitro</i> des méthodes d'imagerie passive dans le domaine de Fourier sur bulles de cavitation		111
4.1	Montage expérimental	111
4.1.1	Formation de nuages de bulles de cavitation	112
4.1.2	Système d'imagerie de la cavitation	112
4.1.2.1	Imagerie ultrasonore	112
4.1.2.2	Imagerie optique	114
4.1.2.3	Synchronisation et recalage d'images	114
4.2	Analyse des données brutes	116
4.2.1	Analyse des images optiques	116
4.2.2	Analyse des signaux ultrasonores de cavitation	117
4.3	Analyse des cartes de localisation obtenues par imagerie ultrasonore passive	120
4.3.1	Intérêt de l'analyse fréquentielle	120
4.3.2	Performances de localisation de source de cavitation par méthodes adaptatives FD	123
4.3.2.1	Localisation d'une source de cavitation seule	123
4.3.2.2	Localisation de deux sources de cavitation	125
4.4	Discussions et conclusions	132
Conclusions et perspectives		133
Annexe A. Imagerie ultrasonore active par compression non-linéaire d'amplitude : <i>p</i>DAS		141
A.1	Principe de l'imagerie active (échographie)	141
A.2	Reconstruction d'image et compression d'amplitude via la racine $p^{\text{ème}}$: <i>p</i> DAS	143
A.3	Conclusion	144
Annexe B. Les différents formalismes pour la formation de voies non-adaptative		147
Annexe C. Cartes de cavitation pour différentes fréquences de reconstruction		149
Annexe D. Choix du paramètre K_s pour le FD-MUSIC		151
Bibliographie		159
Liste des communications		161
Activités complémentaires		163

Abréviations

CAR	:	<i>Cavitation-to-Artifact Ratio</i>
CB	:	<i>Capon Beamforming</i>
CSM	:	<i>Cross Spectral Matrix</i>
EVD	:	<i>EigenValue Decomposition</i>
FB	:	<i>Functional Beamforming</i>
FD	:	<i>Fourier Domain</i>
HIFU	:	<i>High Intensity Focused Ultrasound</i>
MUSIC	:	<i>MUltiple SIgnal Classification</i>
PAM	:	<i>Passive Acoustic Mapping</i>
PCD	:	<i>Passive Cavitation Detection</i>
PCF	:	<i>Phase Coherence Factor</i>
PCI	:	<i>Passive Cavitation Imaging</i>
PSF	:	<i>Point Spread Function</i>
RCB	:	<i>Robust Capon Beamforming</i>
RSB	:	Rapport Signal à Bruit
RX	:	Mode Réception
TD	:	<i>Time Domain</i>
TX	:	Mode Transmission

Les versions anglaises en italique ont été conservées pour rester cohérent avec la littérature.

Introduction

L'imagerie acoustique, par définition, consiste à « construire des images avec du son ». Cela regroupe l'ensemble des techniques visant à représenter un objet ou une région de l'espace à l'aide d'ondes sonores : il est alors possible de se repérer dans un environnement sans le voir directement avec nos yeux. L'exemple emblématique est celui de la chauve-souris : cet animal nocturne se repère et localise ses proies grâce aux échos des cris qu'il émet. Il s'agit d'une technique d'imagerie acoustique active : les ondes sonores sont émises spécifiquement pour construire l'image. Toutefois, en considérant le seul bruit ambiant il est possible de localiser les sources acoustiques présentes : ce sont les techniques d'imagerie acoustique passive. Par exemple, les sous-marins navigant en profondeur utilisent leur système SONAR (SOund Navigation And Ranging, en anglais) passivement pour détecter les navires bruyants alentours. Dans les deux cas, les ondes sonores considérées sont riches en information et sont enregistrées via des antennes acoustiques composées d'une dizaine à plusieurs centaines de capteurs. Ces derniers convertissent alors l'onde en un jeu de signaux électriques révélateurs de la position des différents objets présents dans le milieu ou bien de leurs caractéristiques physiques. Mais encore faut-il être capable d'interpréter ces signaux.

Les techniques de traitement du signal, et plus particulièrement de traitement d'antenne, ont pour but d'exploiter la cohérence et la diversité des signaux reçus sur les différents capteurs : elles extraient et sélectionnent les informations véhiculées par les ondes acoustiques. En particuliers, les méthodes d'imagerie sont appelées des « formateurs de voies » (Beamforming, en anglais) et ont été développées tout au long du XX^{ème} siècle dans de nombreux domaines (*e.g.* télécommunications, imagerie médicale, contrôle non-destructif). Les techniques de formation de voies sont spécifiques à chaque application dans la mesure où les caractéristiques des ondes, les milieux de propagation, les géométries d'antennes ainsi que les informations recherchées diffèrent. De plus, pour chaque application, ces techniques tendent à se complexifier pour accroître leurs performances (*e.g.* qualité ou stabilité des images acoustiques).

Ce travail s'intéresse à une sous-partie de l'imagerie acoustique : l'imagerie médicale ultrasonore (les ondes mises en jeu sont alors dans une gamme de fréquences au-delà du seuil de l'audible). Plus précisément, il s'agit d'étudier, de comparer et de développer des méthodes de formation de voies avancées pour le suivi spatio-temporel des bulles de gaz créées par le phénomène de cavitation acoustique. Ce dernier est un phénomène physique complexe, utilisé par certaines techniques de thérapie par ultrasons.

Le chapitre 1 introduit la thérapie par ultrasons et le phénomène de cavitation acoustique. Il précise les motivations de l'imagerie ultrasonore passive des bulles de

cavitation au cours des gestes de thérapie. L'état de l'art des formateurs de voies existants pour cette application est établi : la méthode conventionnelle et les approches les plus avancées sont détaillées, avec des formalismes mathématiques dans le domaine temporel ou le domaine de Fourier. Enfin, les objectifs de la thèse et les contributions de ce travail sont exposés.

Le chapitre 2 présente une méthode de formation de voies non-linéaire développée dans le domaine temporel. La méthodologie de validation en simulation des formateurs de voies est également décrite.

Le chapitre 3 introduit la notion de matrice de densité inter-spectrale, pour l'imagerie passive de la cavitation dans le domaine de Fourier. Dès lors, quatre formateurs de voies, inspirés de la littérature de l'imagerie acoustique aérienne et sous-marine, sont proposés pour cette application. Ces méthodes sont évaluées en simulation et en conditions expérimentales *in vitro* pour la localisation d'un fil vibrant dans une cuve d'eau.

Le chapitre 4 est une étude préliminaire des quatre méthodes présentées au chapitre 3, et de leur capacité à assurer un suivi spatio-temporel de véritables bulles de cavitation dans une cuve d'eau. Cette étude compare les images acoustiques obtenues à des images acquises par caméra optique rapide.

La dernière partie du manuscrit conclut ce travail et propose plusieurs perspectives.

Chapitre 1

Imagerie ultrasonore de la cavitation pour la thérapie par ultrasons

L'imagerie acoustique a pour but de cartographier un milieu via des antennes qui enregistrent les sons ou ultrasons émis par les sources qui le composent. Il existe autant de techniques d'imagerie que d'applications, et qui dépendent des caractéristiques des sources acoustiques, des géométries d'antennes utilisées, des paramètres à cartographier... Ce chapitre expose les notions nécessaires pour comprendre le contexte, les motivations, et les objectifs de ce travail de thèse sur l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation. La première section présente le contexte de la thérapie par ultrasons, le phénomène de cavitation et les différents modes d'imagerie ultrasonore. Ensuite, l'état de l'art pour l'imagerie passive de la cavitation est exposé, en particulier, les limites de la méthode conventionnelle et les méthodes avancées qui y répondent. Enfin, les objectifs et les contributions proposées sont précisés.

1.1 Principes et contrôles de la cavitation pour la thérapie par ultrasons

La cavitation est un phénomène physique complexe qui correspond à la formation et à la dynamique d'une bulle de gaz dans un liquide soumis à une forte variation de pression, notamment d'importantes dépressions [1]. Dans de nombreux cas, elle apparaît comme un phénomène chaotique et destructeur. Par exemple, ce sont des bulles de cavitation qui apparaissent et explosent à la surface des hélices de bateaux ou dans les pompes hydrauliques à très grandes vitesses, et qui en détériorent les parois [2]. Dans le monde animal, la crevette-pistolet claque sa pince si violemment qu'elle crée des bulles de cavitation pour assommer ses proies et se défendre [3].

Dans de nombreuses applications industrielles et médicales, la cavitation et ses effets destructeurs sont générés et contrôlés grâce aux ondes ultrasonores [4, 5]. Cette section introduit le contexte et les principes de la thérapie par ultrasons. Ensuite, la cavitation et ses effets sont exposés dans le contexte médical. Enfin, les différents modes d'imagerie ultrasonore existants pour le contrôle de la cavitation sont présentés. Cette dernière partie montre en quoi l'imagerie ultrasonore passive est un outil très prometteur pour le contrôle

de la cavitation dans les applications thérapeutiques.

1.1.1 La thérapie par ultrasons

La thérapie ultrasonore s'est développée tout au long du XX^{ème} siècle [6]. Elle résulte d'une association de savoirs allant de la biologie à la physique des ondes en passant par l'électronique, les sciences des matériaux, et bien d'autres. Les applications cliniques sont très nombreuses [7] : traitements de la cataracte, du cancer de la prostate, des calculs rénaux, administration médicamenteuse ciblée... Ces traitements suscitent un fort intérêt clinique. En effet, la grande majorité sont des traitements en ambulatoire sur une seule séance, sont peu ou non-invasifs (utilisation de sondes extracorporelles ou endo-rectales), n'impliquent pas une lourde anesthésie, et comportent peu d'effets secondaires (*e.g.* en rapport de la radiothérapie) [8]. Dans toutes ces applications, les effets thermiques et/ou mécaniques des ultrasons sont mis en jeu.

Les ultrasons sont des ondes acoustiques qui se propagent dans un milieu matériel (eau, air, pièce métallique, tissus biologiques), et dont les fréquences sont supérieures à 20 kHz (seuil de l'audible). Plus précisément, ils correspondent à la propagation d'une variation locale de la pression. Ils sont classiquement générés et captés par des éléments piézo-électriques. Dans le domaine médical, selon les fréquences et les niveaux d'énergie transmis, les ultrasons sont utilisés pour le diagnostic ou la thérapie. Pour des variations de pression en-dessous de 1 MPa, leur application concerne le diagnostic par imagerie ultrasonore ou échographie [9]. Dans ce cas, les ondes ultrasonores ne font que traverser les tissus biologiques sans les modifier. Au-delà de 1 MPa, c'est le domaine de la thérapie ultrasonore : l'énergie mise en jeu est bien plus importante, au point d'induire des effets biologiques dans les tissus [10].

Dans un grand nombre d'applications thérapeutiques, un transducteur focalisé (Fig. 1.1.a) est utilisé pour créer un champ ultrasonore convergeant en un point focal (*e.g.* comme le ferait une lentille optique). Cette technique est désignée par l'acronyme HIFU (High Intensity Focused Ultrasound, en anglais). La Figure 1.1.b illustre comment les ultrasons se propagent dans les tissus sains sans les endommager (peau, muscle, gras, vaisseau), et convergent au foyer de thérapie. En fonction des fréquences et des niveaux d'amplitude transmis, des effets thermiques et mécaniques sont créés au niveau de cette tache focale préalablement positionnée pour traiter le tissu cible (caillot, tumeur) [8]. D'une part, la friction des particules microscopiques mises en mouvement se dissipe sous forme de chaleur à cause de la viscosité des tissus. Une des applications est, par exemple, l'ablation thermique qui consiste à suffisamment élever la température pour conduire à la mort cellulaire (*e.g.* pour le traitement des tumeurs). D'autre part, pour des fortes variations de pression, les gaz dissouts dans les tissus se concentrent pour donner naissance à des bulles de gaz qui oscillent et explosent : c'est le phénomène de cavitation [11]. Les effets thermiques sont alors renforcés, et des effets mécaniques apparaissent [4, 5]. Ces derniers sont très intéressants pour la destruction des calculs rénaux ou des caillots sanguins.

Une bonne compréhension de la cavitation est donc essentielle puisqu'elle est à l'origine de nombreux effets mécaniques utilisés en thérapie ultrasonore et en accentue les effets thermiques.

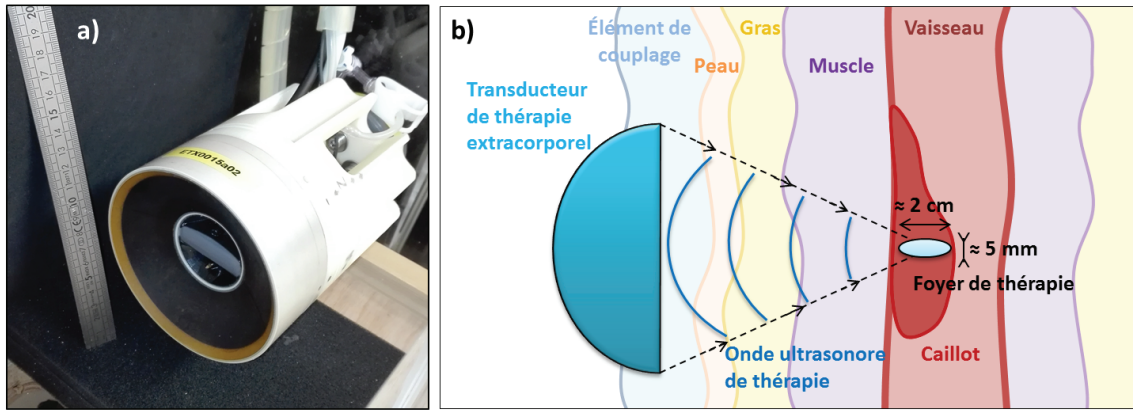


FIGURE 1.1 – a) Photo d’un transducteur de thérapie HIFU (High Intensity Focused Ultrasound). b) Schéma de principe de la thérapie par ultrasons focalisés. L’exemple de la thrombolyse extracorporelle est illustré. Un transducteur de thérapie transmet des ultrasons au travers des tissus sains (peau, gras, muscle, vaisseau), pour atteindre le caillot sanguin à détruire. La géométrie de la sonde permet de concentrer l’énergie acoustique au foyer de thérapie (ou tache focale) positionné par le thérapeute au niveau de la cible à traiter, ici le caillot. Lorsque la fréquence transmise est de l’ordre du MHz, le foyer de thérapie se situe à quelques centimètres sous la surface de la peau et s’étend sur 1 ou 2 cm de profondeur pour quelques millimètres de large.

1.1.2 Le phénomène de cavitation

La cavitation correspond à la formation de bulles de gaz dans un liquide soumis à de fortes variations de pression, notamment d’importantes dépressions, ainsi qu’à leur dynamique (croissance, oscillation, implosion) [1, 11]. Lorsqu’il y a plusieurs bulles, le terme « nuage de cavitation » est utilisé. En pratique, la formation d’une bulle est possible grâce aux gaz dissouts dans les tissus, ou grâce à des petites poches d’air présentes aux interfaces ou encore sur les impuretés du milieu. Deux régimes de cavitation sont distingués. En augmentant progressivement la pression transmise, un premier seuil est franchi : les bulles apparaissent et sont dans un régime stable. Si la pression augmente encore, un second seuil est atteint : les bulles se trouvent alors dans le régime inertiel.

La cavitation stable correspond à l’oscillation entretenue d’une bulle de gaz dont le rayon varie relativement peu autour de sa position d’équilibre (Fig. 1.2.a). La cavitation stable a le potentiel d’accroître les effets thermiques des ultrasons. En effet, le signal ultrasonore qui est diffusé par les bulles contient des composantes à des fréquences harmoniques supérieures à celle d’excitation. Les hautes fréquences étant d’autant plus absorbées par les tissus qu’elles sont élevées, la température augmente de manière plus marquée dans cette région [8].

La cavitation inertielle correspond à une augmentation rapide et forte du rayon des bulles de gaz soumises à une importante dépression suivie de leur violente implosion due à la pression ambiante (Fig. 1.2.b). Le signal acoustique émis est alors large bande. La température et la pression s’élèvent fortement de manière très localisée donnant lieu à des ondes de choc et des micro-jets de fluide qui impactent potentiellement les surfaces solides. De plus, chaque bulle peut alors se diviser en plusieurs petites bulles, et suivre le même comportement [11].

La création et la dynamique du nuage de cavitation dépendent, entre autres, du choix des paramètres d'excitation (fréquence, amplitude, durée), du milieu traversé par les ultrasons (coefficients d'absorption et d'atténuation), de la présence d'interfaces, d'impuretés, de gaz dissouts dans le milieu. De plus, tout au long de la thérapie, l'apparition des bulles de gaz et l'augmentation de température modifient les coefficients de propagation acoustique (réflexion, absorption et atténuation). Pour toutes ces raisons, la cavitation est considérée comme un phénomène complexe, largement non-linéaire, et chaotique. Par conséquent, des bulles de cavitation peuvent apparaître en-dehors de la tache focale de la sonde de thérapie.

Une bonne compréhension de la dynamique d'un nuage de cavitation est donc nécessaire, afin de mettre au point des traitements par ultrasons efficaces, reproductibles et sans effets néfastes. De nombreuses techniques pour observer la cavitation ont été développées [12]. Par exemple, les caméras optiques ultra-rapides offrent une visualisation à haute résolution de la dynamique d'une bulle (qui peut mesurer seulement quelques micromètres) ou d'un nuage de bulle de 10^3 à 10^5 images par seconde, en cuve d'eau. Ces observations montrent que le comportement n'est pas uniforme au cours du tir ultrasonore [13] : les bulles apparaissent progressivement, se déplacent, interagissent et disparaissent.

Pour contrôler et comprendre le phénomène de cavitation au cours de la thérapie ultrasonore, il n'est pas nécessaire de suivre chaque bulle individuellement. Il s'agit plutôt d'imager la dynamique du nuage global de bulles au sein des tissus biologiques. Pour cela, l'imagerie ultrasonore est un bon candidat : elle est applicable en milieu opaque à des cadences d'acquisition de plusieurs kilohertz, pour des résolutions de l'ordre du millimètre (cohérentes avec la taille des nuages nécessaires pour former une lésion de l'ordre du centimètre) [14].

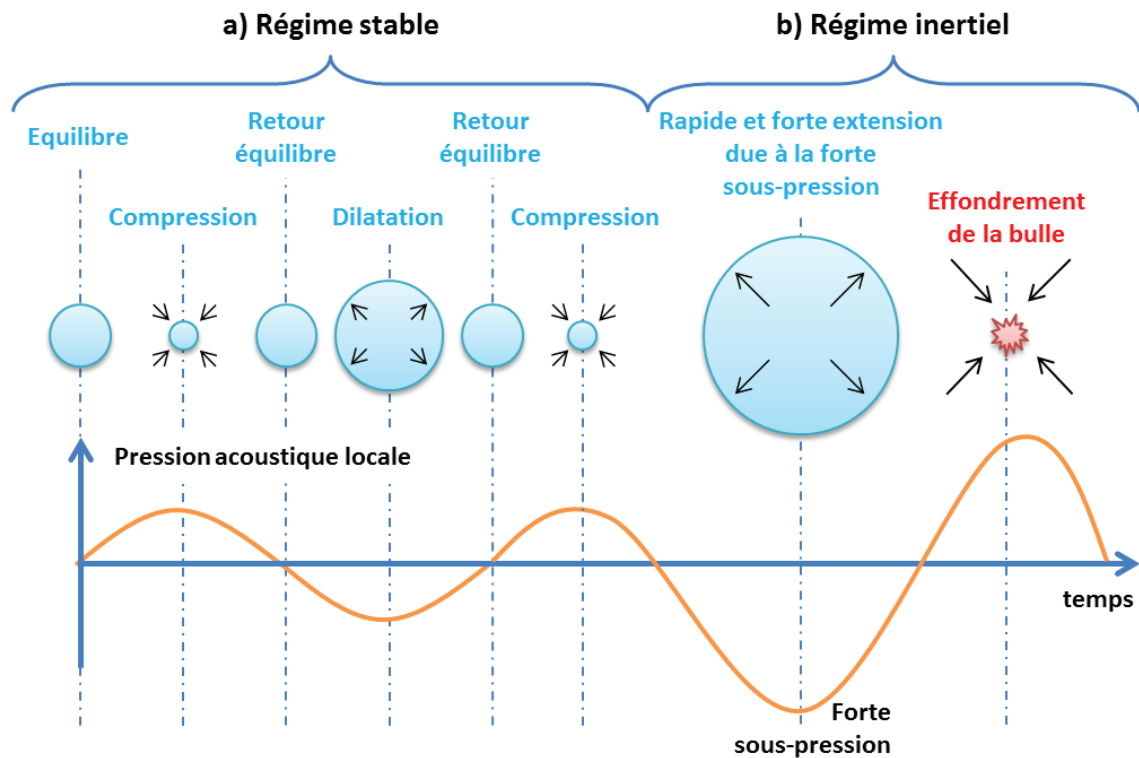


FIGURE 1.2 – Schéma (simplifié) illustrant la relation entre la pression acoustique induite par les ultrasons et la dynamique de la bulle. Pour des sur-pressions la bulle se comprime, pour des sous-pressions elle se dilate. a) Pour des variations de pression relativement faibles, la bulle oscille proche de son rayon d'équilibre : c'est le régime stable. b) Lorsqu'une forte sous-pression a lieu, la bulle se dilate considérablement (jusqu'à plusieurs fois son rayon d'équilibre) puis sous l'effet de la pression ambiante elle s'effondre sur elle-même : c'est le régime inertiel.

1.1.3 Les techniques de suivi ultrasonore de la cavitation

Bien que la thérapie par ultrasons soit déjà utilisée pour plusieurs applications cliniques (lithotritie, ablation de tumeurs), certains traitements sont encore en phase d'évaluation ou de recherche (thrombolyse ultrasonore, ouverture de la barrière hémato-encéphalique) [7]. Le développement des nouvelles thérapies par ultrasons nécessite une meilleure compréhension et un suivi fiable de la cavitation afin d'adapter le traitement en temps-réel [15]. Notamment, les informations recherchées sont l'évolution au cours du temps de la position du nuage et de son régime. A noter que la taille des bulles (de quelques micromètres à quelques dixièmes de millimètres) n'est pas une information prioritaire pour le suivi de la thérapie : l'essentiel est de savoir, au cours du temps, où le nuage global agit et la nature du régime de cavitation [16, 17, 18, 19].

Une des premières techniques utilisées est la détection passive de la cavitation (PCD pour Passive Cavitation Detection, en anglais). Un hydrophone directif est utilisé pour le suivi temporel de la cavitation générée au foyer de la sonde de thérapie. L'analyse temporelle et fréquentielle des signaux reçus permet de distinguer les différents régimes de cavitation. La Figure 1.3 illustre l'évolution du spectre fréquentiel des signaux acoustiques de cavitation en fonction de la pression acoustique transmise. D'une part, l'oscillation des bulles de cavitation stable génère des signaux à bande étroite, aux fréquences harmoniques,

Evolution du spectre en fonction de la pression émise

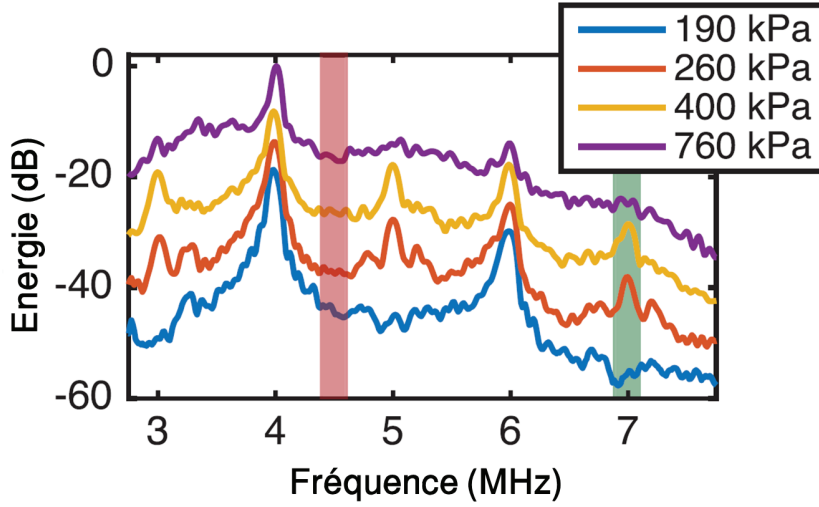


FIGURE 1.3 – Evolution du spectre des signaux de cavitation en fonction du niveau de pression transmis. Ici, la fréquence de tir f_{HIFU} est de 2 MHz. Les spectres sont représentés sur la bande passante de la sonde de réception entre [3.5 - 7.5] MHz. Pour un faible niveau de pression (bleu), seules des fréquences harmoniques existent (4 et 6 MHz). Pour des niveaux intermédiaires (rouge et orange), des fréquences ultra-harmoniques émergent (3, 5 et 7 MHz). Enfin, pour le plus haut niveau de pression (violet), le seuil de cavitation inertielle est franchi : il y a apparition d'un bruit large bande. Cette figure est tirée de [23]. Dans cette étude, la fréquence à 4.5 MHz (bande rose) est utilisée pour caractériser la cavitation inertielle large bande. La fréquence ultra-harmonique à 7 MHz (bande verte) est utilisée pour caractériser la cavitation stable.

sous-harmoniques et ultra-harmoniques¹ de celle de la fréquence de tir f_{HIFU} [1, 15]. D'autre part, lorsque les bulles de cavitation inertielle implosent, elles génèrent un bruit large bande. Associée à une boucle de rétroaction sur le transducteur HIFU, une régulation en temps-réel du régime de cavitation est possible [20, 21, 22]. Toutefois, reconstruire une cartographie de l'activité de cavitation n'est pas envisageable avec un hydrophone directif, focalisé sur le foyer de thérapie uniquement. Un évènement hors du foyer n'est pas localisé spatialement.

L'imagerie ultrasonore est un bon candidat pour assurer le suivi spatio-temporel de la cavitation tout au long de la thérapie [14]. Une sonde linéaire d'échographie médicale constituée classiquement d'une centaine d'éléments piézo-électriques ultrasonores (Fig. 1.4) est utilisée pour enregistrer les fronts d'onde acoustique se propageant dans les tissus. La courbure des fronts d'onde permet d'en déduire la position de la source émettrice (*e.g.* une bulle ou un nuage de cavitation). Trois modes d'imagerie existent dans la littérature : l'actif, le passif et le pseudo-passif. Ces techniques ne sont pas équivalentes et n'offrent pas les mêmes informations. Une rapide description est donnée pour comprendre la spécificité

1. Les harmoniques sont les multiples entiers de f_{HIFU} . Les sous-harmoniques et ultra-harmoniques correspondent à des fréquences telles que $\frac{a}{b}f_{HIFU}$, avec a et b des entiers naturels. Une sous-harmonique est par exemple $\frac{1}{2}f_{HIFU}$. Les ultra-harmoniques sont, par exemple, $\frac{3}{2}f_{HIFU}$, $\frac{5}{4}f_{HIFU}$.

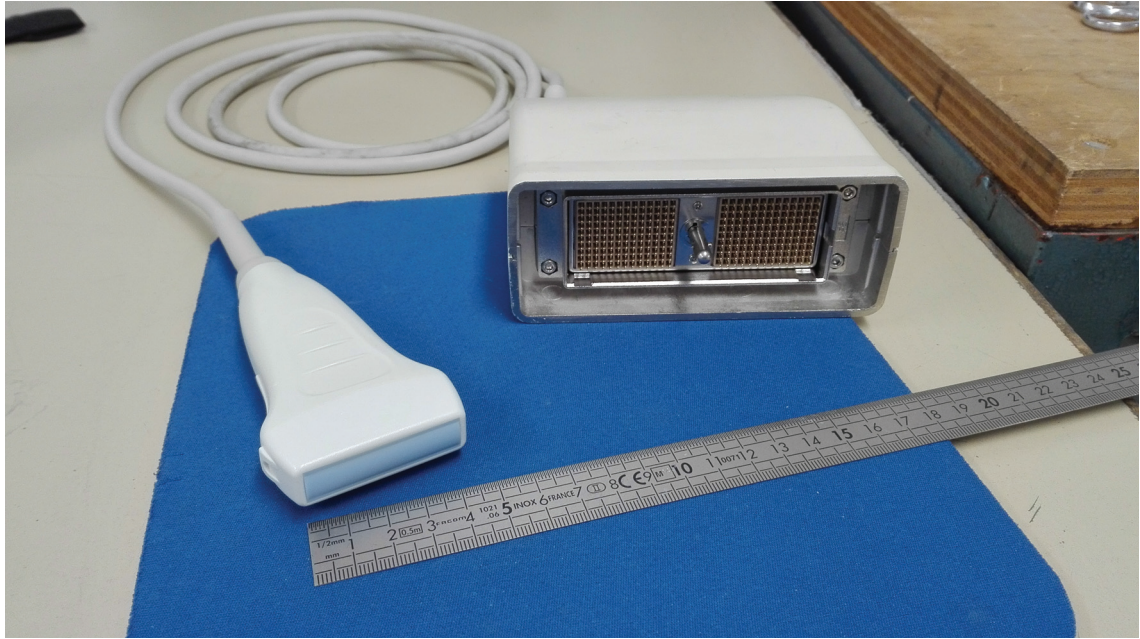


FIGURE 1.4 – Photographie d’une sonde linéaire utilisée en échographie (référence : sonde Verasonics L7-4, 128 éléments).

de chacune.

L’imagerie active utilise le principe de l’échographie, pour détecter les bulles résiduelles [14]. Elle est illustrée sur la Figure 1.5. Pendant le tir HIFU, un nuage de bulle est éventuellement créé et excité (a). Lorsque le tir HIFU est interrompu, des bulles résiduelles peuvent survivre plus ou moins proches de leur lieu de formation. La sonde d’imagerie prend alors le relai et fonctionne en émission/réception. Elle émet une impulsion ultrasonore dans le milieu (différente de l’onde HIFU) (b). Ensuite, la surface des bulles résiduelles réfléchit l’onde d’imagerie, sous la forme d’un écho qui retourne vers la sonde d’imagerie (c). L’onde d’imagerie transmise étant très courte temporellement, cela permet d’obtenir un front d’onde bien localisé en temps et donc une très bonne localisation spatiale, de l’ordre du millimètre. Toutefois, ce type d’acquisition est impossible durant le tir HIFU (e). En effet, l’écho utilisé pour repérer le nuage de bulles excitées serait noyé dans les ondes HIFU bien plus énergétiques. Les images sont donc acquises immédiatement après la fin du tir de thérapie, pour détecter les bulles de cavitation résiduelles avant qu’elles ne se dissolvent (b,c,e). Cette contrainte empêche donc le suivi temps-réel des bulles lors de leur excitation. Par conséquent, la position des bulles résiduelles est la seule information accessible. Or d’une part, celle-ci est potentiellement différente de la position des bulles au moment de l’excitation HIFU. De plus, l’écho d’imagerie ne contient aucune information sur les régimes de cavitation qui se sont développés [15].

L’imagerie ultrasonore passive consiste à utiliser la sonde d’imagerie en mode réception uniquement : elle n’émet aucune onde, et se contente de recevoir passivement les ondes acoustiques présentes dans le milieu. L’imagerie passive de la cavitation a été initialement proposée par Gyöngy et Coussios [24]. Dans ce cas, le signal d’excitation HIFU rétrodiffusé par le nuage de bulles est utilisé pour le localiser (d). L’analyse de ce signal permet de déterminer le régime dans lequel évolue le nuage de bulles, comme avec le PCD. De plus, l’approche passive est très intéressante car elle suit la cavitation pendant les tirs HIFU, en

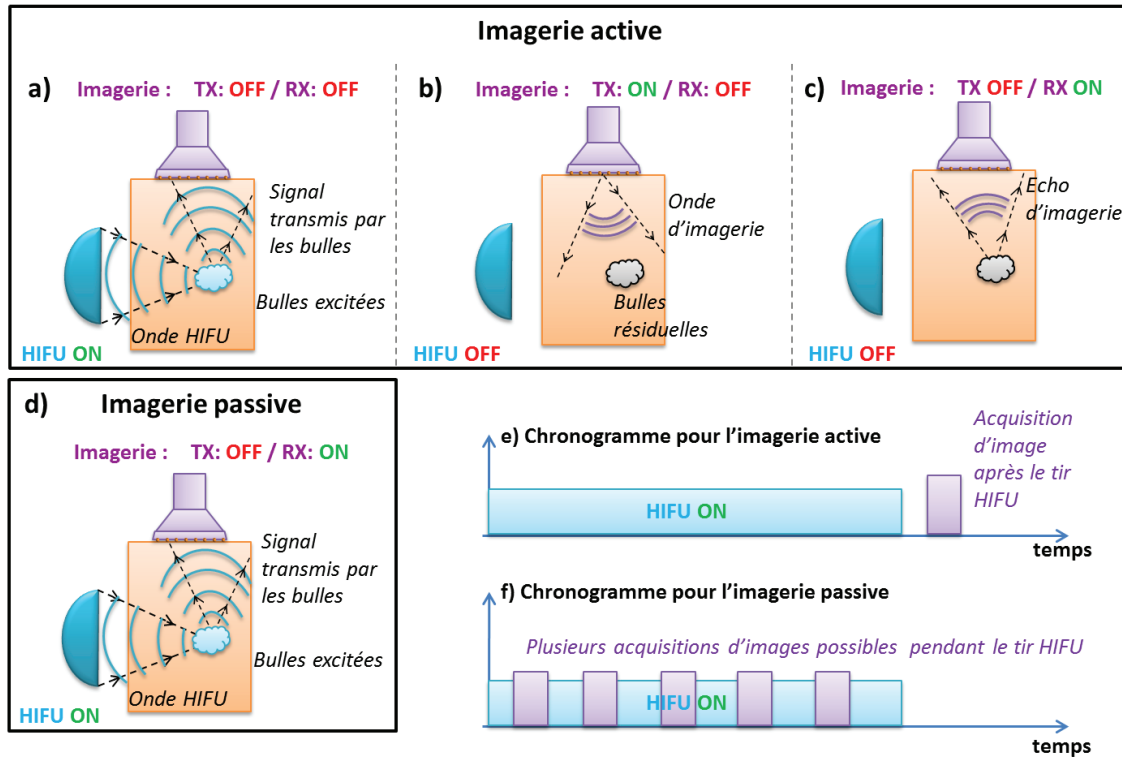


FIGURE 1.5 – Schémas de principe et chronogrammes pour l'imagerie active (a,b,c,e) et passive (d,f). Pour l'imagerie active, la sonde est en mode émission (notée TX) ou réception (notée RX). Afin que l'onde HIFU et celle d'imagerie n'interfèrent pas, l'acquisition de l'image (b,c) se fait après le tir HIFU (a), comme indiqué sur le chronogramme (e). Toutefois, seules des bulles résiduelles, qui subsistent après la fin du tir HIFU, sont détectées. L'imagerie passive, au contraire, utilise l'onde HIFU pour localiser les bulles (d). Des images sont donc réalisées tout au long du tir HIFU, comme indiqué sur le chronogramme (f).

temps-réel, et ce, quelle que soit la durée du tir (f). A noter que l'approche passive souffre d'une faible localisation spatiale car l'onde HIFU servant à imager le nuage de bulle est mal localisée en temps. Non seulement, elle est rarement aussi brève que l'onde d'imagerie active, mais aussi, l'instant d'excitation des bulles n'est pas connu.

L'imagerie pseudo-passive est à mi-chemin entre les approches active et passive [25, 26, 27]. La sonde d'imagerie est seulement en mode réception. Mais afin d'améliorer la localisation temporelle du signal émis par le nuage de bulles servant à le localiser spatialement, le processus de reconstruction tient compte des caractéristiques HIFU (instant et durée d'émission, position de la sonde). Cette approche n'est utilisable que pour des tirs HIFU très brefs (quelques cycles de sinusoïdes). Pour de longs tirs ultrasonores, la localisation temporelle du front d'onde se dégrade, le nuage de bulles est éventuellement mal localisés spatialement, ou peut même apparaître comme plusieurs nuages de bulle sur la même image [25, 26].

1.1.4 Critères d'évaluation pour l'imagerie passive de la cavitation

Le suivi spatio-temporel de la cavitation est essentiel pour comprendre et contrôler la dynamique des bulles et leurs effets physico-biologiques (thermiques et mécaniques) dans les tissus. Pour ces raisons, le développement des techniques d'imagerie passive est au coeur des thématiques de recherche de nombreux laboratoires et industries. Ce travail de thèse se concentre sur l'étude, le développement et la comparaison des techniques de traitement d'antenne pour l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation. Plusieurs caractéristiques sont à considérer pour comparer et améliorer les méthodes de la littérature :

- la **qualité d'image** est essentielle pour assurer une bonne localisation de la cavitation. Notamment, la résolution et le contraste sont à prendre en compte. En effet, en imagerie acoustique (active ou passive), une source ponctuelle n'est pas représentée par un point isolé sur les images. La source est représentée par un motif qui dépend, entre autres, de l'antenne et de la méthode d'imagerie utilisées. Ce motif est appelé « la fonction d'étalement du point » ou PSF (Point Spread Function, en anglais), elle est constituée d'un lobe principal et de lobes secondaires. Le lobe principal est généralement centré sur la source et ses dimensions donnent la résolution de la méthode. Les lobes secondaires sont des artefacts de reconstruction qui n'ont aucune signification physique et polluent l'image. Plus ils sont nombreux et de forte intensité, plus il est difficile d'identifier clairement le lobe principal (et donc la source) : le contraste de l'image se dégrade. Ces notions sont détaillées en section 1.2.2.1.
- la capacité à **distinguer les régimes de cavitation** stable et inertielle permet d'identifier quels effets (thermiques ou mécaniques) sont mis en jeu. Cette distinction est possible en analysant le contenu fréquentiel des émissions acoustiques des bulles.
- la **stabilité** des méthodes est importante pour disposer d'un outil fiable et robuste face aux différents contextes d'utilisation (sonde, rapport signal à bruit, configuration).
- la complexité et le **temps de calcul** des algorithmes doivent être, à terme, compatibles avec l'objectif de suivi en temps-réel de la cavitation.

La prochaine section constitue un état de l'art des méthodes de traitement d'antenne, depuis la méthode initialement proposée jusqu'aux plus avancées.

1.2 Etat de l'art de l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation

L'imagerie ultrasonore passive est une technique qui suit en temps-réel l'activité de cavitation à l'aide d'une sonde échographique linéaire qui enregistre les signaux acoustiques émis par les bulles de cavitation. Les méthodes de traitements d'antenne, ou de formation de voies, consistent à construire une cartographie de la puissance acoustique émise dans le milieu, notamment par les bulles de cavitation, à partir des signaux ultrasonores reçus

par la sonde d'imagerie. Cette section présente un état de l'art comprenant la méthode conventionnelle et les versions avancées de formation de voies.

En particulier, les limites de la méthode d'imagerie conventionnelle sont identifiées : 1) sa faible résolution ne permet pas toujours de localiser précisément la cavitation, 2) l'identification du régime de cavitation stable ou inertiel n'est pas possible, et 3) son implémentation dans le domaine temporel (TD pour Time Domain, en anglais) représente un très lourd temps de calcul. Dès lors, plusieurs variantes ont été proposées. D'une part, pour améliorer la localisation spatiale de la cavitation, des méthodes dites « adaptatives » ont été utilisées. Le comportement de tels algorithmes dépend des signaux reçus. D'autre part, des variantes ont été proposées dans le domaine de Fourier (FD pour Fourier Domain, en anglais). Elles réduisent considérablement les temps de calcul, et facilitent l'analyse fréquentielle des émissions acoustiques des bulles afin de distinguer le régime de cavitation.

Dans une première partie, le principe d'écoute passive est introduit. Ensuite, les méthodes de formation de voies, conventionnelle et avancées, dans le domaine temporel sont présentées. Ensuite, les approches dans le domaine de Fourier sont décrites. Afin de rendre cette partie pédagogique, chaque méthode est illustrée avec une simulation simple de source ponctuelle, suivie d'une analyse qualitative. Les critères de qualité d'image, caractérisation des régimes de cavitation, stabilité et temps de calcul sont pris en compte pour les comparer².

1.2.1 Principe de l'écoute passive

Les méthodes de formation d'image passives font abstraction de la partie thérapie. La partie HIFU est supposée en cours de tir (pour exciter les bulles et recevoir du signal sur la sonde d'imagerie) mais aucune hypothèse n'est faite sur la nature, l'instant d'émission ou la durée des signaux reçus. Le principe d'écoute passive est présenté ici, en supposant que le milieu est constitué d'une seule bulle, considérée comme une source ponctuelle. Dans un cas à plusieurs sources, le principe de superposition est appliqué.

La Figure 1.6 décrit la configuration considérée. Soit une source située en $\vec{r}_0$ émettant un signal $s(t)$ réel. Il est supposé ergodique³ et stationnaire au deuxième ordre⁴. Ce signal est reçu passivement par une sonde linéaire uniforme de N capteurs piézo-électriques, où n est l'indice du capteur ($n = 1...N$). La matrice $\mathbf{y}(\vec{r}_0, t)$ contient ces N observations, chacune constituée de N_t échantillons temporels, telle que :

$$\mathbf{y}(t) = [s(t - \tau_1(\vec{r}_0))...s(t - \tau_N(\vec{r}_0))]^T + \mathbf{b}(t), \quad (1.1)$$

avec $(.)^T$ l'opérateur de transposition, $\mathbf{b}(t)$ le bruit de chaque capteur (supposé centré et décorrélié spatialement) et $\tau_n(\vec{r}_0)$ le temps de vol de l'onde depuis la position $\vec{r}_0$ jusqu'à chaque capteur situé en $\vec{r}_n = [x = x_n; z = 0]$. x est l'axe latéral (parallèle à la sonde

2. Ce travail de thèse ne s'est pas concentré sur l'implémentation temps-réel. Par conséquent, les codes utilisés pour générer les cartes n'ont pas été optimisés pour réduire les temps de calcul, et n'ont pas fait l'objet d'analyses avancées. Ces mesures de temps d'exécution permettent néanmoins d'appréhender la complexité des méthodes.

3. Un processus est ergodique si ses moments statistiques sont égaux à ses moments temporels.

4. Un signal est stationnaire au second ordre, si son espérance et sa variance sont constants au cours du temps. Cette hypothèse autorise une exploitation facilitée de ces moments statistiques pour le développement des méthodes d'imagerie [28].

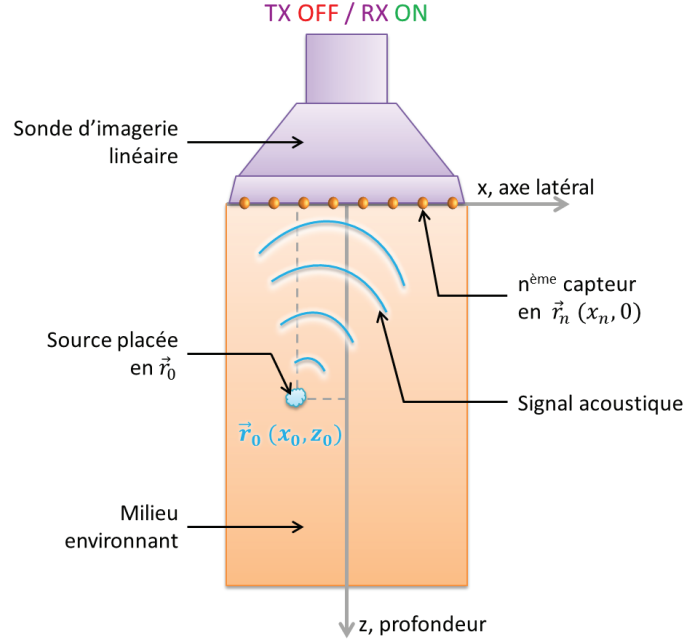


FIGURE 1.6 – Schéma de configuration pour l'imagerie ultrasonore passive. Une sonde linéaire uniforme enregistre passivement (*i.e.* le mode émission est désactivé, noté TX OFF, seul le mode réception est activé, noté RX ON) les signaux acoustiques émis par une source ponctuelle placée en $\vec{r}_0$. L'axe x est l'axe latéral, parallèle à la sonde. L'axe z est l'axe des profondeurs (ou dimension axiale).

linéaire) et z l'axe de profondeur (ou dimension axiale). En supposant que l'onde se propage de manière sphérique à une vitesse constante c , le temps de vol de l'onde depuis la position $\vec{r}_0$ jusqu'à chaque capteur situé en $\vec{r}_n$ est :

$$\tau_n(\vec{r}_0) = \frac{\|\vec{r}_n - \vec{r}_0\|}{c} = \frac{\sqrt{(x_0 - x_n)^2 + z_0^2}}{c}. \quad (1.2)$$

avec $\|\cdot\|$ la norme euclidienne. Ainsi, à chaque position $\vec{r}_0$ que prend la source, correspond un jeu de retards $\tau_n(\vec{r}_0)$ sur les capteurs.

◇ Illustration

La Figure 1.7 illustre le lien entre la position de la source, l'équation (1.2) et l'allure des signaux reçus par les capteurs, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz. Pour trois positions de sources différentes (a), les signaux reçus par la sonde sont représentés (b-d).

- Dans le cas d'une source proche de la sonde, centrée latéralement par rapport aux capteurs (source 1), les signaux obtenus sont ceux représentés en (b). Les signaux sont identiques d'un capteur à l'autre, au retard $\tau_n(\vec{r}_0)$ près : le retard est d'autant plus important que le capteur est loin de la source. La source étant centrée par rapport à la sonde, l'allure du front d'onde est donc symétrique.
- Si la source est décalée latéralement (source 2), les signaux obtenus sont ceux en (c). La courbure du front d'onde est relativement similaire au cas précédent (b), mais le

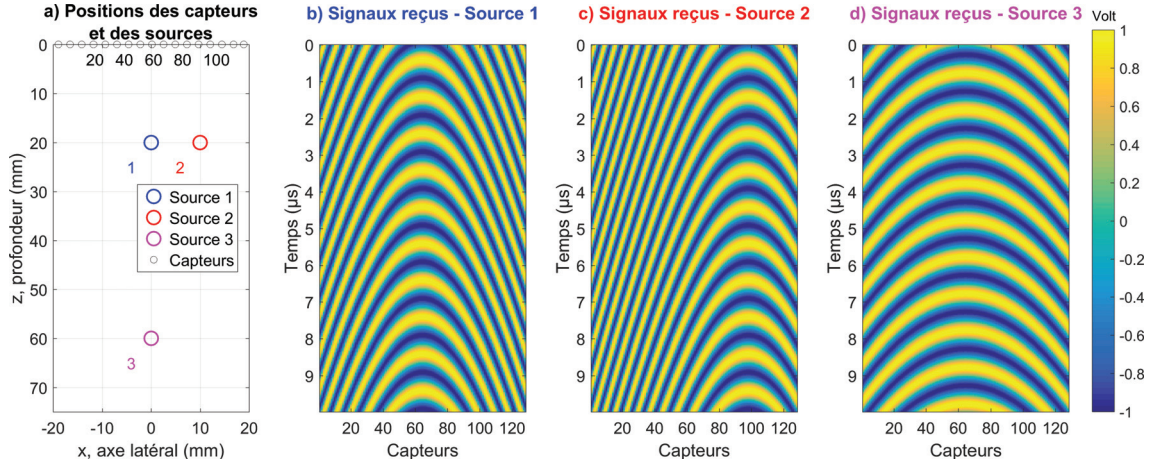


FIGURE 1.7 – Allures des signaux reçus $y(t)$ pour différentes positions $\vec{r}_0$ de la source, en simulation. La figure a) représente la position des 128 capteurs de la sonde linéaire en $z = 0$ mm. La sonde de largeur 38 mm est centrée latéralement en $x = 0$ mm. Trois simulations ont été réalisées pour trois positions de sources différentes. Les signaux reçus sont représentés pour b) la source 1 en $\vec{r}_0 = [0; 20]$ mm, c) la source 2 en $\vec{r}_0 = [10; 20]$ mm et d) la source 3 en $\vec{r}_0 = [0; 60]$ mm.

front d'onde n'est plus symétrique puisque la source n'est plus centrée par rapport à la sonde.

- Enfin, si la source est décalée en profondeur (source 3), les signaux obtenus sont ceux en (d). Le front d'onde est symétrique puisque la source est centrée par rapport à la sonde, et la courbure du front d'onde est moindre que lorsque la source est proche (b) : la différence des distances source-capteurs et donc des temps de vol sont moindres. Si la source était placée infiniment loin, un front d'onde plan serait observé.

En conclusion, il existe un lien direct entre la position de la source et le jeu de retards (*i.e.* l'allure du front d'onde) observé sur les signaux reçus par la sonde. Les méthodes de traitement d'antenne exploitent ce lien pour localiser la source : à partir des signaux enregistrés, elles fournissent des cartes représentant la puissance acoustique émise en chaque point de l'espace. À noter que seule la localisation et non la quantification de la puissance acoustique émise par la source fait l'objet de ce travail. Les termes de calibration (conversion d'une tension en pression) ou d'atténuation acoustique ne sont pas considérés dans les équations suivantes pour plus de clarté [29]. Ces méthodes sont réalisées dans le domaine temporel ou fréquentiel, de manière adaptative ou non. Une partie de ce travail a consisté à établir un état de l'art complet des méthodes existantes. Elles sont présentées dans les sections suivantes.

1.2.2 Imagerie passive dans le domaine temporel

La méthode d'imagerie originale (PAM pour Passive Acoustic Mapping, en anglais) a été proposée par Gyöngy et Coussios [24] dans le domaine temporel (TD). Le TD-PAM fait face à trois limites. Il dispose d'une très faible résolution ne permettant pas toujours de localiser précisément la cavitation. De plus, il ne différencie pas la cavitation stable de

la cavitation inertielle. Enfin, le traitement s'effectue dans le domaine temporel : ce qui est très lourd en temps de calcul. Dès lors, plusieurs variantes du TD-PAM ont été proposées. Pour améliorer la localisation spatiale de la cavitation, des méthodes dites adaptatives ont été utilisées : leurs comportements s'adaptent aux signaux reçus pour gagner en qualité d'image.

Les sous-sections suivantes présentent, dans le domaine temporel, la méthode conventionnelle TD-PAM puis les différentes approches adaptatives de la littérature : la méthode de Capon (TD-CB pour Time Domain Capon Beamforming, en anglais) et robuste de Capon (TD-RCB pour Time Domain Robust Capon Beamforming, en anglais) [30], et la pondération par facteur de cohérence de phase (TD-PCF pour Time Domain Phase Coherence Factor, en anglais) [31, 32]. La qualité d'image, la stabilité et la complexité sont discutées. Pour les méthodes TD, la caractérisation des régimes n'est pas possible sans étapes de pré-traitement [33, 17] et n'est donc pas évoquée dans cette section.

1.2.2.1 Méthode non-adaptative : TD-PAM (conventionnelle)

La méthode d'imagerie passive de la cavitation TD-PAM a été proposée pour la première fois par Gyöngy et Coussios [24, 34] en 2010. Elle est alors présentée comme une solution pour imager la cavitation tout au long du tir HIFU [24, 35, 17, 36], contrairement à l'imagerie active utilisée jusque là. Elle s'inspire des méthodes d'imagerie sismique [37, 38] qui utilisent un formalisme dans le domaine temporel, pour l'imagerie des signaux large bande (cas notamment de la cavitation inertielle).

◇ Méthode pour le TD-PAM

La Figure 1.8 décrit les étapes du TD-PAM permettant d'obtenir une estimation de la puissance acoustique émise en chaque point $\vec{r}$ du milieu, notée $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})$, à partir de $\mathbf{y}(t)$, la matrice contenant les signaux bruts enregistrés par la sonde. Le TD-PAM reconstruit la carte de puissance $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})$ pixel par pixel. Pour chaque position $\vec{r}$ de la carte à estimer, les étapes suivantes sont réalisées :

Les signaux reçus (ou bruts) $\mathbf{y}(t)$ sont retardés (a) pour compenser les temps de propagation du signal $s(t)$ émis depuis $\vec{r}_0$ jusqu'à chaque capteur, de l'équation (1.2). Le vecteur $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ contient les N signaux retardés (ou focalisés) résultants :

$$\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t) = [y_1(t + \tau_1(\vec{r})) \dots y_N(t + \tau_N(\vec{r}))]^T. \quad (1.3)$$

Ensuite, ces signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ sont moyennés et pondérés sur la dimension des éléments (b). Le signal moyen $q(\vec{r}, t)$ constitue une estimation du signal émis au point $\vec{r}$ et est donné par :

$$\begin{aligned} q(\vec{r}, t) &= \sum_{n=1}^N w_n \cdot y_n(t + \tau_n(\vec{r})) \\ &= \mathbf{w}^T \mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t) \end{aligned} \quad (1.4)$$

avec $\mathbf{w}$ le vecteur colonne qui contient N coefficients de pondération w_n (e.g. uniforme,

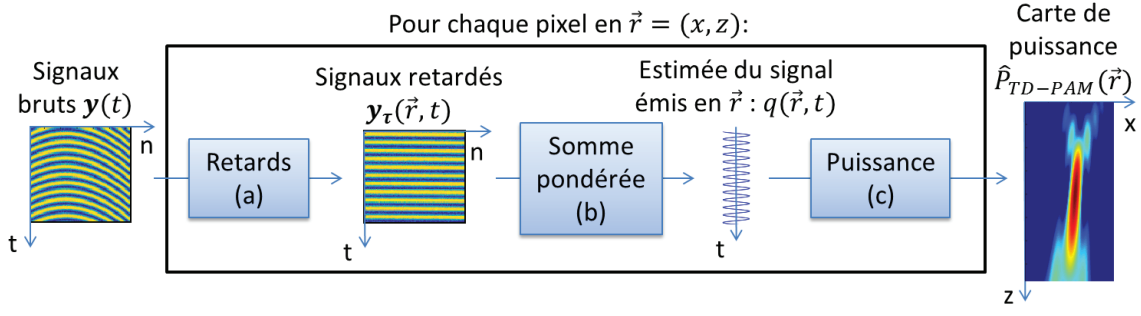


FIGURE 1.8 – Schéma bloc du TD-PAM pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés puis (b) sommés. Cette somme pondérée constitue une estimation du signal $q(\vec{r}, t)$ émis au point $\vec{r}$. Enfin, (c) la puissance de ce signal est calculée et affectée au pixel courant en $\vec{r}$. La carte obtenue repère une source ponctuelle par une tache allongée.

Hann, Tukey). Dans le cas du TD-PAM, $\mathbf{w}$ est identique pour tous les pixels à reconstruire.

Enfin, la puissance de $q(\vec{r}, t)$ est calculée (c) et affectée à la valeur de pixel courant :

$$\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r}) = \frac{1}{T_{int}} \int_{t_0}^{t_0+T_{int}} |q(\vec{r}, t)|^2 dt, \quad (1.5)$$

où T_{int} est la durée d'intégration et t_0 est l'instant à partir duquel l'intégration commence.

◇ Remarques pour le TD-PAM

- Le choix des paramètres d'intégration de l'équation (1.5) dépend de l'intervalle de temps d'activité et de la zone spatiale d'intérêt. Typiquement, T_{int} est égal à la durée d'enregistrement, t_0 correspond au début d'acquisition.
- Dans la littérature, la matrice de covariance spatiale des signaux reçus est souvent utilisée pour le traitement d'antenne. En injectant l'équation (1.4) dans (1.5), il vient :

$$\begin{aligned} \hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r}) &= \frac{1}{T_{int}} \int_{t_0}^{t_0+T_{int}} |q(\vec{r}, t)|^2 dt \\ &= \frac{1}{T_{int}} \int_{t_0}^{t_0+T_{int}} \mathbf{w}^T \mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t) \mathbf{y}_\tau^T(\vec{r}, t) \mathbf{w} dt \\ &= \mathbf{w}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}, \end{aligned} \quad (1.6)$$

avec $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ une estimation de la matrice de covariance spatiale théorique des signaux reçus $\mathbf{R}(\vec{r}) = E \langle \mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t) \mathbf{y}_\tau^T(\vec{r}, t) \rangle$, avec $E \langle \cdot \rangle$ l'espérance statistique (ou moyenne d'ensemble théorique). $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ est de taille $N \times N$ et calculée pour chaque pixel comme :

$$\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) = \frac{1}{T_{int}} \int_{t_0}^{t_0+T_{int}} \mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t) \mathbf{y}_\tau^T(\vec{r}, t) dt. \quad (1.7)$$

Elle n'est pas nécessaire pour comprendre le TD-PAM mais permet de faire le lien avec les autres méthodes de la littérature. Le schéma en Figure 1.9 reprend le TD-PAM avec le formalisme de la matrice de covariance spatiale des signaux reçus.

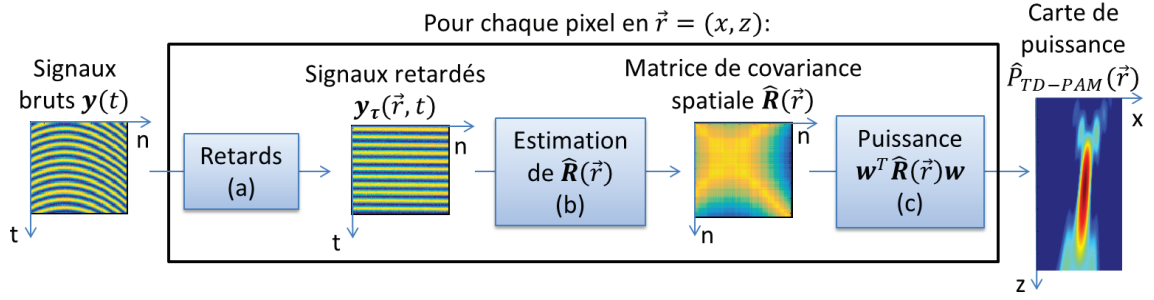


FIGURE 1.9 – Schéma bloc du TD-PAM, via la matrice de covariance spatiale des signaux reçus $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$, pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés ou focalisés, puis (b) utilisés pour estimer $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$. Enfin, (c) la produit matriciel $\mathbf{w}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}$ permet d'estimer la puissance émise au point $\vec{r}$ qui est affectée au pixel courant. $\mathbf{w}$ contient les coefficients de pondération pour l'ensemble des capteurs.

L'expression $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r}) = \mathbf{w}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}$ exprime à la fois la somme pondérée et le calcul de puissance.

◇ Illustration pour le TD-PAM

La Figure 1.10 illustre le TD-PAM, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz, émise en continue par une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm. La carte de puissance obtenue est représentée en (a). Bien que la source soit ponctuelle, celle-ci est repérée par un motif (la PSF), composé d'un lobe principal (tache centrale rouge-orange) et d'artefacts tout autour, appelés lobes secondaires (taches vertes-jaunes). Pour comprendre cette allure, les signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$, et le signal moyen $q(\vec{r}, t)$ sont représentés pour différents pixels : (b, c) $\vec{r}_1 = \vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm sur la source, (d, e) $\vec{r}_2 = [+2; 50]$ mm dans le fond de carte, (f, g) $\vec{r}_3 = [-9; 63]$ mm dans un des lobes secondaires, et (h, i) $\vec{r}_4 = [-5; 56]$ mm dans le lobe principal.

- Lorsque la position $\vec{r}_1$ du pixel coïncide avec la position de la source $\vec{r}_0$, alors tous les signaux de $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}_1, t)$ sont en phase (b). Dans ce cas, les signaux $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}_1, t)$ s'ajoutent de manière constructive : le signal $q(\vec{r}, t)$ est une estimée du signal source $s(t)$ (c). Alors, $\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})$ est une estimation de la puissance du signal émis par la source (le pixel vaut -3 dB, cohérent pour une sinusoïde de puissance $\frac{A^2}{2}$, d'amplitude $A = 1$ V).
- En revanche, pour une position loin de la source $\vec{r}_2 \neq \vec{r}_0$, alors les $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}_2, t)$ ne sont pas en phase (d) et s'ajoutent de manière incohérente : $q(\vec{r}_2, t)$ est un signal résiduel (e). La puissance calculée est généralement faible ($\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r}_2) < -20$ dB) et n'a pas de sens physique.
- Le pixel $\vec{r}_3$ se situe dans un artefact de reconstruction, ou lobe secondaire : les déphasages entre capteurs des $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}_3, t)$ en (f) sont moins prononcés que pour les $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}_2, t)$ en (d). Ainsi, la signal moyen $q(\vec{r}_3, t)$ en (g) est moins atténué.
- Le jeu de retards $\tau_n(\vec{r})$ varie peu avec la profondeur z , comparé à la position latérale x . De fait, le pixel en $\vec{r}_4$ est très peu atténué (h,i) bien qu'il ne soit pas sur la source :

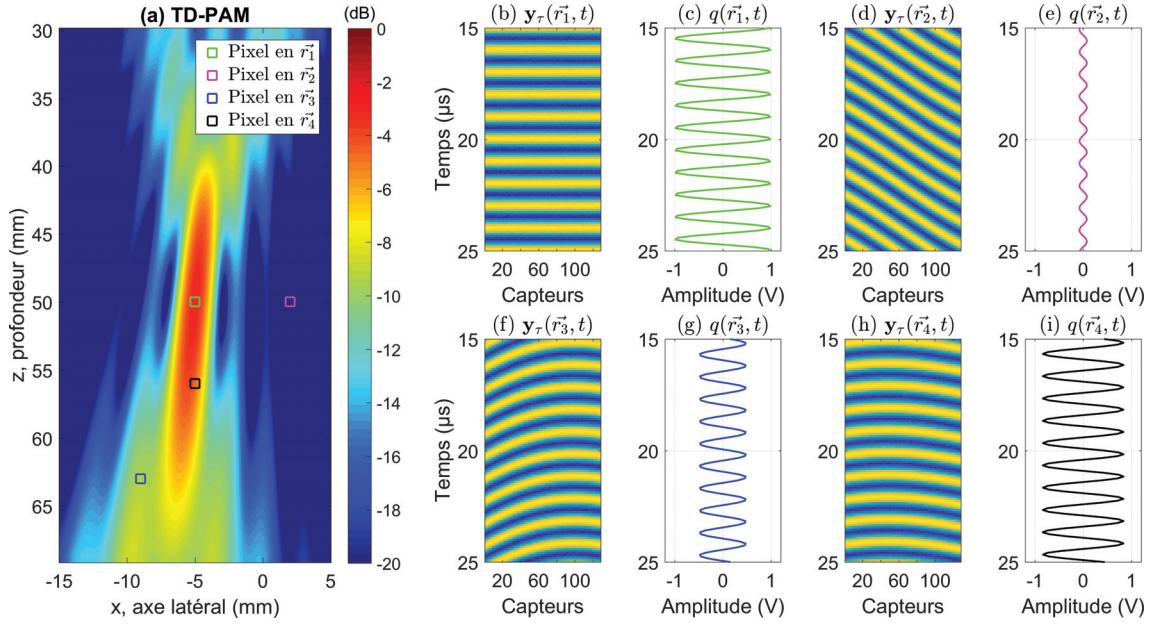


FIGURE 1.10 – Illustration du TD-PAM, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz, émise par une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm. Une sonde linéaire de 128 capteurs, de largeur 38 mm, centrée en $x = 0$ mm, est considérée. (a) La carte de puissance obtenue est représentée en dB : $10 \log[\hat{P}_{TD-PAM}(\vec{r})]$. Les signaux focalisés $y_\tau(\vec{r}, t)$, et le signal moyen $q(\vec{r}, t)$ sont représentés pour différents pixels : (b,c) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$, (d,e) dans le fond de carte $\vec{r}_2$, (f,g) dans un lobe secondaire en $\vec{r}_3$, et (h,i) dans le lobe principal en $\vec{r}_4$.

celle-ci est repérée par une tache étendue dans la profondeur (lobe principal), centrée sur la source et orientée vers le centre de la sonde. Théoriquement, il est montré que les dimensions axiale et latérale du lobe principal diminuent lorsque la fréquence de la source ou la largeur de la sonde augmentent [23, 25].

- Pour cette simulation, la partie de focalisation représente plus de 95 % du temps de calcul total pour le TD-PAM.

Cet exemple en simulation met en évidence comment apparaissent les artefacts sur les cartes de puissance. La partie suivante illustre la nécessité d'améliorer la qualité d'image du TD-PAM dans un contexte expérimental.

◇ Illustration des limites du TD-PAM

Les limites du TD-PAM en conditions expérimentales *in vitro*, tirée de l'étude [30], sont montrées sur la Figure 1.11. Cette expérience considère un bloc de gel d'agar⁵ (entre $z = 27$ mm et $z = 45$ mm), dans lequel est creusé un sillon de 1.6 mm de diamètre à environ $z = 37$ mm de profondeur. A l'intérieur de celui-ci, des microbulles de gaz sont

5. Le gel d'agar est une matière aqueuse solide, souvent utilisée pour l'étude de techniques d'imagerie ultrasonore médicale *in vitro*. Il est facile à manipuler et ses propriétés acoustiques sont relativement proches de celles des tissus biologiques

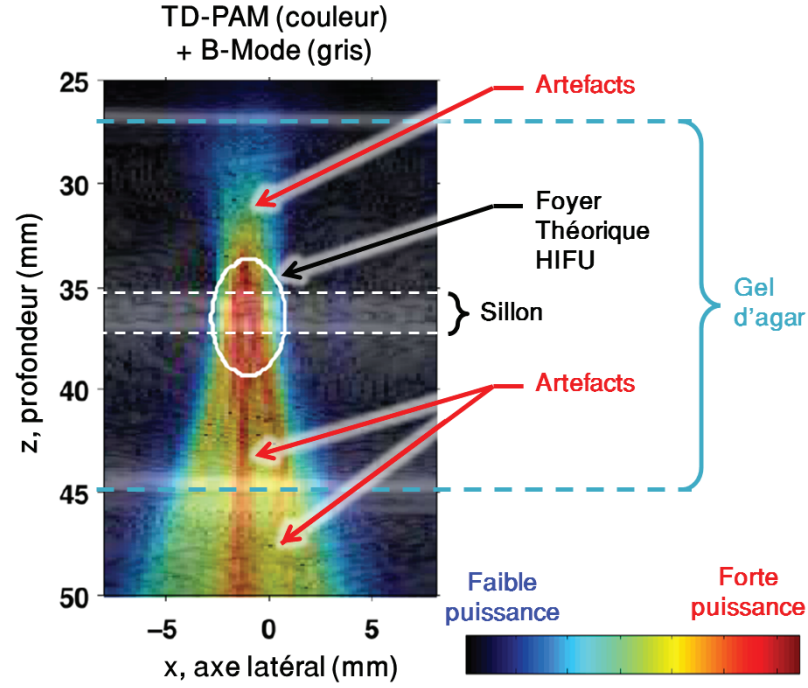


FIGURE 1.11 – Illustration des limites du TD-PAM en conditions expérimentales *in vitro* (figure tirée et commentée de [30]). Les axes x et z sont définis par rapport à la sonde d'imagerie (comme en Fig. 1.6). Dans le bloc de gel d'agar, des microbulles circulent de gauche à droite dans le sillon placé à environ $z = 37$ mm de profondeur. Les HIFU se propagent de haut en bas, selon l'axe z . Le foyer théorique HIFU est indiqué par le cercle blanc. L'image en niveaux de gris est une image ultrasonore (aussi appelée B-Mode, effectuée avant le tir HIFU) qui localise la structure du bloc (délimitation du gel, sillon). L'image superposée en couleur est la carte de puissance TD-PAM.

injectées pour faciliter l'étude du phénomène de cavitation⁶. Le foyer théorique HIFU est placé au niveau du sillon (indiqué par le cercle blanc).

Dans ce cas, la cavitation n'est attendue qu'à l'intersection du foyer théorique HIFU et du sillon. Toutefois, la carte TD-PAM (en couleur, Fig. 1.11) indique une région de cavitation bien au-delà de celle attendue. D'une part, le lobe principal est particulièrement étalé dans la direction axiale z (au-delà du sillon, en pointillés blancs). D'autre part, plus éloignés de ce lobe principal, de nombreux artefacts de forte intensité sont présent (flèches rouges), notamment en aval du foyer théorique HIFU. Ces artefacts pourraient être interprétés comme une seconde source de cavitation et faussent donc l'interprétation des cartes.

Cet exemple est représentatif du comportement du TD-PAM en conditions expérimentales. Il est nécessaire de travailler à réduire la présence de tels artefacts, et d'affiner les dimensions du lobe principal.

6. Pour de fortes puissances, les HIFU peuvent créer les bulles de cavitation à partir du gaz dissout dans les tissus. En revanche, pour des études *in vitro*, afin de faciliter la création de bulles, des microbulles de gaz encapsulées sont utilisées pour mimer le comportement (oscillations et implosions) des bulles de cavitation créées au cours des applications thérapeutiques.

◇ Conclusions pour le TD-PAM

Le TD-PAM reconstruit des cartes d'estimation de la puissance acoustique émise en chaque position de l'espace, permettant le suivi spatio-temporel de la cavitation [17, 24, 35, 36]. Cette approche est très simple : en chaque point de l'image, elle retarde, somme puis intègre au cours du temps les signaux reçus.

Toutefois, le TD-PAM souffre d'une faible résolution, notamment dans la dimension axiale (lobe principal étalé dans la profondeur), et d'un très mauvais contraste (de nombreux lobes secondaires sont présents sur l'image). En effet, la somme cohérente des signaux focalisés, sur la dimension des éléments, n'annule pas efficacement le signal moyen (*e.g.* lobes secondaires, étalement du lobe principal). Non seulement, cela empêche la localisation précise des sources de cavitation, mais aussi, une source est potentiellement cachée par une autre de plus forte intensité. Les approches adaptatives présentées dans les sous-sections suivantes ont pour but de renforcer cette somme cohérente et d'améliorer la localisation de source.

Par ailleurs, le temps de calcul est important et représente une limite à l'implémentation temps-réel (notamment à cause de l'étape de focalisation). Les approches fréquentielles présentées dans la section 1.2.3 sont un élément de solution à cette limite.

1.2.2.2 Méthodes adaptatives de Capon et Capon robuste : TD-CB et TD-RCB

Les méthodes de formation de voies adaptatives ont pour but d'améliorer la résolution et le contraste des images. Le terme adaptatif signifie que la méthode change son comportement en fonction des données reçues, et notamment, pour chaque pixel. En traitement d'antenne, la méthode de Capon [39] permet d'obtenir de très bonnes performances en termes de localisation de source. En revanche, elle est très sensible aux erreurs de modèles. De nombreuses approches pour les télécommunications ou l'imagerie acoustique ont été développées pour rendre cette méthode robuste [40, 41]. Ces techniques ont été conçues pour des signaux à bande étroite, or les signaux de cavitation sont large bande (notamment pour le régime inertiel). En 2015, Coviello et Coussios [30] ont proposé d'adapter à l'imagerie passive de la cavitation (large bande), le TD-CB et le TD-RCB, proposé par Li et Stoica [42, 43]. Le TD-CB est instable et n'est donc pas utilisé en pratique, mais il est nécessaire de l'introduire pour présenter sa version robuste le TD-RCB.

◇ Méthode pour le TD-CB

La méthode de Capon (TD-CB) reprend les étapes que la méthode conventionnelle TD-PAM (Fig. 1.9), à la différence que les poids $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ sont calculés à partir des signaux reçus (poids adaptatifs) [30]. Un schéma bloc du TD-CB est proposé en Figure 1.12. Le calcul des poids est un problème d'optimisation consistant à trouver, pour chaque pixel en $\vec{r}$, les poids $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ qui 1) minimisent la puissance $\hat{P}_{TD-CB}(\vec{r})$ en sortie du formateur de voies, 2) sous la contrainte d'avoir un gain unitaire pour le signal issu de la

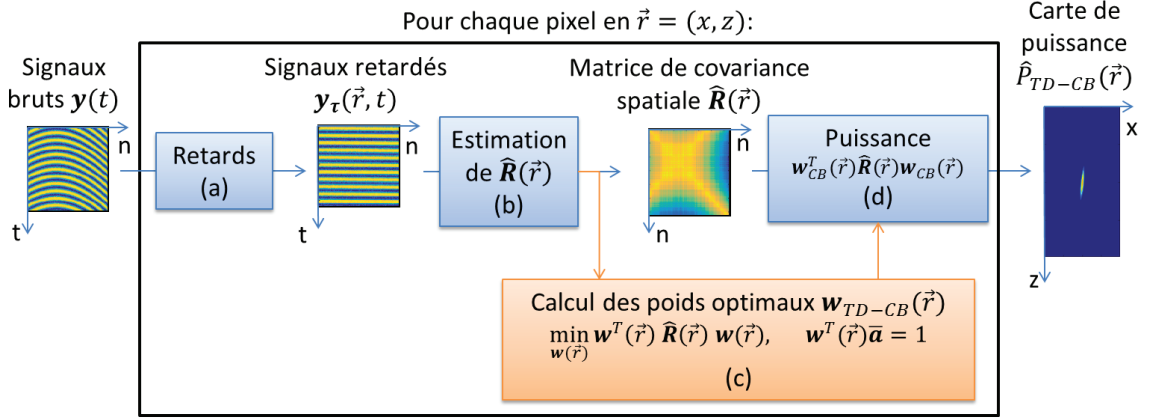


FIGURE 1.12 – Schéma bloc du TD-CB, pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-CB}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés ou focalisés, puis (b) utilisés pour calculer la matrice de covariance spatiale empirique $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$. Cette matrice est utilisée pour (c) le calcul des poids $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$, et aussi pour (d) le calcul d'estimation de puissance : $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ qui est affectée au pixel courant.

position d'intérêt $\vec{r}$:

$$\min_{\mathbf{w}(\vec{r})} \mathbf{w}(\vec{r})^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}(\vec{r}) \quad \text{tels que} \quad \mathbf{w}(\vec{r})^T \bar{\mathbf{a}} = 1, \quad (1.8)$$

avec $\bar{\mathbf{a}}$ le vecteur de propagation habituellement utilisé pour traduire le retards des signaux reçus⁷. Or ici, les signaux contenus dans $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ ont déjà été retardés, donc $\bar{\mathbf{a}}(\vec{r}) = \bar{\mathbf{a}} = \mathbf{1}_N$, où $\mathbf{1}_N$ est le vecteur colonne de taille N dont tous les coefficients valent 1. Ce problème possède une solution analytique, obtenue par la méthode des multiplicateurs de Lagrange, qui est :

$$\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r}) = \frac{\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})^{-1} \bar{\mathbf{a}}}{\bar{\mathbf{a}}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r})^{-1} \bar{\mathbf{a}}}. \quad (1.9)$$

En injectant cette expression (1.9) dans (1.6), l'estimation de la puissance émise en $\vec{r}$ est donnée directement par :

$$\hat{P}_{TD-CB}(\vec{r}) = \frac{1}{\bar{\mathbf{a}}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r})^{-1} \bar{\mathbf{a}}}. \quad (1.10)$$

◇ Interprétations et limites du TD-CB

Le terme de minimisation de l'équation (1.8) forcent les poids $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ à atténuer n'importe quel signal en entrée du formateur de voies. Ils affinent le lobe principal, et

7. Généralement, les méthodes de traitement d'antenne ont été développées sur les signaux analytiques (supposés à bande étroite autour d'une fréquence f_0). Les retards temporels sont alors équivalents à de simples décalages de phase. Ceux-ci sont opérés en multipliant les signaux analytiques par le vecteur de propagation $\bar{\mathbf{a}}(\vec{r})$ contenant les déphasages : $e^{-2i\pi f_0 \tau_n(\vec{r})}$. Or, pour des signaux large bande, les retards ne sont pas équivalents à des décalages de phase. Les signaux sont focalisés en amont et donc considérés comme ayant un jeu de retards nuls.

rejetent efficacement les lobes secondaires, les contributions de bruit et les interférences entre sources. Toutefois, la minimisation seule conduit potentiellement à la suppression du signal utile. C'est la contrainte $(\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})^T \bar{\mathbf{a}} = 1$, la somme des poids vaut 1) qui empêche de détruire le signal utile issu de $\vec{r}$. En effet, s'il y a un signal $s(t)$ émis en $\vec{r}$, alors les $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ sont tous en phase et identiques à $s(t)$ (au bruit près, Fig. 1.10(b)). La somme des poids valant 1, le signal estimé $q(\vec{r}, t)$ est une bonne estimation du signal source $s(t)$ (avec un gain unitaire, au bruit près). Pour cette raison, la méthode de Capon est aussi appelée Minimum Variance Distorsionless Response (MVDR), où « Distortionless Response » fait référence à la contrainte.

La méthode de Capon est peu utilisée en pratique car elle est très peu stable, pour deux raisons principales :

- les erreurs de focalisation (steering vector mismatch, en anglais). L'hypothèse $\bar{\mathbf{a}}(\vec{r}) = \bar{\mathbf{a}} = \mathbf{1}_N$ n'est alors plus vérifiée (erreur d'estimation de vitesse de propagation, grille grossière de pixels ne contenant pas précisément la position de la source, mauvaise calibration de la sonde). Alors, les $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ atténuent fortement les signaux utiles qui ne sont pas parfaitement focalisés.
- le mauvais conditionnement de la matrice de covariance spatiale empirique des données reçues $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$. En contradiction avec le premier point, la méthode est instable, si tous les signaux $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ sont parfaitement focalisés avec très peu de bruit sur les capteurs. Alors l'inversion de $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ (qui dépend des $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$) revient à résoudre un système dont toutes les équations sont les mêmes. La matrice est mal conditionnée : l'inversion de $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ est instable.

Dans la littérature, plusieurs approches ont été proposées pour faire face à ces instabilités (entre autres), notamment en télécommunications, ou pour l'estimation d'angle d'arrivée [40]. Coviello et Coussios [30] ont adapté à l'imagerie passive de la cavitation une version robuste de la méthode de Capon : le TD-RCB, qui permet de faire face aux deux limites mentionnées.

◇ Méthode pour le TD-RCB

Le TD-RCB est une méthode de formation de voies adaptative permettant d'approcher les performances théoriques du TD-CB (résolution, contraste), mais de manière plus stable [30]. Notamment, le TD-RCB prévient des erreurs de modèle qui empêchent parfois la focalisation correcte des signaux reçus sur la source (mettant en échec le TD-CB). Dans ce cas, pour un pixel en $\vec{r}$, le vecteur de propagation ne vaut pas exactement $\bar{\mathbf{a}} = \mathbf{1}_N$, mais plutôt $\bar{\mathbf{a}}_0(\vec{r}) = \mathbf{1}_N + \boldsymbol{\delta}(\vec{r})$, avec $\boldsymbol{\delta}(\vec{r})$ un vecteur qui représente les erreurs de modèle sur chaque capteur. Pour pallier ce problème, le TD-RCB considère les deux propositions suivantes :

- le véritable vecteur de propagation $\bar{\mathbf{a}}_0(\vec{r})$ est supposé compris dans une région d'incertitude autour de $\bar{\mathbf{a}} = \mathbf{1}_N$, telle que la distance entre ces deux vecteurs soit inférieure à une valeur ϵ : $\|\bar{\mathbf{a}}_0(\vec{r}) - \bar{\mathbf{a}}\|^2 \leq \epsilon$,
- si $\bar{\mathbf{a}}_0(\vec{r})$ existe, il maximise l'estimation de puissance au sens de Capon (équation (1.10)) [42].

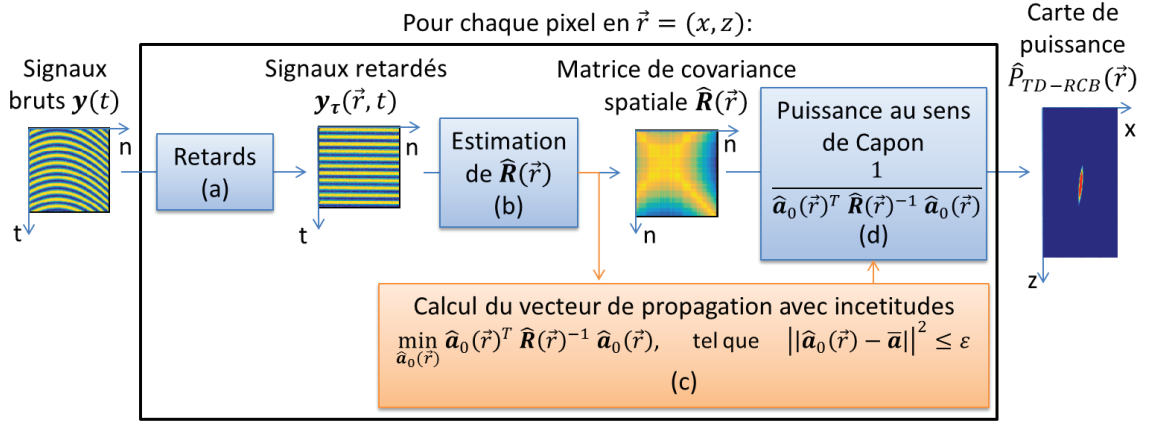


FIGURE 1.13 – Schéma bloc du TD-RCB, pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-RCB}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés ou focalisés, puis (b) utilisés pour calculer la matrice de covariance spatiale empirique $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$. Cette matrice est utilisée pour (c) déterminer le vecteur de propagation avec incertitudes $\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r})$ et aussi, pour (d) le calcul d'estimation de puissance au sens de Capon, qui est alors affectée au pixel courant.

Finalement, le TD-RCB est un problème d'optimisation qui cherche, pour chaque pixel en $\vec{r}$, l'estimation $\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r})$ de $\bar{\mathbf{a}}_0(\vec{r})$ qui maximise la puissance au sens de Capon, c'est-à-dire qui minimise le dénominateur de (1.10) :

$$\min_{\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r})} \hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r})^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r})^{-1} \hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}), \quad \text{tel que} \quad \|\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}) - \bar{\mathbf{a}}\|^2 \leq \epsilon. \quad (1.11)$$

Un schéma bloc du TD-RCB est donné en Figure 1.13. Ce problème possède une solution analytique, obtenue par la méthode des multiplicateurs de Lagrange, qui est :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}) &= \bar{\mathbf{a}} - (\mathbf{I} + \lambda \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}))^{-1} \bar{\mathbf{a}} \\ &= \bar{\mathbf{a}} - \mathbf{U} (\mathbf{I} + \lambda \mathbf{V})^{-1} \mathbf{U}^T \bar{\mathbf{a}}, \end{aligned} \quad (1.12)$$

avec $\mathbf{I}$ la matrice identité, $\mathbf{V}$ et $\mathbf{U}$ les matrices contenant les valeurs propres et les vecteurs propres de $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$, telles que : $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) = \mathbf{U} \mathbf{V} \mathbf{U}^T$, et λ le multiplicateur de Lagrange, qui est déterminé de manière optimale par méthode numérique de type Newton-Raphson (la valeur de λ dépend de ϵ). A noter que les $(\vec{r})$ ont été omis pour $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$ et λ pour plus de clarté, mais ils sont effectivement calculés pour chaque pixel. Après substitution de (1.12) dans (1.10), et simplification, l'estimation de la puissance émise en $\vec{r}$ est donnée directement par :

$$\hat{P}_{TD-RCB}(\vec{r}) = \frac{1}{\bar{\mathbf{a}}^T \mathbf{U} \mathbf{V} (\lambda^{-2} \mathbf{I} + 2\lambda^{-1} \mathbf{V} + \mathbf{V}^2)^{-1} \bar{\mathbf{a}}}. \quad (1.13)$$

Il est tout à fait possible d'obtenir une expression explicite des poids optimisés en injectant l'équation (1.12) dans (1.9) [43] et simplifiant :

$$\mathbf{w}_{TD-RCB}(\vec{r}) = \frac{(\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \bar{\mathbf{a}}}{\bar{\mathbf{a}}^T (\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) (\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \bar{\mathbf{a}}} \quad (1.14)$$

Pour le TD-CB, le calcul des poids $\mathbf{w}_{TD-CB}(\vec{r})$ est parfois instable à cause de l'inversion brute de la matrice $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$. Pour le TD-RCB, dans l'équation (1.14), l'inversion est stabilisée par chargement de la diagonale (Diagonal Loading, en anglais) de manière optimale via le paramètre λ .

◇ Remarque pour le TD-RCB

Le paramètre ϵ dépend des données reçues et règle le compromis entre robustesse et qualité d'image. Une trop faible valeur de ϵ définit une trop petite région d'incertitude, le TD-RCB tend vers le TD-CB et perd en robustesse : le signal source est rejeté autant que les interférences. Une trop grande valeur de ϵ définit une trop grande région d'incertitude : la puissance de la source est surestimée et les interférences amplifiées. Le choix de ce paramètre est généralement empirique, avec pour condition $\epsilon < \|\mathbf{a}(\vec{r}, f)\|^2$ [30, 43].

◇ Illustration pour le TD-CB et le TD-RCB

La Figure 1.14 présente les comportements en simulation des 3 méthodes (a,f) TD-PAM, (b,g) TD-CB et (c,h) TD-RCB, en considérant une source en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm émettant en continu un signal $s(t)$ sinusoïdal de fréquence 1 MHz. Le but est d'illustrer 1) la supériorité des méthodes adaptatives pour la localisation de source par rapport au TD-PAM, et 2) la robustesse du TD-RCB en comparaison du TD-CB.

Pour le premier cas (a-e), aucune erreur de modèle n'est introduite sur la propagation :

- La résolution et le contraste sont améliorés pour le (b) TD-CB et le (c) TD-RCB par rapport au (a) TD-PAM : les lobes secondaires sont rejetés et le lobe principal est affiné en x et en z . Cette amélioration est due à l'optimisation des poids adaptatifs, dont l'allure est représentée en (d) pour le pixel sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (e) pour un pixel sur un lobe secondaire en $\vec{r}_2$. Pour le TD-PAM la pondération est identique pour tous les pixels, et est uniforme sur les capteurs ($1/N$, avec $N = 128$ capteurs). Pour TD-CB et TD-RCB les poids sont optimisés différemment pour $\vec{r}_1$ et $\vec{r}_2$, et ne sont pas uniformes.
- La variation des poids d'un capteur à l'autre est plus lisse pour le TD-RCB que le TD-CB (d). En effet, le chargement de la diagonale de la matrice $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}_2)$ avant son inversion stabilise le calcul des poids adaptatifs. La dynamique d'affichage a été conservée entre -0.05 et +0.05 pour toutes les figures (d,e,i,j) pour faciliter la comparaison. Les poids du TD-CB en (d) sortent largement de la dynamique d'affichage et varient entre -2 et +2.
- Le TD-CB (b) présente un lobe principal plus fin que le TD-RCB (c). En effet, en introduisant une incertitude sur le vecteur de pointage, le TD-RCB permet également aux pixels avoisinant $\vec{r}_0$ de ne pas être rejetés aussi sévèrement qu'avec le TD-CB.

Pour le second cas (f-j), une légère fluctuation de vitesse de propagation est simulée pour introduire des erreurs de focalisation et appréhender le problème de stabilité du TD-CB. Dans le cas précédent, le signal $s(t)$ se propage à vitesse constante $c = 1540$ m/s. Dans le cas présent, la vitesse de propagation simulée est légèrement différente pour chaque

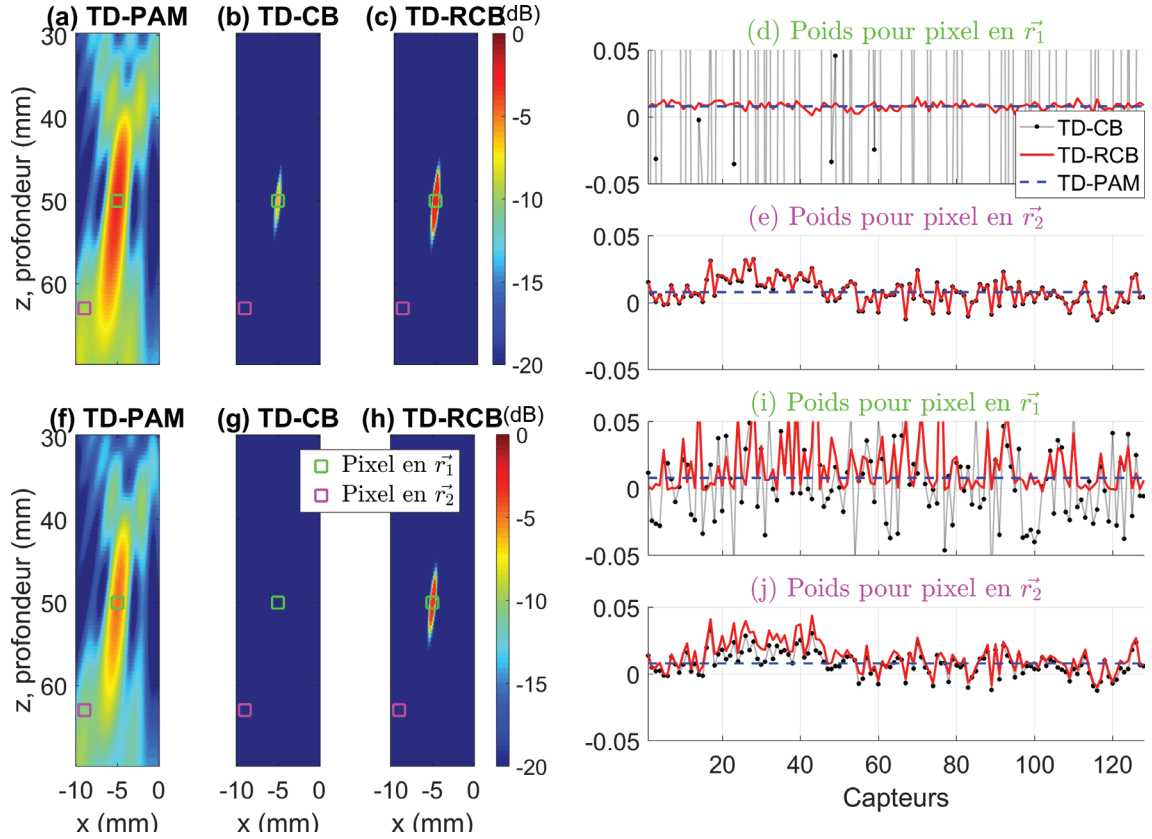


FIGURE 1.14 – Comparaison des différents comportements pour (a,f) TD-PAM, (b,g) TD-CB et (c,h) TD-RCB. Une source simulée en $\vec{r}_0$ $[-5; 50]$ mm émet un signal $s(t)$ sinusoïdal, de fréquence 1 MHz, reçu par $N = 128$ capteurs. Les figures (a-e) sont obtenues sans erreur de modèle. Les figures (f-j) sont obtenues avec erreur de modèle (*i.e.* steering vector mismatch). Les figures sur la droite présentent l'allure des coefficients de pondération (ou poids) pour les trois méthodes, pour (d,i) le pixel sur la source $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et pour (e,j) un pixel sur un lobe secondaire $\vec{r}_2 = [-9; 63]$ mm.

capteur⁸, mais pour la partie reconstruction, les signaux sont focalisés avec une valeur de c constant.

- L'allure des cartes est altérée. Pour le TD-PAM (f), la source est localisée, malgré une légère dégradation du contraste. Le TD-CB (g) ne permet pas de localiser la source : en effet la contrainte sur le vecteur de pointage n'est plus vérifiée. En revanche, le TD-RCB (h) localise la source et conserve une allure similaire au premier cas (c).
- A noter que pour le TD-RCB, le paramètre ϵ a dû être adapté différemment pour les deux cas puisqu'il dépend des données reçues. Notamment, ϵ augmente avec l'erreur commise entre le vecteur de propagation réel et le modèle utilisé : pour (c) $\epsilon = 0.1$, pour (h) $\epsilon = 11$ ont été choisis empiriquement.

Enfin, pour cette simulation, les temps supplémentaires de calcul du TD-CB et TD-RCB représentent 50 % et 120 % du temps de calcul total pour le TD-PAM, respectivement.

◇ Conclusions pour le TD-CB et le TD-RCB

Les méthodes de formation de voies adaptatives TD-CB et TD-RCB améliorent grandement la résolution et le contraste des cartes de cavitation. En revanche, elles sont moins robustes aux erreurs de modèle que l'approche non-adaptative TD-PAM : le TD-CB est très peu stable et annule parfois le signal source, le TD-RCB est plus robuste mais nécessite un réglage empirique du paramètre ϵ .

La stabilité et donc la fiabilité des méthodes d'imagerie de la cavitation sont essentielles pour l'application thérapeutique. L'approche TD-CB n'est donc pas une solution satisfaisante. Le TD-RCB offre de très bonnes performances, et les équipes de recherches travaillent à améliorer sa stabilité [44, 45, 46].

Toutefois, les approches par optimisation alourdissent le coût de calcul du TD-PAM déjà important. Pour le TD-RCB, l'inversion de la matrice de covariance pour chaque pixel est très lourde. Dès lors, des méthodes de formation de voies adaptatives à moindre coût de calcul ont été proposées.

1.2.2.3 Méthode adaptative de pondération par le facteur de cohérence de phase : TD-PCF

La méthode de pondération par le facteur de cohérence de phase (PCF pour Phase Coherence Factor, en anglais), fait partie des méthodes de traitement d'antenne adaptatives. Elle a été proposée par Camacho *et al* [47] pour améliorer la résolution et le contraste en imagerie ultrasonore active, pour un coût de calcul légèrement plus élevé que la méthode conventionnelle. En 2016, Boulos *et al.* [31, 32, 48] ont proposé d'utiliser le PCF pour l'imagerie passive de la cavitation : le TD-PCF. Cette technique permet notamment de rejeter les lobes secondaires et les interférences entre sources en introduisant une mesure de cohérence de phase des signaux focalisés.

8. Pour le capteur n , l'onde se propage à $c_n = c + \delta c$, où δc suit une loi normal centrée d'écart-type $\sigma = 4.6$ m/s, soit 0.3% de 1540 m/s. A titre de comparaison, la vitesse du son varie entre 1410 m/s et 1560 m/s en fonction de la température et du type de tissus traversés.

◇ Méthode pour le TD-PCF

L'approche conventionnelle TD-PAM présente de nombreux artefacts de reconstruction, notamment les lobes secondaires qui dégradent le contraste des cartes de cavitation. Ces derniers sont des résidus que la somme pondérée n'a pas réussi à annuler (Fig. 1.10 (f,g)) : même si les signaux focalisés ne sont pas en phase leur somme ne s'annule pas efficacement. La pondération par PCF consiste à mesurer les phases des signaux focalisés et d'en déduire une pénalité lorsque la dispersion de phase est importante. A noter que le PCF s'applique sur le signal moyen $q(\vec{r}, t)$, contrairement au TD-RCB, où la pondération s'effectue avant, sur chaque capteur. La Figure 1.15 indique comment le PCF est introduit dans le schéma bloc du TD-PAM de la Figure 1.8.

Pour chaque pixel en $\vec{r}$, la phase instantanée $\phi(\vec{r}, t)$ des signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ est mesurée sur leurs signaux analytiques correspondant. L'écart-type de phase $\sigma_\phi(\vec{r}, t)$, sur la dimension n des éléments, mesure la dispersion de phase. Le coefficient de pondération $PCF(\vec{r}, t)$ est alors obtenu, pour chaque pixel $\vec{r}$, et chaque instant t par :

$$PCF(\vec{r}, t) = \max \left[0 ; 1 - \frac{\gamma}{\sigma_0} \sigma_\phi(\vec{r}, t) \right], \quad (1.15)$$

avec γ un paramètre réglant la sévérité du $PCF(\vec{r}, t)$, et $\sigma_0 = \pi/\sqrt{3}$ un coefficient de normalisation correspondant à une dispersion de phase uniforme. Le $PCF(\vec{r}, t)$ s'applique sur le signal moyen issu de la somme pondérée $q(\vec{r}, t)$, et finalement l'estimation de puissance déduite de l'équation du TD-PAM (1.5) est donnée par :

$$\hat{P}_{TD-PCF}(\vec{r}) = \frac{1}{T_{int}} \int_{t=t_0}^{t_0+T_{int}} | PCF(\vec{r}, t).q(\vec{r}, t) |^2 . \quad (1.16)$$

◇ Remarques pour le TD-PCF

- Le paramètre γ permet de rejeter plus ou moins les artefacts de reconstruction. $\gamma = 0$ revient à utiliser le TD-PAM. Quand γ augmente les lobes secondaires sont rejetés plus fortement (équation (1.15)). Ce paramètre est déterminé empiriquement, la valeur couramment utilisée est $\gamma = 1$ [32].
- La pondération par le PCF a été proposée en imagerie ultrasonore active, où les signaux reçus sont modulés à la fréquence d'excitation de la sonde d'imagerie f_{actif} , et donc supposés à bande étroite. La mesure de la phase instantanée est obtenue par démodulation à la fréquence f_{actif} ou bien directement via la Transformée de Hilbert [47]. Pour l'imagerie de la cavitation, notamment en régime inertiel, l'hypothèse bande étroite n'est pas toujours vérifiée. La mesure de la phase instantanée s'effectue alors sur la fréquence prédominante dans les signaux bruts (souvent la fréquence de tirs HIFU).

◇ Illustration pour le TD-PCF

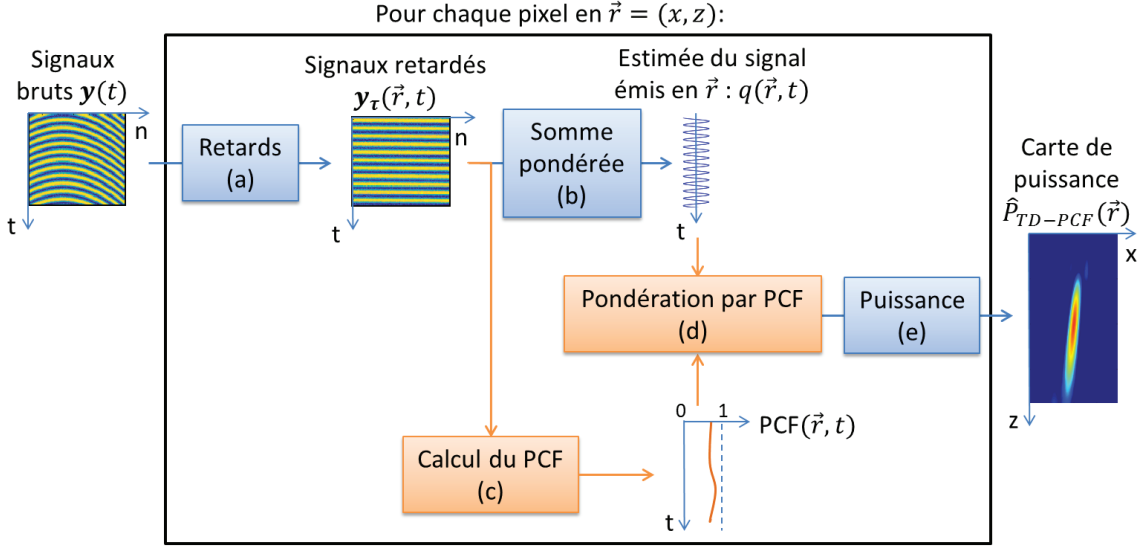


FIGURE 1.15 – Schéma bloc du TD-PCF pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-PCF}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $y(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés ou focalisés, puis (b) sommés sur la dimension des éléments. (c) Le facteur de cohérence de phase entre capteur est mesuré sur les signaux retardés. (d) Le PCF pondère le signal moyen $q(\vec{r}, t)$ au cours du temps. Enfin, (e) le calcul de puissance est affectée au pixel courant en $\vec{r}$.

La Figure 1.16 illustre le comportement du PCF pour préserver la source tout en réduisant les lobes secondaires, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz, émise par une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm. Les cartes de puissance obtenues sont représentées en (a) pour le TD-PAM et (b) pour le TD-PCF. Les signaux focalisés $y_\tau(\vec{r}, t)$, l'écart-type de phase $\sigma_\phi(\vec{r}, t)$, et le $PCF(\vec{r}, t)$ sont représentés respectivement pour deux pixels : (c,d,e) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (f,g,h) sur un lobe secondaire du TD-PAM en $\vec{r}_2 = [-9; 63]$ mm.

- Le TD-PCF (b) rejette efficacement les lobes secondaires et affine le lobe principal, par rapport au TD-PAM (a).
- Lorsque la position du pixel de reconstruction coïncide avec la position de la source $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$, alors les signaux reçus sont focalisés avec succès (c). Pour chaque instant t , les phases sont alors identiques d'un capteur à l'autre et la dispersion de phase $\sigma_\phi(\vec{r}_1, t)$ est très faible ($\simeq 10^{-3}$) à chaque instant (d). Or d'après l'équation (1.15), plus l'écart-type est faible, plus le $PCF(\vec{r}_1, t)$ tend vers 1 (e). Le signal somme n'est pas pénalisé, l'estimation de puissance au point source n'est pas altérée.
- Lorsque la position du pixel de reconstruction n'est pas sur le point source ($\vec{r}_2 \neq \vec{r}_0$) alors les signaux focalisés (f) ne sont pas en phase et la dispersion de phase $\sigma_\phi(\vec{r}_2, t)$ est importante (supérieure à 1 à chaque instant), et peut même varier au cours du temps (g). Dès lors, le $PCF(\vec{r}_1, t)$ est inférieur à 1 (h), et atténue le signal moyen $q(\vec{r}_2, t)$: la puissance calculée est donc plus faible au niveau des lobes secondaires que pour le TD-PAM.
- Pour cette simulation, le temps supplémentaire de calcul du PCF représente environ 10 % du temps de calcul total du TD-PAM.

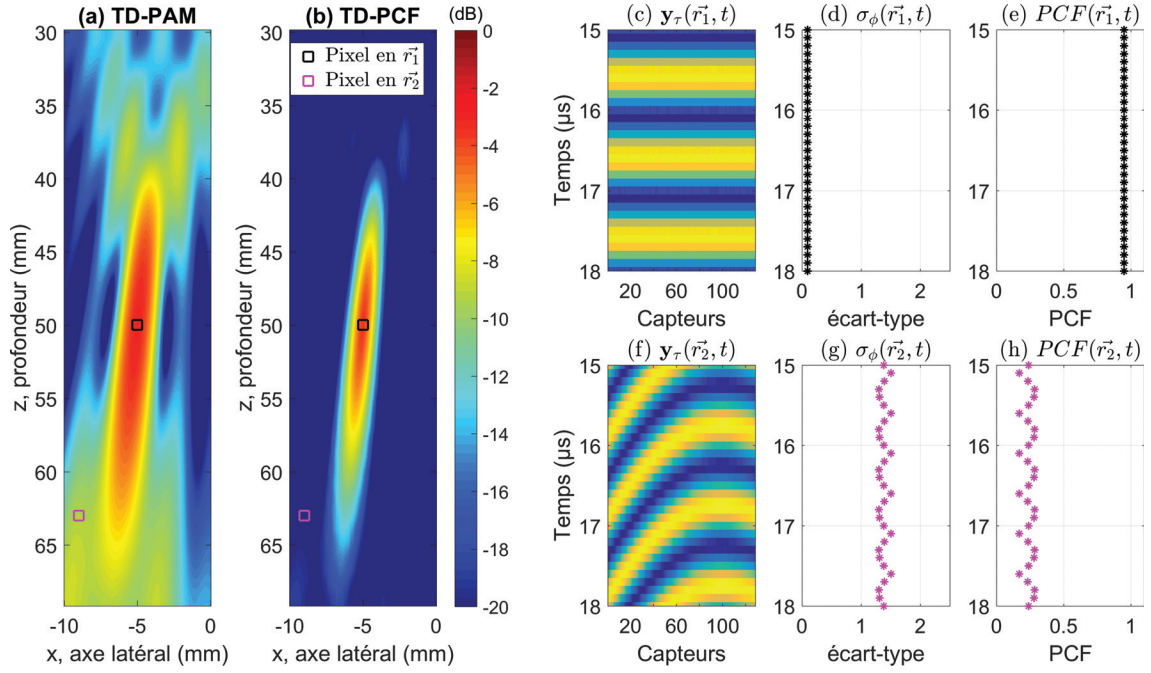


FIGURE 1.16 – Illustration du principe du TD-PCF. Une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm émet $s(t)$ une sinusoïde de fréquence 1 MHz. Les cartes de puissance obtenues sont représentées en (a) pour le TD-PAM et (b) pour le TD-PCF. Les signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$, l'écart-type de phase $\sigma_\phi(\vec{r}, t)$, et le $PCF(\vec{r}, t)$ sont représentés respectivement pour les pixels (c,d,e) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (f,g,h) sur un lobe secondaire en $\vec{r}_2 = [-9; 63]$ mm.

◇ Conclusions pour le TD-PCF

Le TD-PCF est une méthode de formation de voies adaptative qui améliore la résolution et le contraste des images pour la localisation de source. L'introduction d'une mesure de cohérence de phase entre les signaux focalisés permet de rejeter plus efficacement les artefacts de reconstruction. Le TD-PCF est une méthode simple et stable. Bien que ses performances de localisation ne soient pas aussi bonnes que celles du TD-RCB, son coût de calcul est bien moindre, quasi-équivalent à celui du TD-PAM.

1.2.2.4 Bilan sur les méthodes temporelles

Dans cette section, les méthodes de formation de voies dans le domaine temporel ont été présentées : l'approche conventionnelle TD-PAM, et trois méthodes adaptatives TD-CB, TD-RCB et TD-PCF. Ces quatre méthodes ont été comparées qualitativement selon les critères de qualité d'image, stabilité et temps de calcul. Le TD-PAM ne permet pas toujours de bien localiser la cavitation car il comporte de nombreux artefacts de reconstruction qui dégradent le contraste des cartes de cavitation. De plus, sa résolution est faible notamment dans la dimension axiale. Le TD-CB offre, théoriquement, les meilleures performances en localisation, mais cet algorithme est très peu stable face aux erreurs de modèle. Le TD-RCB permet d'en approcher les hautes performances avec plus de robustesse. Toutefois, ces approches par optimisation sont très lourdes en temps de calcul. Le TD-PCF est une

technique alternative stable et peu couteuse en temps de calcul, qui offre des performances de localisation intermédiaire à celles du TD-PAM et du TD-RCB.

Les approches temporelles ne permettent pas de caractériser le régime de cavitation. Celui-ci se déduit potentiellement par analyse fréquentielle des signaux reçus [15]. En effet, les bulles de cavitation stable émettent des signaux à bande étroite aux fréquences harmoniques de celle du tir HIFU, tandis que les bulles de cavitation inertielle émettent des signaux large bande. Appliquer un filtre fréquentiel sur les signaux bruts reçus avant formation de voies permet de distinguer le comportement des bulles dans les tissus : par exemple, en utilisant un filtre peigne rejetant les harmoniques pour repérer la cavitation inertielle seulement [17]. En revanche, le paramétrage de tels filtres numériques est difficile car il dépend des niveaux de cavitation mis en jeu, niveaux qui évoluent au cours de la thérapie [33].

La prochaine section présente les méthodes de formation de voies dans le domaine de Fourier qui permettent de sélectionner la bande de fréquence d'intérêt simplement. Ainsi, elles s'affranchissent de la conception complexe de filtre numérique. De plus, le coût de calcul de ces approches est bien inférieur aux méthodes dans le domaine temporel.

1.2.3 Imagerie passive dans le domaine de Fourier

Les approches dans le domaine temporel sont intéressantes pour analyser l'allure de la forme d'onde (*e.g.* pour les télécommunications). Pour l'estimation de puissance, les approches temporelles ou fréquentielles s'utilisent de manière équivalente, d'après le théorème de Parseval. Les méthodes de formation de voies dans le domaine fréquentiel (FD pour Fourier Domain, en anglais), ont donc été proposées comme une alternative au TD-PAM [49, 50, 23]. Elles présentent deux avantages par rapport au TD-PAM : les temps de calcul sont considérablement réduits [51], et l'analyse fréquentielle des signaux reçus, afin de distinguer les différents types de cavitation, est facilitée. En effet, l'oscillation des bulles de cavitation stable génère plutôt des signaux acoustiques harmoniques à bande étroite, tandis que les implosions des bulles de cavitation inertielle créent un bruit large bande. Les approches dans le domaine de Fourier permettent de s'affranchir de la conception de filtre fréquentiel [17, 33], pré-traitement obligatoire pour les approches TD.

Dans un premier temps, le formalisme fréquentiel est introduit. Ensuite, une approche non-adaptative est présentée et illustrée : le FD-PCI (souvent appelée dans la littérature « Passive Cavitation Imaging »).

1.2.3.1 Principe de l'écoute passive : du domaine temporel au domaine de Fourier

Les méthodes de formation de voies dans le domaine de Fourier proposent de travailler avec la représentation fréquentielle des signaux reçus. Pour une fréquence donnée f , la matrice d'observation décrite à l'équation (1.1) s'exprime comme :

$$\mathbf{Y}(f) = S(f) \cdot \mathbf{a}(\vec{r}_0, f) + \mathbf{B}(f), \quad (1.17)$$

avec $\mathbf{a}(\vec{r}_0, f) = [e^{-i2\pi f\tau_1(\vec{r}_0)} \dots e^{-i2\pi f\tau_N(\vec{r}_0)}]^T$ le vecteur de propagation, $S(f)$ la transformée de Fourier de $s(t)$, et $\mathbf{B}(f)$ la transformée de Fourier de $\mathbf{b}(t)$.

Dans le domaine de Fourier, les retards temporels sont alors équivalents à des décalages de phase, pour chaque fréquence. L'expression des retards comme de simples multiplications par des exponentielles complexes constitue la principale différence entre les approches TD et FD.

1.2.3.2 Méthode non-adaptative : FD-PCI

Comme le TD-PAM, le FD-PCI est une approche non-adaptative qui suit l'activité de cavitation au cours du tir HIFU [52, 53, 19, 54]. Mais aussi, le FD-PCI bénéficie d'une analyse fréquentielle potentiellement intéressante pour identifier les différents régimes de cavitation et leurs effets biologiques [18].

◇ Méthode pour le FD-PCI

La Figure 1.17 montre le schéma bloc du FD-PCI. Dans un premier temps les signaux reçus $\mathbf{y}(t)$ sont représentés dans le domaine fréquentiel, via leurs transformées de Fourier, pour obtenir $\mathbf{Y}(f)$. Ensuite, la méthode du FD-PCI est présentée en reprenant les étapes du TD-PAM décrites à la Figure 1.8. Pour chaque pixel en $\vec{r}$, il faut focaliser les signaux reçus, en faire la somme pondérée, et enfin calculer la puissance résultante.

Pour une fréquence donnée, la focalisation est réalisée en multipliant chaque $Y_n(f)$ par $e^{+i2\pi f\tau_n(\vec{r})}$ pour compenser le déphasage induit par le vecteur de propagation $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$. C'est le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-PCI}(\vec{r}, f)$, complexe de taille N , qui réalise la focalisation et la somme pondérée pour l'estimation de $Q(\vec{r}, f)$ la densité spectrale en f :

$$\begin{aligned} Q(\vec{r}, f) &= \mathbf{h}_{FD-PCI}^*(\vec{r}, f) \mathbf{Y}(f) \\ &= \begin{bmatrix} w_1 e^{-i2\pi f\tau_1(\vec{r})} \\ \vdots \\ w_N e^{-i2\pi f\tau_N(\vec{r})} \end{bmatrix}^* \mathbf{Y}(f), \end{aligned} \quad (1.18)$$

avec w_n les coefficients de la somme pondérés (*e.g.* uniforme, Hann, Tuckey) et $(.)^*$ l'opérateur de transposée conjuguée. L'estimation de la densité spectrale de puissance en f pour le signal émis en $\vec{r}$ est notée $\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f)$:

$$\begin{aligned} \hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f) &= \frac{1}{T_{rec}} |Q(\vec{r}, f)|^2 \\ &= \frac{1}{T_{rec}} |\mathbf{h}_{FD-PCI}^*(\vec{r}, f) \mathbf{Y}(f)|^2, \end{aligned} \quad (1.19)$$

avec T_{rec} la durée d'enregistrement du signal reçu. Il est possible d'intégrer $\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f)$ sur la bande de fréquence B_f de la source acoustique considérée pour en estimer la puissance totale, ou de sommer les cartes obtenues afin d'imager simultanément des sources qui émettent à des fréquences différentes [23] :

$$\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, B_f) = \int_{B_f} \hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f) df. \quad (1.20)$$

Pour l'imagerie de la cavitation, le terme de carte de puissance désigne $\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f)$ ou $\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, B_f)$, dans le cas d'une source monofréquentielle, ces deux grandeurs sont

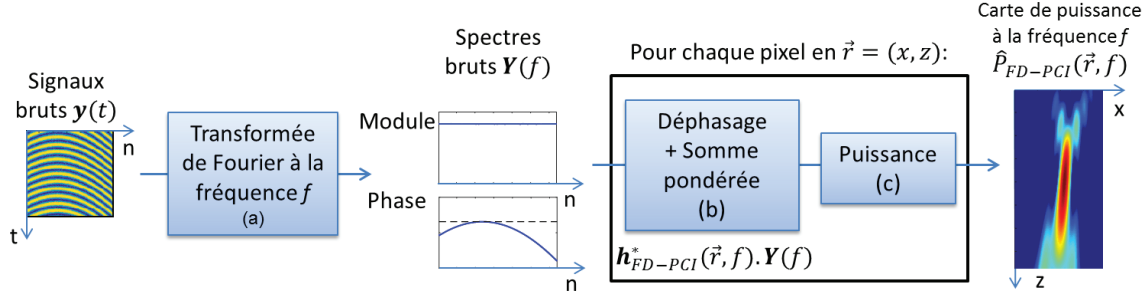


FIGURE 1.17 – Schéma bloc du FD-PCI pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f)$ à la fréquence f , à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. (a) Les coefficients de la transformée de Fourier des signaux reçus, pour la fréquence de reconstruction f , est calculée pour chaque capteur. Pour chaque pixel, les signaux sont (b) déphasés et sommés par le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-PCI}^*(\vec{r}, f)$. Enfin, (c) la densité spectrale de puissance en f , pour le signal émis en $\vec{r}$ est calculée puis affectée au pixel courant.

égales.

◇ Remarques pour le FD-PCI

- L'estimation de puissance en (1.19) dépend des paramètres de l'analyse spectrale (e.g. fenêtrage temporel, discrétisation). Ces notions sont détaillées en [23].
- Les approches TD ont une charge de calcul plus élevée que les approches FD, notamment à cause de l'étape de focalisation. Pour chaque pixel et pour chaque capteur : dans le premier cas, il faut retarder tous les échantillons temporels en considérant toute la durée d'intégration T_{int} , alors que dans le second cas, une simple multiplication par une exponentielle est nécessaire.
- L'équation (1.19) se réécrit sous la forme :

$$\hat{P}_{FD-PCI}(\vec{r}, f) = \mathbf{h}_{FD-PCI}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}_{FD-PCI}(f) \mathbf{h}_{FD-PCI}(\vec{r}, f), \quad (1.21)$$

avec $\hat{\mathbf{M}}_{FD-PCI}(f) = \mathbf{Y}(f)\mathbf{Y}^*(f)/T_{rec}$ une estimation de la matrice de densité inter-spectrale, décrivant la covariance spatiale des signaux reçus, à la fréquence f . Cette matrice est parfois notée CSM (Cross-Spectral Matrix, en anglais). Elle n'est pas nécessaire pour comprendre le FD-PCI, mais sera très utile pour la comparer à la méthodologie développée au chapitre 3.

◇ Illustration pour le FD-PCI

La Figure 1.18 compare les cartes obtenues avec le FD-PCI à différentes fréquences de reconstruction et le TD-PAM. Deux sources sont placées en $\vec{r}_a = [-5; 40]$ mm et $\vec{r}_b = [0; 45]$ mm, elles émettent une sinusoïde de fréquence $f_a = 1$ MHz et $f_b = 5$ MHz

respectivement. Les cartes de puissance obtenues sont représentées pour (a) le TD-PAM, (b) le FD-PCI reconstruit à 1 MHz, (c) le FD-PCI reconstruit à 5 MHz, et (d) la somme des images (b) et (c).

- Le TD-PAM (a) localise simultanément les deux sources, mais rien n'indique sur quelle bande de fréquence elles émettent et il n'est pas possible de les séparer sans pré-traitement. Le FD-PCI permet d'imager seulement les sources qui émettent à la fréquence de reconstruction utilisée : (b) à $f_a = 1$ MHz ((c) à $f_b = 5$ MHz respectivement), seule la source en $\vec{r}_a$ est localisée (en $\vec{r}_b$ respectivement).
- Il est tout à fait possible d'imager simultanément les deux sources avec le FD-PCI (d), en faisant la somme des cartes aux différentes fréquences. Alors, le FD-PCI retourne une carte très similaire à celle du TD-PAM (a) en termes de résolution et de contraste.
- Le lobe principal pour la source à 1 MHz est beaucoup plus large que celui pour la source à 5 MHz. Effectivement, la théorie indique que les dimensions axiale et latérale du lobe principal diminuent lorsque la fréquence de la source ou la largeur de la sonde augmentent [23, 25].
- Pour cette simulation, le temps moyen de reconstruction pour un pixel est 40 fois plus rapide pour le FD-PCI que pour le TD-PAM.

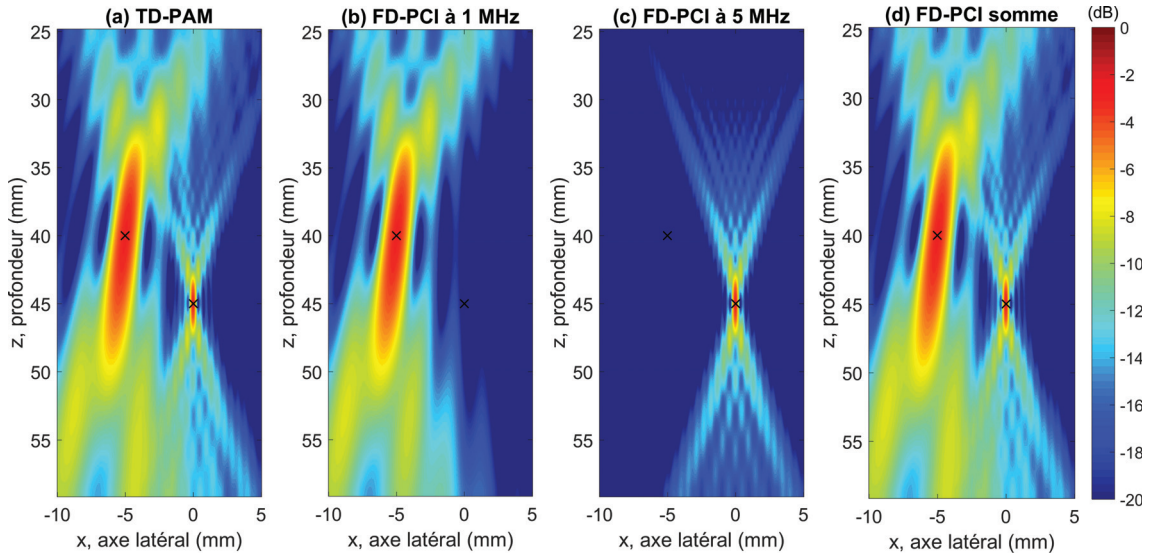


FIGURE 1.18 – Illustration du FD-PCI. Deux sources ponctuelles sont simulées en $\vec{r}_a = [-5; 45]$ mm et $\vec{r}_b = [0; 50]$ mm. Chaque source émet une sinusoïde continue de fréquence : $f_a = 1$ MHz en $\vec{r}_a$ et $f_b = 5$ MHz en $\vec{r}_b$. Les cartes de puissance obtenues sont représentées pour (a) le TD-PAM, (b) le FD-PCI reconstruit à 1 MHz, (c) le FD-PCI reconstruit à 5 MHz, et (d) le FD-PCI sommé sur les deux fréquences 1 et 5 MHz. Les croix noires indiquent les positions des deux sources.

◇ Conclusions pour le FD-PCI

Le FD-PCI est une méthode de formation de voies équivalente au TD-PAM en termes de qualité d'image. Le FD-PCI présente l'avantage d'avoir un temps de calcul réduit, en

comparaison du TD-PAM. De plus, il sélectionne précisément les fréquences d'intérêt et donc image séparément des sources de fréquences différentes : cet aspect est potentiellement très intéressant pour distinguer les différents régimes de cavitation.

Le FD-PCI est un candidat très intéressant pour assurer le suivi temps-réel de la cavitation. Toutefois, il reste limité en qualité d'image (résolution et contraste). La littérature qui propose de l'améliorer est assez pauvre. Deux études récentes, proposent de combiner de manière non-linéaire les cartes reconstruites à différentes fréquences [55, 56]. Toutefois, les cartes obtenues sont difficilement comparables car elles sont homogènes au carré de la puissance estimée par le FD-PCI. Elles ne sont donc pas développées ici.

1.3 Conclusions

En résumé, l'imagerie ultrasonore passive est une technique à fort potentiel pour suivre en temps-réel la cavitation au cours de la thérapie ultrasonore. Elle apparaît alors comme un outil essentiel pour assurer des traitements reproductibles, efficaces et sûrs pour le patient. Toutefois dans l'état de l'art actuel, il n'existe pas de méthode qui permette de satisfaire les quatre critères requis pour un suivi précis de l'activité de cavitation : qualité d'image, stabilité, temps de calcul et capacité à caractériser les régimes de cavitation.

1.3.1 Bilan de l'état de l'art

Au cours de ce travail, les méthodes de formation de voies existantes ont été identifiées et comparées selon quatre critères. La Figure 1.19 est une synthèse de cette comparaison :

- Les méthodes non-adaptatives, TD-PAM et FD-PCI, sont des approches tout à fait stables, mais souffrant d'une qualité d'image limitée (résolution et contraste).
- Les approches adaptatives par optimisation, TD-CB et TD-RCB améliorent significativement la localisation de la cavitation. En revanche, le TD-CB est très sensible aux erreurs de modèle, au point de ne pas être applicable en pratique. L'approche robuste TD-RCB nécessite un réglage du paramètre ϵ en fonction des données à traiter. Néanmoins, la charge de calcul mise en jeu est un obstacle à l'application de suivi en temps réel.
- Pour une stabilité et un temps de calcul comparables au TD-PAM, l'approche adaptative TD-PCF rejette efficacement les lobes secondaires et affine le lobe principal.
- La formation de voies dans le domaine de Fourier, FD-PCI, a le potentiel de séparer les sources de fréquences différentes. Cette méthode a le potentiel de caractériser les différents types de cavitation (stable ou inertiel), plus facilement que les méthodes TD qui nécessitent un pré-filtrage fréquentiel des signaux reçus.

1.3.2 Contributions et objectifs

Cette synthèse de l'état de l'art nous a conduit à plusieurs perspectives de travail pour améliorer l'imagerie passive de la cavitation. Deux contributions méthodologiques sont proposées.

	TD-PAM	TD-CB	TD-RCB	TD-PCF	FD-PCI
Adaptatif	Non	Oui	Oui	Oui	Non
Qualité d'image					
Stabilité					
Complexité					
Temps de Calcul					
Caractérisation du régime de cavitation					

FIGURE 1.19 – Tableau de comparaison des méthodes de formation de voies TD, FD, adaptatives ou non.

- Les méthodes adaptatives de faible complexité, comme le TD-PCF, ont des caractéristiques tout à fait intéressantes : pour un temps de calcul supplémentaire quasi-nul et une bonne stabilité, elles améliorent efficacement la localisation de la cavitation. Dans le cas du TD-PCF, il s'agit d'exploiter la cohérence de phase des signaux. Nous avons proposé une méthode alternative, qui exploite plutôt la cohérence d'amplitude, par compression non-linéaire : TD-*p*PAM. Elle offre des performances similaires en s'affranchissant de l'hypothèse bande étroite qui n'est pas toujours vérifiée en imagerie de la cavitation.
- Bien que de nombreuses méthodes adaptatives aient été proposées dans le domaine temporel, la littérature des méthodes adaptatives dans le domaine de Fourier est assez pauvre. Puisque les méthodes adaptatives sont moins stables, un premier travail a consisté à introduire dans le FD-PCI une estimation spectrale robuste : FD-PAM. Nous avons alors adapté des méthodes FD avancées de la littérature de l'acoustique sous-marine et aéro-acoustique : la méthode Robuste de Capon (FD-RCB), le Functional Beamforming (FD-FB), et la méthode Multiple Signal Classification (FD-MUSIC).

L'évaluation de ces méthodes d'imagerie de la cavitation n'est pas si simple car le phénomène de cavitation est fortement non-linéaire et chaotique. Nous avons analysé et synthétisé les modèles de la littérature, pour établir un processus de validation méthodique. Finalement, trois types de données ont été retenus pour évaluer progressivement les performances des méthodes de formation de voies : premièrement des données simulées, puis des données expérimentales *in vitro* sans cavitation et enfin des données expérimentales *in vitro* avec cavitation.

- Les simulations ont pour but de vérifier la précision des formateurs de voies, et de reproduire parfaitement les hypothèses requises par la théorie. En revanche, elles ne comportent aucune erreur de modèle réaliste et sont très peu représentatives du cas réel de cavitation.
- Les données expérimentales *in vitro* sans cavitation constituent un modèle intermédiaire, entre le cadre trop parfait des simulations, et la complexité d'un vrai nuage de cavitation. L'expérience consiste à localiser passivement un fil vibrant

immergé dans une cuve d'eau. Les erreurs de modèles sont réelles et le fil constitue une source unique quasi-ponctuelle et quasi-statique.

- Enfin les méthodes sont évaluées sur de véritables données expérimentales de cavitation *in vitro*. Les bulles constituent des sources complexes à imager, puisqu'elles sont non-ponctuelles, changent de taille, interfèrent, se déplacent. Afin d'évaluer précisément les performances de localisation des méthodes, et leur potentiel à suivre la dynamique des nuages de bulles de cavitation, les images acoustiques sont comparées aux images optiques acquises par une caméra rapide.

Le manuscrit est organisé de la manière suivante. Le chapitre 2 concerne les méthodes temporelles. Il présente la méthode adaptative par compression non-linéaire TD-*p*PAM, et la compare aux TD-PAM, TD-RCB et TD-PCF sur des données simulées. Le chapitre 3 présente et analyse les performances des quatre nouvelles méthodes de formation de voies proposées dans le domaine de Fourier : FD-PAM, FD-RCB, FD-FB et FD-MUSIC, sur des données simulées et expérimentales *in vitro* sans cavitation. Le chapitre 4 est consacré à la description du dispositif expérimental pour l'imagerie de la cavitation *in vitro* et à l'évaluation des méthodes fréquentielles sur ces données.

Chapitre 2

Imagerie passive dans le domaine temporel par compression d'amplitude non-linéaire : méthodologie et processus de validation en simulation

L'imagerie ultrasonore passive de la cavitation est une technique à fort potentiel pour guider la thérapie par ultrasons. La capacité à localiser les bulles de cavitation dépend des performances de la méthode de formation de voies utilisée. Le Passive Acoustic Mapping (PAM) est la méthode conventionnelle. Elle souffre d'une mauvaise résolution ne permettant pas toujours de localiser précisément les bulles de cavitation. Depuis, plusieurs techniques de formation de voies adaptatives, essentiellement dans le domaine temporel, ont été proposées pour améliorer la qualité des images.

Cependant, la cavitation est un phénomène complexe qui dépend de très nombreux paramètres (*e.g.* pression d'excitation, température, quantité de gaz dissout dans le milieu). Afin d'évaluer les méthodes d'imagerie passive avec des hypothèses parfaitement maîtrisées, nous avons effectué diverses simulations. Les modèles utilisés de la littérature n'ont pas la prétention de représenter fidèlement des signaux acoustiques de cavitation. Ils constituent une solution simple et rapide pour valider les méthodes de formation de voies, en comprendre les comportements et les limites théoriques.

Ce chapitre présente le processus de validation mis en place. Il est illustré sur une méthode de formation de voies originale que nous avons développée initialement en imagerie active puis adaptée à l'imagerie passive. Cette méthode est une approche dans le domaine temporel (TD), basée sur la cohérence d'amplitude des signaux. Il s'agit d'appliquer le Passive Acoustic Mapping (PAM) après compression non-linéaire de l'amplitude des signaux de cavitation via la racine $p^{\text{ème}}$. Cette méthode est donc notée TD- p PAM.

La première section présente la méthode TD- p PAM. Ensuite, les métriques d'évaluation pour la qualité d'image sont exposées. Les modèles de simulation utilisés pour la cavitation stable et inertielle sont décrits. Enfin, les performances du TD- p PAM sont validées et

comparées, en simulation, à celles des méthodes de la littérature : TD-PAM, TD-RCB et TD-PCF.

2.1 Méthode d'imagerie par compression d'amplitude non-linéaire : TD-*p*PAM

Les méthodes adaptatives pour l'imagerie passive de la cavitation sont souvent inspirées de l'imagerie active. Si les ondes imagées et les informations sont différentes, les méthodes de formation de voies sont transférables, dans la mesure où elles consistent à focaliser les signaux reçus sur chaque capteur et à les combiner. Ainsi, en 2015, Coviello *et al.* [30] se sont inspirés (entre autres) des travaux de 2007 de Synnevåg *et al.* [41] sur les méthodes de Capon pour améliorer le contraste et la résolution des images échographiques [57]. En 2018, Boulos *et al.* [32] ont adapté le PCF de Camacho *et al.* [47] proposé en 2009, pour réduire les lobes secondaires pour un faible coût de calcul.

Nous avons mis au point la méthode TD-*p*PAM en suivant une démarche similaire. La première sous-section retrace brièvement dans quel contexte nous avons développé la formation de voies par compression non-linéaire pour l'imagerie active. La seconde section décrit et illustre l'adaptation de cette méthode à l'imagerie passive de la cavitation : le TD-*p*PAM.

2.1.1 Préambule : de l'imagerie active au TD-*p*PAM

Les études que nous avons menées en imagerie active ont fait l'objet d'un travail préliminaire important (deux articles de conférences et un article de revue internationale [58, 59, 60]). Toutefois, par souci de clarté, nous avons fait le choix de ne pas les développer dans ce manuscrit orienté sur l'imagerie passive. Cette sous-section résume ces travaux.

La méthode de reconstruction d'image active se résume en deux étapes principales : 1) focaliser les signaux reçus au pixel d'intérêt et 2) en faire la somme pondérée [9]. L'approche conventionnelle s'appelle le DAS (Delay-And-Sum, en anglais). Comme le TD-PAM, la seule somme des signaux focalisés ne suffit pas à rejeter efficacement les artefacts de reconstruction qui dégradent la résolution et le contraste des images échographiques [61].

En 2015, Matrone *et al.* [62] ont introduit une nouvelle technique pour améliorer la qualité des images ultrasonores actives : le Filtered Delay Multiply and Sum (FDMAS). Plutôt que de simplement sommer les signaux focalisés comme le DAS, le FDMAS somme les produits croisés des signaux focalisés 2 à 2. Ceux-ci sont préalablement compressés en amplitude via la racine carrée pour que le signal somme résultant reste homogène à l'unité des signaux initiaux, en Volt. Ainsi, une mesure de la cohérence d'amplitude est introduite pour rejeter efficacement les lobes secondaires [63].

Nous avons adapté l'algorithme FDMAS à l'imagerie passive. Or non seulement, les produits croisés représentent une lourde charge de calcul supplémentaire, mais surtout, le FDMAS n'offre pas une localisation satisfaisante de la cavitation (une source ponctuelle unique apparaît comme deux taches sur les images passives).

Afin de mieux comprendre l'origine de ces problèmes de localisation, nous avons étudié plus en détail le FDMAS en imagerie active. Cela nous a conduit à développer un nouveau

formateur de voies qui approxime le FDMAS pour un coût de calcul plus faible, sans l'effet double-tache, et dont les performances sont ajustables à l'aide d'un paramètre p : le p DAS. Une première version de la méthode a été évaluée sur des données simulées en collaboration avec les auteurs du FDMAS Giulia Matrone et Alessandro Savoia [58]. Ensuite, nous avons étudié le p DAS sur des données expérimentales *in vitro*, dans le cadre d'un challenge d'imagerie ultrasonore [61]. Cette étude a montré que le p DAS améliore la résolution et le contraste des images échographiques [59]. L'annexe A illustre le principe d'imagerie active et présente brièvement le p DAS.

Ce travail pour l'imagerie active nous a servi à comprendre la méthode p DAS, puis l'adapter à l'imagerie passive de la cavitation : le TD- p PAM.

2.1.2 Méthodologie du TD- p PAM

Le TD- p PAM est une méthode de formation de voies adaptative pour l'imagerie passive originale que nous avons développée au cours de ce travail de thèse [64]. La Figure 2.1 est un schéma bloc du TD- p PAM. Cette méthode consiste à renforcer la somme cohérente sur les éléments des signaux retardés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$, de l'équation (1.4), par compression non-linéaire. La racine $p^{\text{ème}}$ signée est utilisée :

$$\tilde{q}_p(\vec{r}, t) = \sum_{n=1}^N w_n \text{sign}(y_n(\vec{r}, t + \tau_n(\vec{r}))) \cdot |y_n(\vec{r}, t + \tau_n(\vec{r}))|^{1/p}. \quad (2.1)$$

Ensuite, puisque la racine $p^{\text{ème}}$ modifie la dimension des données (Volt en Volt $^{\frac{1}{p}}$), la puissance $p^{\text{ème}}$ signée est appliquée au signal moyen pour rétablir la dimension d'origine en Volt :

$$q_p(\vec{r}, t) = \text{sign}(\tilde{q}_p(\vec{r}, t)) \cdot |\tilde{q}_p(\vec{r}, t)|^p. \quad (2.2)$$

La puissance du signal résultant est calculée comme dans l'équation (1.5) du TD-PAM pour être attribuée au pixel courant en $\vec{r}$:

$$\hat{P}_{TD-pPAM}(\vec{r}) = \frac{1}{T_{int}} \int_{t_0}^{t_0+T_{int}} |q_p(\vec{r}, t)|^2 dt. \quad (2.3)$$

◇ Remarques pour le TD- p PAM

- La racine signée et la puissance signée sont utilisées pour conserver la polarité des oscillations.
- Le TD- p PAM est considéré comme une méthode adaptative basée sur la cohérence d'amplitude. En effet, l'équation (2.1) s'écrit comme :

$$\tilde{q}_p(\vec{r}, t) = \sum_{n=1}^N \underbrace{\frac{w_n}{|y_n(t + \tau_n(\vec{r}))|^{\frac{p-1}{p}}} y_n(t + \tau_n(\vec{r}))}_{w_{n,pPAM}(\vec{r}, t)}. \quad (2.4)$$

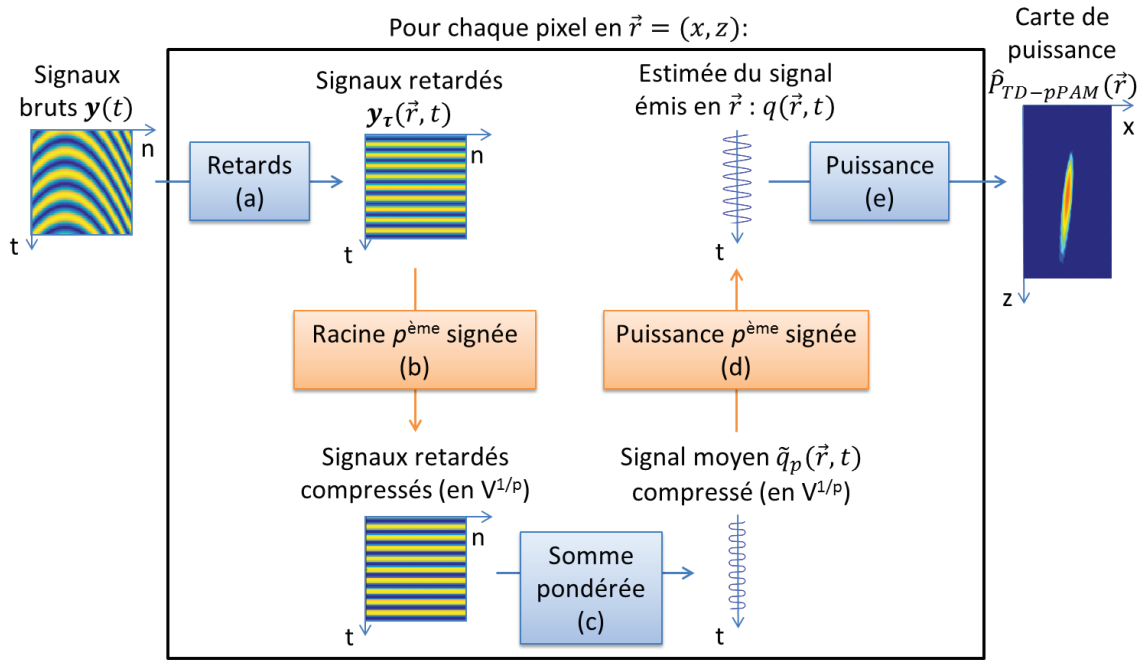


FIGURE 2.1 – Schéma bloc du TD- p PAM pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{TD-pPAM}(\vec{r})$ à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. Pour chaque pixel, les signaux sont (a) retardés ou focalisés. Ils sont ensuite compressés par (b) la racine $p^{\text{ème}}$ et (c) sommés sur la dimension des éléments. (d) La puissance $p^{\text{ème}}$ est alors appliquée au signal moyen $\tilde{q}_p(\vec{r}, t)$, pour rétablir la dimension originale en Volt. Enfin, (e) le calcul de puissance est affecté au pixel courant en $\vec{r}$. À noter qu'en pratique la racine $p^{\text{ème}}$ est appliquée directement sur les signaux bruts (les cartes obtenues sont identiques pour un temps de calcul réduit).

Ainsi, par identification avec l'équation de la somme pondérée du TD-PAM (1.4), les signaux focalisés sont pondérés, pour chaque élément n et chaque instant t , par un poids $w_{n,pPAM}(\vec{r}, t)$ qui dépend des amplitudes des signaux focalisés et du paramètre p .

- La paramètre p permet de rejeter plus ou moins les artefacts de reconstruction. $p = 1$ revient à utiliser le TD-PAM, puis à mesure que p augmente, les lobes secondaires sont rejetés plus fortement. p peut être un entier ou non.

◇ Illustration pour le TD- p PAM

La Figure 2.2 illustre le principe du TD- p PAM, pour $p = 2$ (racine carrée) et $p = 3$ (racine cubique), dans le cas d'une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm émettant $s(t)$ une sinusoïde de fréquence 1 MHz. Les cartes de puissance obtenues sont représentées en (a) pour le TD-PAM, pour le TD- p PAM avec (b) $p = 2$ et (c) $p = 3$. Les signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$ sont représentés respectivement pour les pixels (d) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (g) sur un lobe secondaire du TD-PAM en $\vec{r}_2$. Pour un instant choisi arbitrairement dans la plage d'intégration, $t = 17 \mu s$, les amplitudes des signaux focalisés et la pondération associée sont représentées pour (e,f) $\vec{r}_1$ et (h,i) $\vec{r}_2$.

- Le TD- p PAM rejette efficacement les lobes secondaires et affine le lobe principal, pour (b) $p = 2$, en comparaison du (a) TD-PAM. Cette tendance est d'autant plus marquée que p augmente (cf $p = 3$ (c)).
- Sur le point source en $\vec{r} = \vec{r}_1 = \vec{r}_0$, les signaux sont correctement remis en phase (d), à chaque instant leurs amplitudes sont constantes sur la dimension des éléments (e). D'après l'expression des poids (2.4), les $w_{n,pPAM}(\vec{r}, t)$ dépendent de l'amplitude des signaux focalisés. Ainsi, s'ils sont tous égaux (sur (f) les trois courbes de poids sont superposées), la pondération est équivalente à celle du TD-PAM (avec des poids uniformes). La puissance calculée est identique pour le (a) TD-PAM ou le (b,c) TD- p PAM.
- Sur un lobe secondaire du TD-PAM en $\vec{r}_2$, les signaux ne sont pas remis en phase (g), leurs amplitudes ne sont pas constantes d'un élément à l'autre (h). Dès lors, les poids $w_{n,pPAM}(\vec{r}, t)$ ne sont pas constants non plus (i). Notamment, ils sont d'autant plus importants que les amplitudes sont faibles (équation (2.4)) : la somme pondérée résultante est inférieure à celle obtenue avec le TD-PAM. Cette tendance est d'autant plus marquée que p est grand.
- La racine $p^{\text{ème}}$ est appliquée directement sur les signaux bruts reçus (elle n'est pas ré-appliquées pour chaque pixel sur les signaux focalisés). Pour cette simulation, le temps supplémentaire de calcul de racine et puissance $p^{\text{ème}}$ représente moins de 2 % du temps de calcul total du TD-PAM, quelle que soit la valeur de p .

◇ Conclusions pour le TD- p PAM

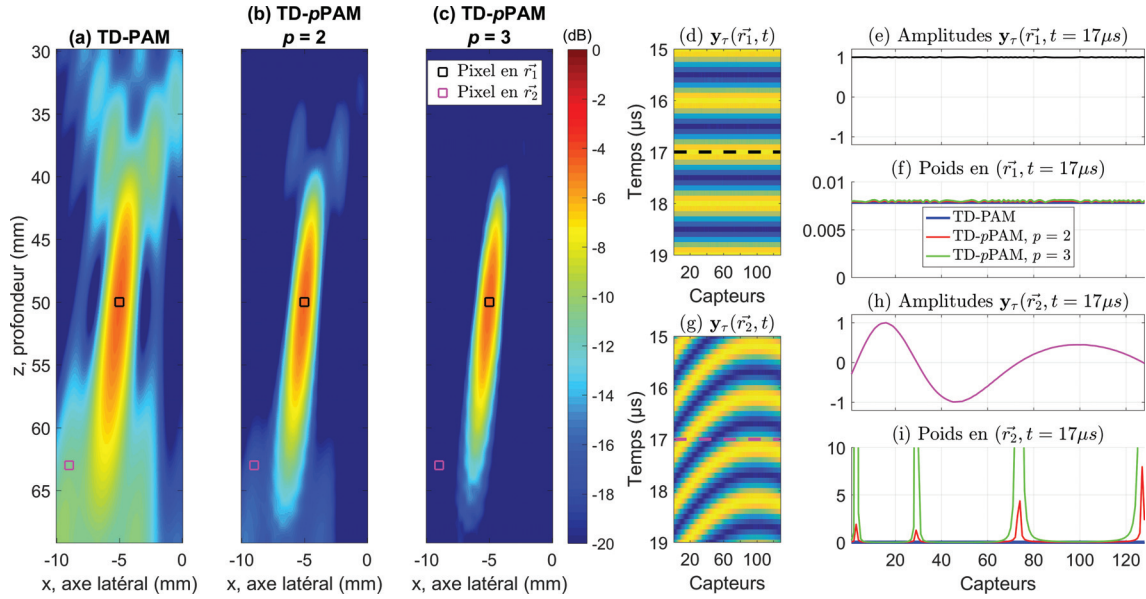


FIGURE 2.2 – Illustration du principe du TD- p PAM. Une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm émet $s(t)$ une sinusoïde de fréquence 1 MHz. Les cartes de puissance obtenues sont représentées en (a) pour le TD-PAM, pour le TD- p PAM avec (b) $p = 2$ et (c) $p = 3$. Les signaux focalisés $y_\tau(\vec{r}, t)$ sont représentés respectivement pour les pixels (d) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (g) sur un lobe secondaire en $\vec{r}_2 = [-9; 63]$ mm. Pour un instant donné $t = 17 \mu s$, les amplitudes des signaux focalisés et les différentes pondérations associées (poids) sont représentées (e,f) $\vec{r}_1$ et (h,i) $\vec{r}_2$.

Le TD- p PAM est une méthode adaptative basée sur la cohérence d'amplitude, et ne fait pas d'hypothèse sur le contenu spectral des signaux à traiter. Le TD- p PAM rejette efficacement les lobes secondaires et affine le lobe principal. Ses performances augmentent avec la valeur du paramètre réglable p . Le temps de calcul du TD- p PAM est relativement proche de celui du TD-PAM. Aucune étude théorique n'a été menée pour en prouver la convergence. Ses performances et sa stabilité sont étudiées empiriquement dans les sections suivantes en simulation.

2.2 Métriques d'évaluation pour la qualité d'image

L'évaluation quantitative des méthodes d'imagerie est réalisée par mesures de la résolution et du contraste sur les images obtenues. Une illustration est donnée en Figure 2.3.

2.2.1 Résolution

La résolution est évaluée par la mesure des deux dimensions du lobe principal (lignes en pointillés sur (a)). Comme indiqué en 1.2.2.1, la PSF s'oriente vers le centre de la sonde, les mesures sont donc réalisées sur deux coupes orientées : (b) la coupe axiale orientée passe par le maximum de la carte (centre de la croix noire en (a)) et le centre de la sonde en $\vec{r} = [0; 0]$ mm, et (c) la coupe latérale orientée est l'axe qui lui est perpendiculaire. Sur chaque coupe la taille du lobe principal à mi-hauteur (*i.e.* à -3 dB) est considérée (pointillés rouges sur (b) et (c)). Dans cet exemple, le lobe principal a une longueur ((b) coupe axiale

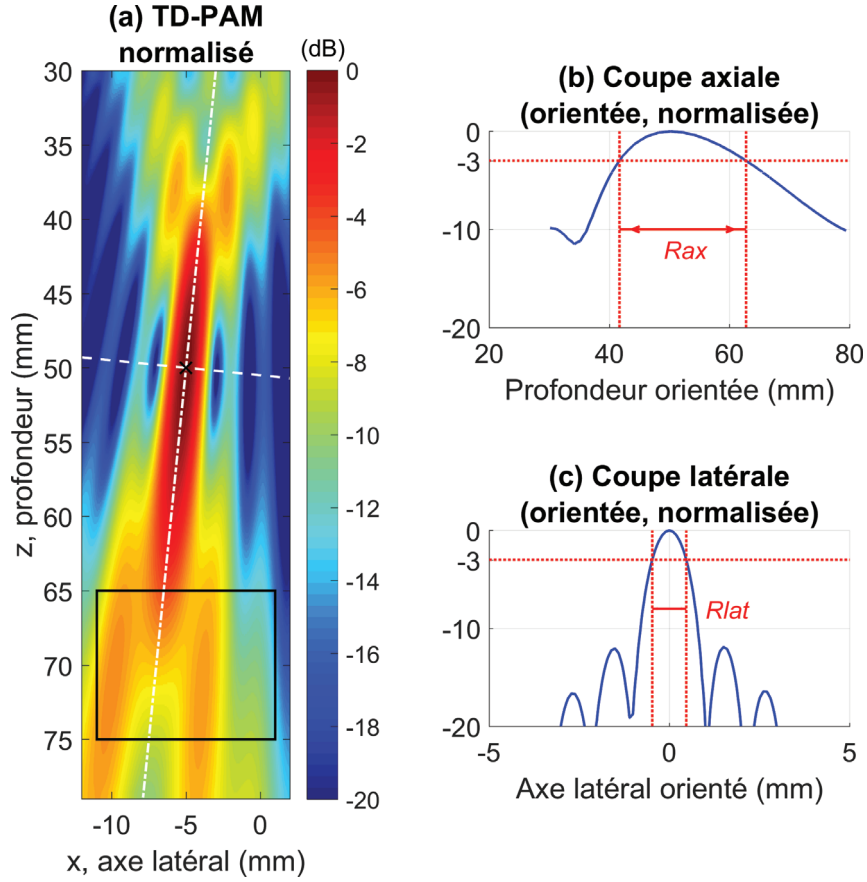


FIGURE 2.3 – Illustration des métriques utilisées pour l'évaluation de la qualité d'image. La carte (a) est obtenue sur une simulation de source ponctuelle. Elle est normalisée par rapport au maximum repéré par le centre de la croix noire, qui coïncide avec la position de la source en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm. Les pointillés blancs (.-) dans la longueur du lobe principal indiquent la coupe axiale orientée représentée en (b). Les pointillés blancs (- -) dans la largeur du lobe principal indiquent la coupe latérale orientée représentée en (c). Sur (b) et (c), les pointillés rouges indiquent la largeur à mi-hauteur (*i.e.* à -3 dB) du lobe principal pour la mesure de résolutions (R_{ax} : axiale, R_{lat} : latérale). La source étant ponctuelle, la région de cavitation est constituée d'un seul pixel : le maximum de puissance au centre de la croix noire. Le rectangle noir définit la région d'artefacts considérée pour les mesures de contraste.

orientée) de 21.12 mm, et une largeur ((c) coupe latérale orientée) de 0.94 mm. Pour une source ponctuelle, la méthode est d'autant plus performante que les dimensions du lobe principal sont faibles.

2.2.2 Contraste

Le contraste est évalué par le rapport entre le niveau moyen des pixels dans deux régions de l'image : μ_{cav} pour la région de cavitation et μ_{art} pour la région d'artefacts. Il est noté CAR (Cavitation-to-Artifact Ratio, en anglais) et calculé¹ comme :

$$CAR = 10 \log \left(\frac{\mu_{cav}}{\mu_{art}} \right). \quad (2.5)$$

La région de cavitation est constituée des pixels situés sur les sources. Dans le cas d'une source ponctuelle, un seul pixel est considéré : celui au centre de la croix noire sur (a). La région d'artefacts est choisie arbitrairement, souvent en aval du lobe principal. En général elle contient les lobes secondaires du TD-PAM, comme indiqué par le rectangle noir sur (a). A noter que selon les jeux de données, la taille et la position de cette région sont choisies différemment pour quantifier fidèlement les observations sur les cartes.

2.3 Modèles de simulation

Un simulateur simplifié de signal de cavitation, sous Matlab, a été développé au laboratoire CREATIS. Il simule notamment la sonde et la cavitation stable. En revanche, aucun modèle n'a été développé pour la cavitation inertielle, pour laquelle le TD-PAM a été développé initialement dans le domaine temporel [24]. De plus, l'allure des cartes dépend du contenu fréquentiel des signaux reçus [23]. Pour ce travail, nous avons donc inclus dans ce simulateur, les signaux de cavitation inertielle basés sur deux modèles utilisés pour l'étude de l'imagerie de la cavitation [33, 65].

Cette section décrit les modèles utilisés pour la sonde d'imagerie, la cavitation stable et la cavitation inertielle, et le cas d'un nuage de bulles.

2.3.1 Sonde ultrasonore et propagation acoustique

La sonde ultrasonore simulée dispose de caractéristiques similaires à une sonde échographique linéaire réelle (sonde L7-4 Verasonics). Elle est composée de $N = 128$ éléments piézo-électriques, espacés uniformément de $298 \mu\text{m}$, pour une ouverture totale de 38 mm. Les éléments sont supposés ponctuels. Les signaux acoustiques sont enregistrés à une fréquence d'échantillonnage de $f_s = 20 \text{ MHz}$. La sonde est centrée en $x = 0 \text{ mm}$. La réponse impulsionnelle temporelle de la sonde est appliquée aux signaux reçus, sa bande passante est donnée en Figure 2.4.

Les ondes acoustiques sont supposées se propager de manière sphérique à une vitesse constante $c = 1540 \text{ m/s}$ (vitesse du son dans les tissus biologiques), sans tenir compte

1. Les valeurs de pixels sont homogènes à des puissances, pour cette raison le rapport CAR est calculé avec $10 \log$ et non $20 \log$.

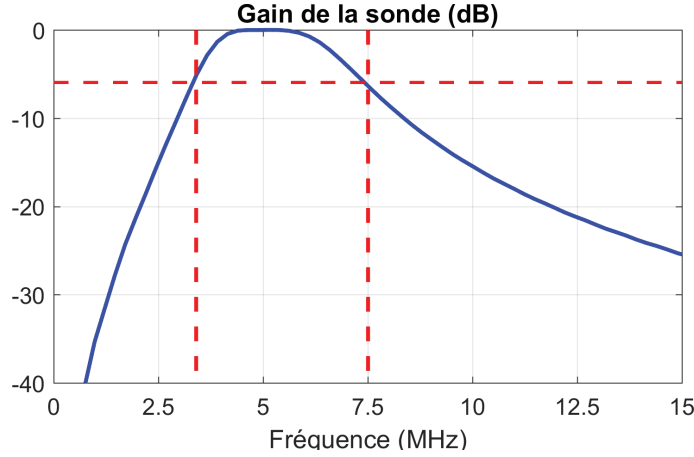


FIGURE 2.4 – Bande passante de la sonde linéaire L7-4, Verasonics. Les traits rouges en pointillés indiquent la bande passante à -6 dB qui est [3.5 - 7.5] MHz

d'aucune atténuation. L'allure des signaux reçus par la sonde dépend donc essentiellement de la position $\vec{r}$ des sources et des temps de vol $\tau_n(\vec{r})$ (équation (1.2)).

Un bruit blanc gaussien décorrélat spatialement est ajouté au niveau de chaque capteur aux signaux provenant des bulles pour simuler le bruit électronique, définissant ainsi le rapport signal à bruit, noté RSB .

2.3.2 Cavitation stable

La cavitation stable correspond à l'oscillation faiblement non-linéaire d'une bulle autour de son rayon d'équilibre. Cette bulle émet des signaux à bande étroite aux fréquences harmoniques, sous-harmoniques et ultra-harmoniques de f_{HIFU} la fréquence de tir HIFU, dont les niveaux relatifs dépendent de nombreux paramètres (*e.g.* mode d'oscillation, pressions appliquées, taille de la bulle) [66].

Ici, $f_{HIFU} = 1$ MHz et nous considérons les dix premières harmoniques dont les amplitudes décroissent en $1/u^2$ (où u est le numéro de l'harmonique), et sont supposées toutes en phase². Haworth *et al.* [50] ont montré que la durée du tir HIFU n'a pas d'influence sur l'allure des cartes de cavitation. Pour ces simulations nous nous sommes placés dans le cas où les émissions des bulles sont supposées durer tout au long de l'enregistrement. Un exemple de signal est donné en Figure 2.5 (a) et (b).

2.3.3 Cavitation inertielle

La cavitation inertielle correspond à l'effondrement violent de la bulle sur elle-même. Le signal émis est alors large bande dans le domaine de Fourier. Dans la littérature de l'imagerie de la cavitation, seulement deux modèles sont utilisés pour simuler des signaux de cavitation inertielle.

Le modèle de Vokurka [65] construit le signal dans le domaine temporel comme un train d'impulsions aléatoires. Il suppose qu'à chaque période d'oscillation, la bulle émet une double exponentielle, croissante puis décroissante, dont les paramètres (amplitude,

2. A notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature de modèle plus indiqué qu'un autre pour la loi de décroissance en amplitude ou des déphasages entre harmoniques.

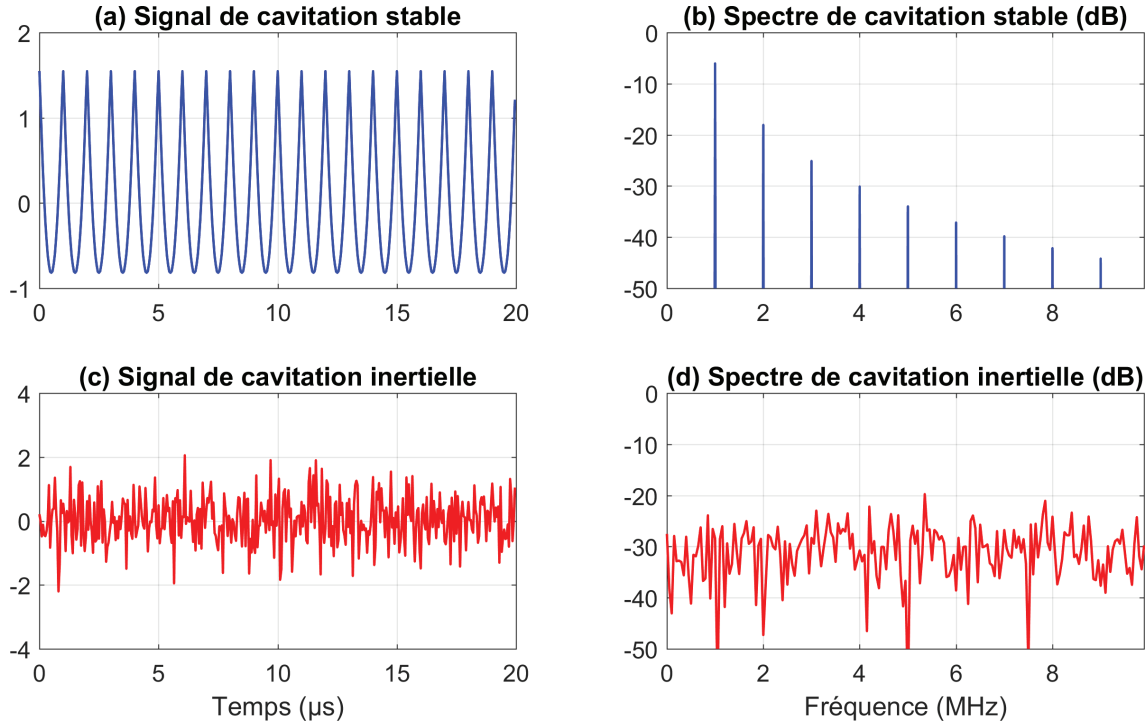


FIGURE 2.5 – Exemples de signaux simulés pour une bulle de cavitation (a,b) stable et (c,d) inertielle. A noter que ces représentations n’incluent ni le bruit électronique, ni la bande passante de la sonde.

constante de temps, retard) évoluent aléatoirement d’une période à l’autre. Nous ne considérons pas ce modèle ici, notamment car la signature fréquentielle dépend des caractéristiques des lois aléatoires choisies (apparition potentielle de fréquences harmoniques due à la périodicité des pics), et ces valeurs ne sont pas justifiées dans la littérature [30, 44, 45, 67].

Afin de simuler uniquement du bruit large bande [68], nous avons donc opté pour un modèle qui suppose simplement le bruit de cavitation inertielle, émis par chaque bulle, comme un bruit blanc Gaussien centré de puissance $P_{inertielle}$ [33]. Un exemple de signal est donné en Figure 2.5 (c) et (d).

2.3.4 Deux types de configuration : bulle unique ou nuage

Les méthodes de formation de voies sont généralement développées et illustrées sur une source ponctuelle unique (comme au chapitre 1). Les interprétations sont alors simplifiées. En revanche, la présence de plusieurs sources donne lieu à des interférences et engendre des artefacts supplémentaires sur les images [30]. Il est donc nécessaire d’observer le comportement des méthodes d’imagerie dans le cas de plusieurs sources confinées pour simuler la source étendue que représente un nuage de bulles de cavitation.

Pour simuler un nuage de bulles, les contributions des bulles sont indépendantes et simplement sommées. Chaque bulle est positionnée en $\vec{r}_b$ et émet un signal $s_b(t)$, avec $b = 1 \dots B$ l’indice de la bulle et B le nombre total de bulles. Le centre du nuage coïncide avec la position de la tache focale de thérapie $\vec{r}_f = [x_f, z_f]$. La dispersion du nuage suit une

distribution gaussienne qui reproduit les dimensions du foyer HIFU³ : $x_b \sim \mathcal{N}(x_f, \sigma_x)$ et $z_b \sim \mathcal{N}(z_f, \sigma_z)$, avec $\mathcal{N}(\mu, \sigma)$ une loi normale de moyenne μ et d'écart-type σ . Le nombre de bulles simulées B varie généralement entre 1 et 100 [30, 44, 45, 67].

2.4 Evaluation en simulation de la méthode TD- p PAM

Les performances du TD- p PAM sont évaluées sur quelques jeux de données simulées : l'influence du paramètre p sur source ponctuelle (stable et inertielle) est étudiée, puis le TD- p PAM est comparé au TD-PAM, TD-RCB et TD-PCF sur un modèle de nuage de bulles.

2.4.1 Influence du paramètre p sur la qualité d'image

Dans cette section, les performances de qualité d'image du TD- p PAM sont évaluées en fonction du paramètre p . Le milieu est constitué d'une bulle unique placée en $\vec{r}_0 = [0; 50]$ mm. Dans un premier cas, la bulle émet un signal harmonique (cavitation stable). Dans un second cas, la bulle émet un signal large bande (cavitation inertielle). Le but est de comprendre l'évolution et les limites des performances du TD- p PAM en fonction de p , et s'il est applicable sur ces deux modèles de cavitation.

Les paramètres de simulation et de reconstruction sont donnés dans le tableau 2.1. L'allure des signaux reçus est illustrée sur la Figure 2.6. L'effet de la bande passante de la sonde est clairement visible (b, d). Notamment sur (b), la fréquence fondamentale à 1 MHz et la seconde harmonique à 2 MHz sont fortement atténuées puisqu'elles sont hors de la bande passante.

Les cartes ont été reconstruites pour la méthode conventionnelle TD-PAM, puis pour la méthode proposée TD- p PAM pour différentes valeurs de p entre 2 et 50. A noter que le TD- p PAM pour la valeur $p = 1$ correspond au TD-PAM. Toutes les cartes sont normalisées et affichées sur la Figure 2.7 pour la cavitation (a-f) stable et (g-l) inertielle. Les évolutions des métriques en fonction du paramètre p sont représentées sur la Figure 2.8 pour les résolutions (a,d) axiale R_{ax} et (b,e) latérale R_{lat} ainsi que pour (c,f) le contraste CAR .

- Dans tous les cas, le maximum de la carte coïncide avec la position exacte de la source, avec une erreur nulle.
- Les cartes obtenues avec le TD-PAM Figure 2.7 montrent une meilleure qualité d'image, en termes de résolutions et contraste, pour la cavitation (Fig. 2.7(g)) inertielle ($R_{ax} = 4.0$ mm, $R_{lat} = 0.2$ mm, $CAR = 12.6$ dB) en comparaison de (Fig. 2.7(a)) la stable ($R_{ax} = 10.9$ mm, $R_{lat} = 0.5$ mm, $CAR = 7.8$ dB). Ceci est dû à la composante fondamentale à 1 MHz dans les signaux de cavitation stable, visible sur la Figure 2.6 (b). Puisque la qualité d'image augmente avec la fréquence

3. A titre d'exemple, au LabTAU, deux transducteurs HIFU sont utilisés pour ce projet. Pour le premier de fréquence centrale 550 kHz, les dimensions du foyer à -3 dB sont 17 mm de longueur (dans l'axe acoustique) et 2.9 mm de diamètre. Pour le second de fréquence centrale 1 MHz, les dimensions du foyer à -3 dB sont 8.3 mm de longueur et 1.1 mm de diamètre.

Simulation		
	Bruit électronique	$RSB = 10 \text{ dB}$
	Durée d'enregistrement	$T_{rec} = 20 \text{ } \mu\text{s}$
Stable	Fréquence fondamentale f_{HIFU}	1 MHz
Stable	Puissance moyenne*	$P_{stable} = 0.54 \text{ V}^2$
Inertielle	Puissance moyenne	$P_{inertielle} = P_{stable} = 0.54 \text{ V}^2$
Reconstruction		
	Durée d'intégration	$T_{int} = T_{rec} = 20 \text{ } \mu\text{s}$
	Début d'intégration	$t_0 = 0 \text{ } \mu\text{s}$
	Poids w_n pour TD-PAM et TD- p PAM	uniforme : $1/N = 1/128$

TABLE 2.1 – Paramètres de simulation et de reconstruction, pour l'évaluation du TD- p PAM sur source ponctuelle de cavitation stable et inertielle. **Cette puissance correspond à un signal composé de 10 harmoniques dont l'amplitude décroît en $1/u^2$, avec une amplitude unitaire pour le fondamental.*

des signaux reçus [23, 25], la composante prédominante à 1 MHz limite la résolution et le contraste pour la cavitation stable (Fig. 2.7(a)). Cette tendance se retrouve aussi en comparant chaque carte de TD- p PAM, à p fixé, pour les deux types de cavitation sur la Figure 2.7 (b-f,h-l).

- La méthode TD- p PAM réduit les dimensions du lobe principal et le niveau des artefacts d'autant plus que p augmente, pour la cavitation stable (Fig. 2.7(a-f)) et la cavitation inertielle (Fig. 2.7(g-l)). Avec $p = 2$, R_{ax} et R_{lat} sont améliorées jusqu'à 50 % et 25 % du TD-PAM, pour la cavitation stable et la cavitation inertielle, respectivement (Fig. 2.8 (a,b,d,e)). Cette observation est cohérente avec l'analyse méthodologique détaillée dans la section 2.1.2, sur la pondération non-linéaire augmentant avec l'ordre de la racine $p^{\text{ème}}$ utilisée.
- Au-delà de $p = 5$, le gain de résolution sature sur les courbes (Fig. 2.8 (a,b,d,e)), mais le contraste ne cesse d'augmenter avec p (c,f). Toutefois, le lobe principal se dégrade sur les cartes (Figure 2.7 (e,f)). La compression d'amplitude met en relief les effets de discrétisation.

Cette première analyse en simulation valide la capacité du TD- p PAM à améliorer la qualité des images à mesure que p augmente, sur une bulle unique de cavitation stable ou inertielle. Puisque le TD- p PAM s'inscrit dans les méthodes de formation de voies adaptatives (*i.e.* dont le comportement dépend des données), la valeur de p doit être choisie en fonction du contexte d'application. Dans les deux cas présentés, le TD- p PAM localise la source, sans dégrader le lobe principal, pour une plage de valeurs de p comprises entre 1 et 10.

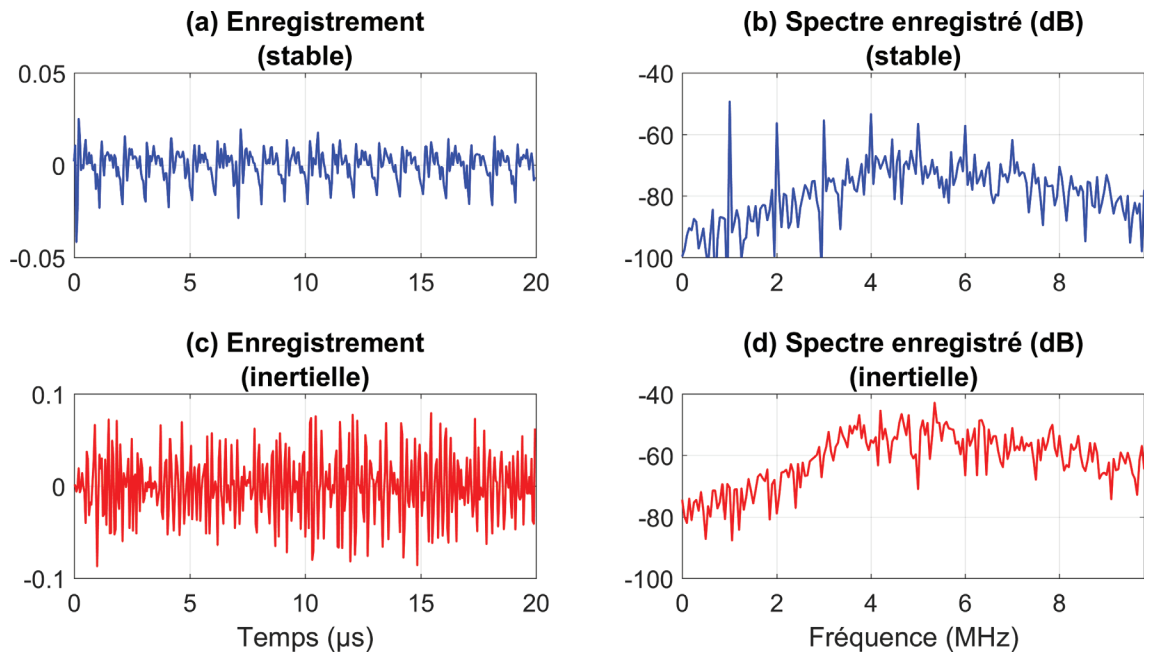


FIGURE 2.6 – Allures (a,c) temporelles et (b,d) fréquentielles des signaux simulés, reçus par la sonde, pour une source de type bulle unique de cavitation (a,b) stable ou (c,d) inertielle.

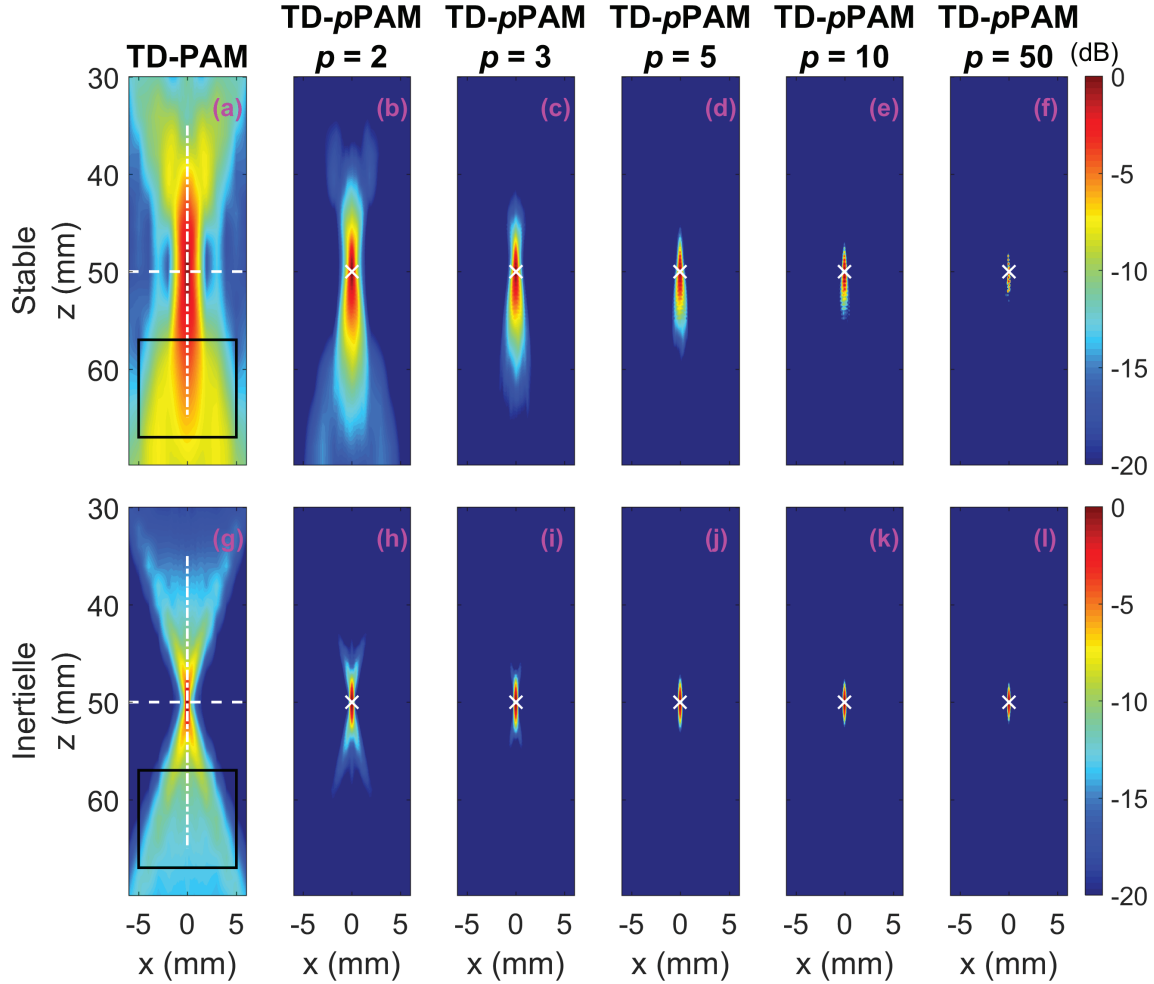


FIGURE 2.7 – Cartes de puissance normalisées (a,g) TD-PAM et (b-f,h-l) TD- p PAM, pour différentes valeurs de p , reconstruites à partir de données simulées d'une bulle unique en $\vec{r}_0 = [0 ; 50]$ mm, pour le cas de (a-f) cavitation stable et de (g-l) cavitation inertielle. Sur (a,g), les pointillés blancs (-.) et (- -) représentent les coupes axiale et latérale utilisées pour les mesures de résolutions, respectivement. Le rectangle noir représente la zone d'artefacts choisie pour les mesures de contraste CAR. La croix blanche indique sur les cartes la position réelle de la bulle de cavitation.

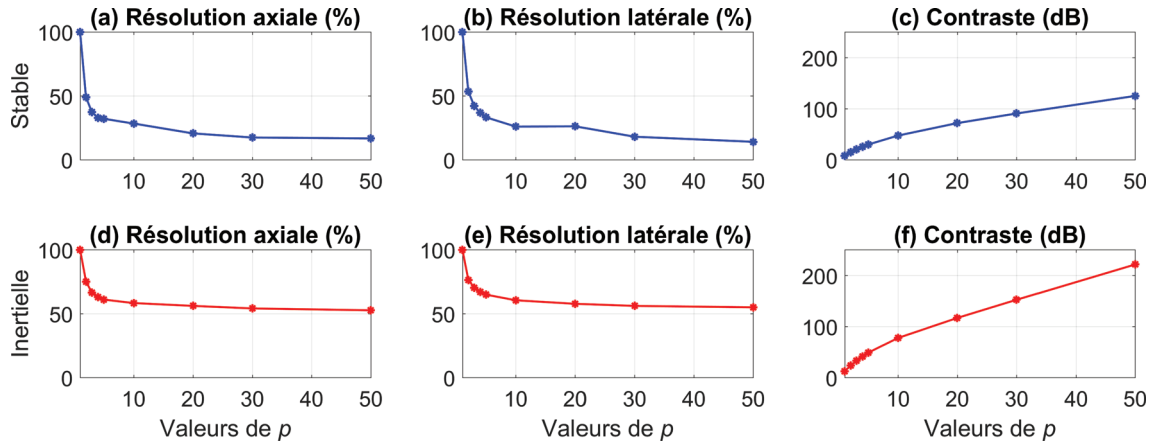


FIGURE 2.8 – Performances du TD- p PAM en fonction de p , sur données simulées d'une bulle de cavitation (a-c) stable et (d-f) inertielle. Les résolutions (a,d) axiale et (b,e) latérale sont exprimées en pourcentage des résolutions du TD-PAM ($p = 1$ correspond au TD-PAM). Le contraste CAR est exprimé en dB en (c,f).

2.4.2 Evaluation du TD- p PAM sur modèle de nuage de bulles

Dans cette section, le TD- p PAM est comparé à la méthode conventionnelle TD-PAM et deux méthodes adaptatives de la littérature le TD-PCF et le TD-RCB. Ici, un modèle de nuage de bulles est simulé : dans un premier cas elles émettent un signal harmonique (stable), puis dans un second cas, un signal large bande (inertiel).

Les paramètres de simulation et de reconstruction sont donnés dans le tableau 2.2. Pour le TD-PCF et le TD-RCB, les valeurs ont été choisies empiriquement pour satisfaire un compromis de performances et stabilité pour la cavitation stable : $\gamma = 1$ et $\epsilon = 0.5$, et pour l'inertielle : $\gamma = 1$ et $\epsilon = 1$.

Simulation		
	Bruit électronique	$RSB = 10$ dB
	Durée d'enregistrement	$T_{rec} = 20$ μ s
	Nombre de bulles	$B = 50$
	Répartition x_b des bulles	$\mathcal{N}(x_f = 0$ mm, $\sigma_x = 0.5$ mm)
	Répartition z_b des bulles	$\mathcal{N}(z_f = 50$ mm, $\sigma_z = 2$ mm)
Stable	Fréquence fondamentale f_{HIFU}	1 MHz
Stable	Puissance moyenne	$P_{stable} = 0.54$ V ²
Inertielle	Puissance moyenne	$P_{inertielle} = 0.54$ V ²
Reconstruction		
	Durée d'intégration	$T_{int} = T_{rec} = 20$ μ s
	Début d'intégration	$t_0 = 0$ μ s
	Poids w_n (PAM, PCF, p PAM)	uniforme : $1/N = 1/128$
	Paramètre ϵ (TD-RCB)	Stable : $\epsilon = 1$ Inertielle : $\epsilon = 0.5$
	Paramètre γ (TD-PCF)	$\gamma = 1$

TABLE 2.2 – Paramètres de simulation et de reconstruction, pour la comparaison des méthodes TD sur un nuage de cavitation stable et inertielle. P_{stable} et $P_{inertielle}$ correspondent à la puissance émise par chaque bulle.

Les cartes sont normalisées et affichées sur la Figure 2.9 pour la cavitation (a-g) stable et (h-n) inertielle. Les évolutions des métriques en fonction du paramètre p sont représentées sur la Figure 2.10 pour les résolutions (a,d) axiale et (b,e) latérale ainsi que pour (c,f) le contraste.

- Les méthodes d'imagerie passive localisent effectivement les sources étendues comme le modèle de nuage. Bien que les qualités d'image soient différentes d'une méthode à l'autre, sur toutes les cartes (Fig. 2.9), chaque maximum (à 0 dB) est compris au sein du nuage simulé de bulles (délimité par les pointillés noirs).
- La qualité d'image est meilleure pour la cavitation inertielle en comparaison de la cavitation stable (*e.g.* pour le TD-PAM, sur Fig. 2.9(h) l'inertielle $Rax = 10.0$ mm, $Rlat = 0.6$ mm, $CAR = 11.4$ dB, et sur Fig. 2.9(a) la stable $Rax = 17.8$ mm, $Rlat = 0.9$ mm, $CAR = 9.8$ dB). Cette tendance se retrouve également pour les trois méthodes adaptatives.
- Les cartes Fig. 2.9 (d-g, k-n) et les courbes de performances sur la Figure 2.10 montrent que le TD- p PAM augmente le contraste et réduit les dimensions du lobe

principal, quand p croît. Toutefois l'objectif n'est pas d'affiner infiniment le lobe principal. En effet, pour $p = 10$ Figure 2.9 (g,n), le lobe principal se dégrade : les parties du nuage sont rejetées en-dessous de -20 dB, notamment sur les bords du nuage.

- Indépendamment du type de cavitation, les courbes de performances en Figure 2.10 montrent que pour $p = 3$, le TD- p PAM obtient des résolutions et un contraste équivalents ou supérieurs à ceux du TD-PCF et du TD-RCB. Il faut rappeler que, pour ces deux méthodes, les paramètres adaptatifs ϵ et γ n'ont pas été choisis de manière rigoureusement optimale, une étude d'influence de ces paramètres plus avancées est à envisager pour conclure sur la supériorité d'une méthode adaptative par rapport à une autre.
- Bien que basé sur la cohérence d'amplitude, le TD- p PAM se rapproche plutôt du TD-PCF basé sur la cohérence de phase. Les cartes Fig. 2.9 (c,j) de TD-PCF ont des allures similaires à celles obtenues pour le TD- p PAM (d,k) pour $p = 2$: le bruit de fond est rejeté efficacement, mais la structure des lobes secondaires reste présente. Pour la cavitation stable, les résolutions sont améliorées dans les mêmes proportions (Fig. 2.10 (a,b)).
- Quant au TD-RCB, il rejette efficacement les lobes secondaires sur les cartes (b, i). Les courbes de performances (Fig. 2.10 (a,b,d,e)) montrent que le TD-RCB réduit plus difficilement les dimensions du lobe principal que les TD- p PAM et TD-PCF. Sa résolution latérale pour la cavitation inertielle est même très légèrement dégradée en comparaison du TD-PAM (+ 0.5 %). Ceci est dû à la souplesse ϵ introduite dans la contrainte d'optimisation.

Ces résultats de simulation montrent que le TD- p PAM améliore la qualité d'image de la méthode conventionnelle TD-PAM, sur des modèles de nuage de cavitation stable et inertielle. Quand p augmente le contraste s'améliore, et les dimensions du lobe principal sont réduites. Toutefois, une trop grande valeur de p dégrade potentiellement l'allure du nuage de cavitation.

2.4.3 Discussions et conclusions sur le TD- p PAM

Une méthode originale de formation de voies a été développée pour l'imagerie active puis adaptée à l'imagerie passive en utilisant une compression d'amplitude non-linéaire : le TD- p PAM. Cette technique accroît les effets de la somme cohérente des signaux focalisés en travaillant sur la racine $p^{\text{ème}}$ des signaux. Cette approche rejette plus efficacement les artefacts et les interférences polluant les images de cavitation, et en améliore la localisation. Le coût de calcul du TD- p PAM est quasiment identique à la méthode conventionnelle.

Le TD- p PAM s'inscrit dans les méthodes adaptatives : son comportement évolue avec les signaux reçus (niveaux de bruits, présence d'interférences) et la valeur de p en ajuste les performances. La qualité d'image s'améliore quand p augmente (pour $p > 1$). Ensuite, les performances saturent, voire se dégradent (pour $p > 10$ dans cette étude).

Les méthodes adaptatives TD-RCB et TD-PCF de la littérature ont été comparées au TD- p PAM. L'approche par cohérence d'amplitude du TD- p PAM offre des résultats similaires à celle par cohérence de phase du TD-PCF. Sa supériorité a été démontrée dans

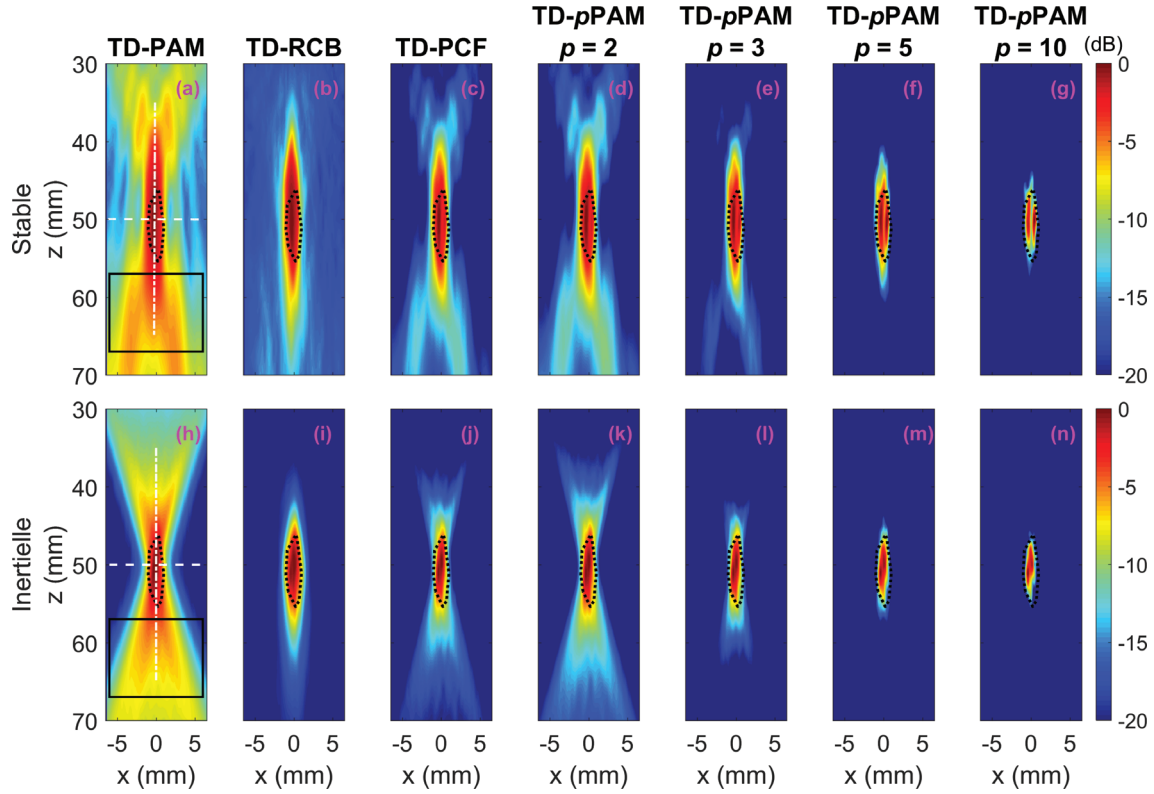


FIGURE 2.9 – Cartes de puissance normalisées (a,h) TD-PAM, (b,i) TD-RCB, (c,j) TD-PCF, (d-g, k-n) TD- p PAM, pour différentes valeurs de p , sur des données simulées de nuage de bulles, pour le cas (a-f) stable et (g-l) inertiel. Les pointillés noirs délimitent les bords du nuages de bulles. Sur (a,g), les pointillés blancs (-.) et (--) représentent les coupes axiale et latérale utilisées pour les mesures de résolutions, respectivement. Le rectangle noir représente la zone d'artefacts choisie pour la mesure de contraste CAR.

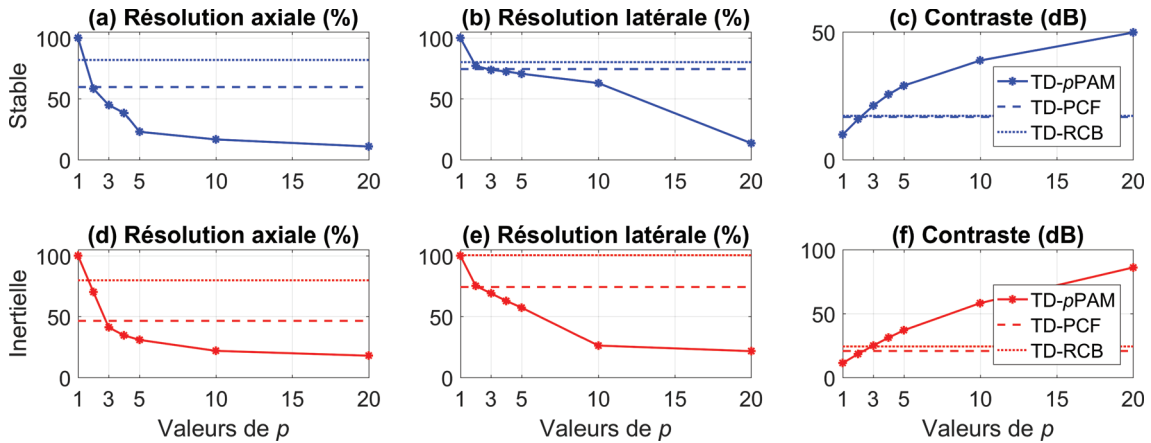


FIGURE 2.10 – Performances du TD- p PAM en fonction de p , sur des données simulées d'une bulle de cavitation (a-c) stable et (d-f) inertielle. Les résolutions (a,d) axiale et (b,e) latérale sont exprimées en pourcentage des résolutions du TD-PAM ($p = 1$ correspond au TD-PAM). Le contraste CAR est exprimé en dB en (c,f). Les performances du TD-PCF et TD-RCB sont indiquées en pointillés (- -) et (:), respectivement.

un cas où les hautes fréquences de cavitation inertielle, près de la fréquence de Nyquist, ne permettent pas une mesure de phase robuste [64]. Toutefois, la bande passante de la sonde limite cet effet dans la pratique. Enfin, ces deux approches par mesure de cohérence, TD-*p*PAM et TD-PCF, constituent des méthodes heuristiques en comparaison à la solution optimale (robuste) du TD-RCB. Notamment, elles influencent différemment l’allure des cartes de puissance : Lu *et al.* [44] ont proposé d’en combiner les effets pour améliorer simultanément le contraste (TD-RCB) et la résolution (TD-PCF).

2.5 Conclusions

Les méthodes de formation de voies avancées se multipliant, leur comparaison sur des jeux de données communs est essentielle à leur développement. L’implémentation et la compréhension des techniques de l’état de l’art a constitué un travail important de cette thèse. D’ailleurs, plusieurs initiatives de mise en commun des algorithmes et des données ont été mises en place (challenge [61], partage de code [69]) mais pour l’imagerie ultrasonore active uniquement.

Ce constat nous a conduit à mettre en place le processus de validation en simulation pour les méthodes d’imagerie passive, présenté dans ce chapitre. La qualité d’image a été évaluée par des mesures de résolutions et de contraste. Les méthodes ont été testées sur deux types de signaux : bande étroite (cavitation stable) et large bande (cavitation inertielle).

A noter que pour la simulation en nuage de bulles, les allures des cartes obtenues sont à interpréter avec précaution. Contrairement au cas d’une source ponctuelle unique, où le lobe principal le plus fin possible est recherché, il est difficile de relier les dimensions du lobe principal (*e.g.* pour un seuil donné) à l’étendue réelle d’un nuage de sources. Pour le chapitre 3, seul le modèle de source ponctuelle est donc considéré.

Nous avons conclu de cette étude préliminaire que les méthodes adaptatives ont effectivement la capacité d’améliorer la localisation de la cavitation. Si ces techniques sont nombreuses pour le domaine temporel, la littérature n’en fait pas mention pour le domaine fréquentiel (FD). Pourtant, les méthodes FD présentent l’avantage d’avoir un coût de calcul bien plus faible et de faciliter l’analyse fréquentielle des signaux reçus, nécessaire à la caractérisation du régime de cavitation. Les chapitres suivants se concentrent sur le développement de l’imagerie adaptative dans le domaine fréquentiel, afin de bénéficier des atouts de chaque approche.

Chapitre 3

Imagerie passive dans le domaine de Fourier via la matrice de densité inter-spectrale

Les méthodes d'imagerie passive de la cavitation ont été développées dans le domaine temporel (TD) et fréquentiel (FD), adaptatives ou non. La méthode non-adaptative fréquentielle, le FD-PCI, a un coût de calcul faible et facilite l'analyse fréquentielle des signaux reçus pour la caractérisation des régimes de cavitation. Les méthodes adaptatives améliorent la localisation de la cavitation, mais ont été essentiellement proposées dans le domaine temporel.

Nous avons développé des méthodes adaptatives dans le domaine fréquentiel, afin de bénéficier des atouts des deux approches : localiser efficacement la cavitation, pour un coût de calcul raisonnable, tout en bénéficiant d'une analyse fréquentielle facilitée. Pour cela, nous nous sommes inspirés de la littérature de l'aéro-acoustique et de l'acoustique sous-marine, riche en méthodes de formation de voies avancées. Ces approches exploitent les données sous la forme de matrice de densité inter-spectrale (CSM), dont la qualité de l'estimation influence leurs performances. Nous avons donc, dans un premier temps, introduit dans l'approche non-adaptative FD-PCI une estimation robuste de la matrice de densité inter-spectrale (approche notée FD-PAM). Nous avons ensuite étudié, adapté et comparé trois techniques adaptatives : la méthode de Capon robuste (FD-RCB), le Functional Beamforming (FD-FB), et la méthode MUltiple Signal Classification (FD-MUSIC).

Ce chapitre présente la méthodologie pour l'estimation robuste de la matrice inter-spectrale et les quatre méthodes de formation de voies (FD-PAM, FD-RCB, FD-FB, FD-MUSIC). Dans un premier temps, elles sont évaluées sur les modèles de simulation présentés au chapitre 2, puis sur des données expérimentales *in vitro* pour localiser passivement un fil vibrant dans une cuve d'eau.

3.1 Méthodologie pour l'imagerie passive FD via la matrice de densité inter-spectrale

Les approches FD présentent deux avantages principaux pour l'imagerie acoustique. Premièrement, selon la bande fréquentielle choisie pour la reconstruction, il est possible de séparer les sources qui émettent à différentes fréquences [70, 71]. Ensuite, dans le domaine de Fourier, les retards temporels sont équivalents à des décalages de phase. Ceux-ci sont opérés en multipliant les coefficients de Fourier par le vecteur de pointage $\mathbf{h}(\vec{r})$. Cela présente l'avantage de réduire les coûts de calcul [72, 73], mais également de simplifier le formalisme de la formation de voies en utilisant ce vecteur de pointage pour focaliser les signaux. Pour ces raisons, la méthode FD-PCI a été proposée [49, 50, 23] comme une alternative à la méthode TD-PAM conventionnelle. Pour autant, la qualité d'image reste tout aussi faible. Depuis, aucune méthode adaptative n'a été proposée dans ce domaine pour renforcer la qualité d'image.

La littérature du traitement d'antenne (*e.g.* estimation d'angle d'arrivée, télécommunications, imagerie acoustique) est riche de nombreuses techniques adaptatives améliorant la qualité de l'estimation des signaux reçus [40, 74, 75]. Elle utilise un formalisme différent de celui du FD-PCI : le signal source enregistré sur l'antenne se représente sous forme d'une matrice de densité inter-spectrale (CSM pour Cross-Spectral-Matrix, en anglais) qu'il faut estimer, puis filtrer spatialement pour calculer la puissance en chaque point du milieu. Afin de bénéficier de ces techniques avancées, nous avons ré-utilisé ce formalisme pour l'imagerie passive de la cavitation.

Cette section introduit la méthodologie utilisée pour quatre méthodes de formation de voies par estimation de la CSM pour l'imagerie de la cavitation : une approche non-adaptative, le FD-PAM, et trois approches adaptatives le FD-RCB, le FD-FB et le FD-MUSIC. Chaque méthode est illustrée sur un exemple simple en simulation.

3.1.1 Lien entre la position de la source et la CSM

Pour rappel, les signaux reçus sont modélisés, pour une fréquence f , par :

$$\mathbf{Y}(f) = S(f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f) + \mathbf{B}(f), \quad (3.1)$$

avec $\mathbf{a}(\vec{r}_0, f) = [e^{-i2\pi f\tau_1(\vec{r}_0)} \dots e^{-i2\pi f\tau_N(\vec{r}_0)}]^T$ le vecteur de propagation, $S(f)$ la transformée de Fourier du signal $s(t)$ émis par une source placée en $\vec{r}_0$, reçu sur la sonde, et $\mathbf{B}(f)$ la transformée de Fourier du bruit de mesure $\mathbf{b}(t)$ aléatoire supposé spatialement décorrélé.

Les méthodes de formation de voies dans le domaine fréquentiel sont des filtres spatiaux qui consistent à appliquer N coefficients complexes contenus dans le vecteur de pointage $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$ aux observations $\mathbf{Y}(f)$ pour 1) compenser le déphasage induit par le vecteur de propagation $\mathbf{a}(\vec{r}_0, f)$ sur les signaux reçus, et 2) en faire la somme pondérée. Si les signaux reçus sont supposés ergodiques et stationnaires au second ordre, alors la densité spectrale de puissance moyenne pour le signal aléatoire $\mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{Y}(f)$ (reçu sur la sonde, focalisé en $\vec{r}$) s'exprime comme :

$$P(\vec{r}, f) = E \left\langle \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} |\mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{Y}(f)|^2 \right\rangle, \quad (3.2)$$

avec T la durée du signal utilisée pour calculer la transformée de Fourier $\mathbf{Y}(f)$ et $E\langle \cdot \rangle$ l'espérance statistique (ou moyenne d'ensemble théorique). L'équation (3.2) s'écrit sous la forme :

$$P(\vec{r}, f) = \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{M}(f) \mathbf{h}(\vec{r}, f), \quad (3.3)$$

avec :

$$\mathbf{M}(f) = E \left\langle \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{1}{T} \mathbf{Y}(f) \mathbf{Y}^*(f) \right\rangle, \quad (3.4)$$

la matrice de densité inter-spectrale (ou CSM) théorique, de taille $N \times N$, décrivant la covariance spatiale des signaux reçus à la fréquence f . A noter que, la CSM dépend de la position $\vec{r}_0$ de la source, mais la notation de $\vec{r}_0$ est omise : $\mathbf{M}(\vec{r}_0, f) = \mathbf{M}(f)$, car $\vec{r}_0$ ne constitue pas un paramètre de reconstruction.

La puissance totale est obtenue en intégrant $P(\vec{r}, f)$ sur la bande de fréquence B_f de la source acoustique considérée :

$$P(\vec{r}, B_f) = \int_{B_f} \hat{P}(\vec{r}, f) df. \quad (3.5)$$

Ici, le terme de carte de puissance désigne $P(\vec{r}, f)$ ou $P(\vec{r}, B_f)$.

◇ Illustration

Par une analyse analogue à celle faite en Figure 1.7 sur le lien entre la position de la source et la courbure du front d'onde, la Figure 3.1 illustre le lien qui existe entre la CSM et la position $\vec{r}_0$ d'une source. Ici, $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz de puissance $P = 0.5 \text{ V}^2$. Pour trois positions de sources différentes, indiquées en (a), le module et la phase de chaque CSM sont représentés pour (b,e) la source 1, (c,f) la source 2 et (d,g) la source 3.

- Quelle que soit la position de la source, les modules des coefficients de la CSM sont identiques et égaux à la puissance théorique de la source¹, $P = 0.5 \text{ V}^2$ (b,c,d). En effet, le signal reçu sur le capteur n est une sinusoïde plus ou moins déphasée. Chaque coefficient de Fourier à la fréquence de la source (ici, $f = 1 \text{ MHz}$) est identique en module mais diffère en phase. Ainsi, c'est la phase de la CSM qui renseigne sur la position de la source.
- La phase des coefficients de la CSM indique le déphasage relatif entre deux capteurs. Ainsi, la diagonale sur les matrices de phase (e,f,g) est nulle puisque un capteur n'est pas déphasé par rapport à lui même. En revanche, excepté dans le cas d'une onde plane incidente, les autres coefficients ont un déphasage non-nul à 2π près.
- Dans le cas d'une source proche de la sonde, centrée latéralement par rapport aux capteurs (source 1), l'allure du motif de phase (e) est symétrique.
- La source 2 n'est plus centrée par rapport à la sonde : le motif de phase (f) obtenu

1. Dans le cas de source monofréquentielle, la densité spectrale de puissance et la puissance de la source sont égales.

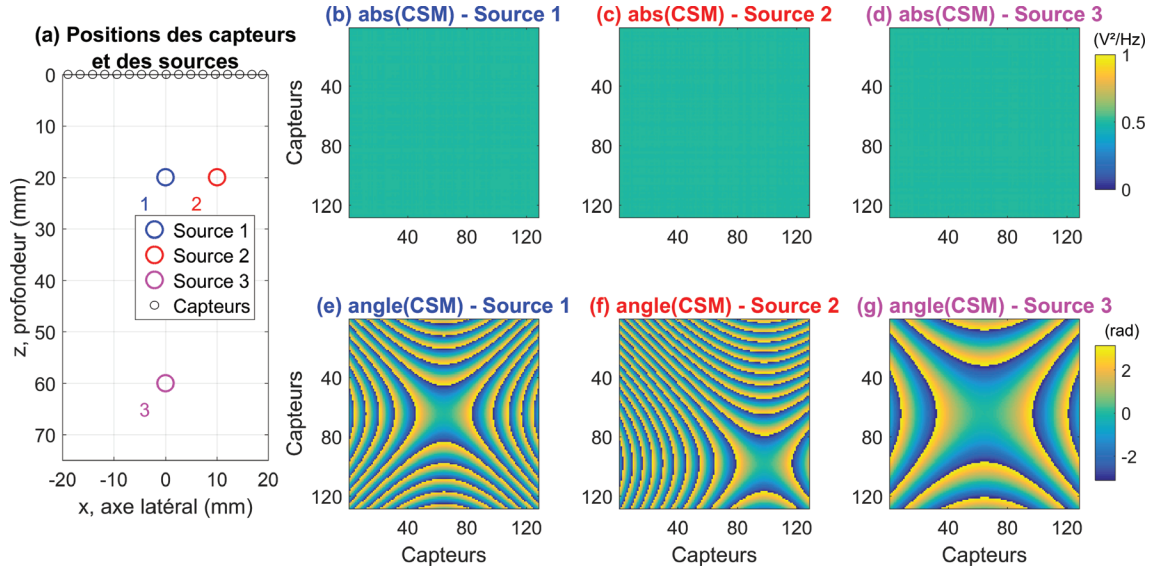


FIGURE 3.1 – Illustration du lien entre position de source et allure de la CSM $\mathbf{M}(f = 1 \text{ MHz})$ pour différentes positions $\vec{r}_0$ de la source, simulées séparément. La source émet une sinusoïde à $f = 1 \text{ MHz}$ de puissance $P = 0.5 \text{ V}^2$. La figure (a) représente la position des capteurs de la sonde linéaire en $z = 0 \text{ mm}$. La sonde est de largeur 38 mm, composée de 128 éléments et centrée latéralement en $x = 0 \text{ mm}$. Le module et la phase de la CSM théorique sont représentés pour (b,e) $\vec{r}_0 = [0; 20] \text{ mm}$, (c,f) $\vec{r}_0 = [10; 20] \text{ mm}$ et (d,g) $\vec{r}_0 = [0; 60] \text{ mm}$, respectivement.

n'est plus symétrique puisque le front d'onde incident ne l'est plus non plus. Le motif de phase est centré par rapport à la position latérale de la source.

- La source 3 est décalée en profondeur par rapport à la source 1, le front d'onde incident reste symétrique puisque la source est centrée par rapport à la sonde mais la courbure du front d'onde est moindre : le motif de déphasage (g) est symétrique et la vitesse de variation des déphasages est moindre.

Ainsi il existe un lien entre la position de la source et l'allure de la CSM. La reconstruction des cartes de cavitation dépend de la manière dont est estimée la matrice $\mathbf{M}(f)$ et du choix des coefficients complexes de $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$.

3.1.2 Estimation robuste de la CSM

Pour obtenir une estimation robuste de $\mathbf{M}(f)$, les signaux reçus $\mathbf{y}(t)$ sont supposés issus d'un processus ergodique. Le schéma bloc en Figure 3.2 décrit les étapes à suivre pour obtenir une estimée robuste $\hat{\mathbf{M}}(f)$ de la CSM à la fréquence f . En (a), la matrice $\mathbf{y}(t)$ est découpée dans la dimension temporelle en K blocs de signaux de même durée T_{snap} , notés $\mathbf{y}_k(t)$. Ces matrices de données constituent artificiellement K réalisations d'enregistrement (snapshot, en anglais) auxquelles (b) la transformée de Fourier est appliquée pour obtenir $\mathbf{Y}_k(f)$. Ensuite, K matrices de corrélations spatiales à la fréquence f sont construites par le produit $\mathbf{Y}_k(f)\mathbf{Y}_k^*(f)$, de taille $N \times N$. Enfin, (c) l'estimation de la matrice de densité

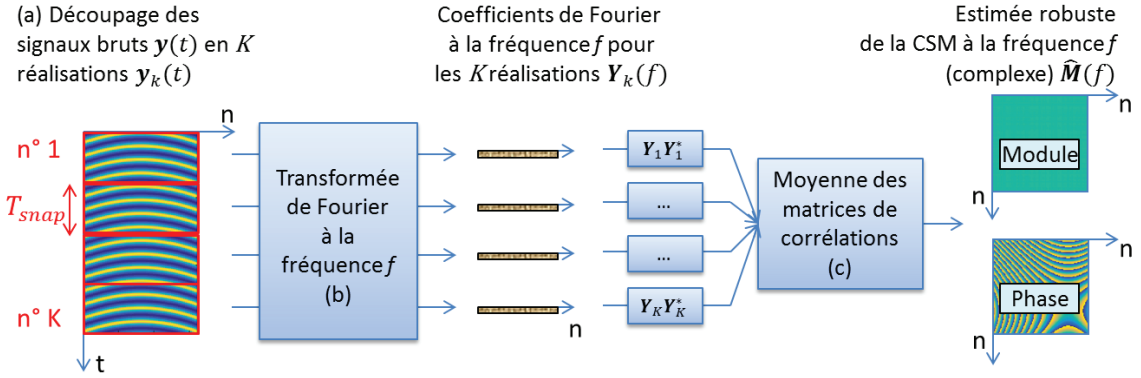


FIGURE 3.2 – Schéma bloc pour l'estimation robuste de la CSM. (a) La matrice des signaux reçus est découpée en K sous-blocs $y_k(t)$ de durée T_{snap} . Pour une fréquence f donnée, (b) les K matrices de corrélations $Y_k(f)Y_k^*(f)$ sont calculées puis (c) moyennées pour obtenir une estimation $\hat{M}(f)$ robuste de la CSM.

inter-spectrale décrite en (3.4) est obtenue par moyenne sur la dimension des réalisations :

$$\hat{M}(f) = \frac{1}{T_{snap}} \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K Y_k(f)Y_k^*(f). \quad (3.6)$$

Afin d'encore augmenter artificiellement le nombre de réalisations K , un recouvrement p_{ov} des $y_k(t)$ est introduit. Il est exprimé en pourcentage de T_{snap} . Les paramètres pour l'estimation de la CSM sont alors liés par l'équation suivante :

$$K = \frac{T_{rec}}{(1 - p_{ov})T_{snap}}. \quad (3.7)$$

Pour un temps d'observation fixé T_{rec} (durée totale d'enregistrement dans laquelle les blocs sont découpés), le nombre de réalisation K est inversement proportionnel à T_{snap} . Or ces deux paramètres doivent être maximisés simultanément puisqu'augmenter K tend vers la moyenne d'ensemble théorique et T_{snap} améliore la qualité de l'analyse spectrale. Bien que le recouvrement viole l'hypothèse de réalisations indépendantes, il est indispensable en pratique de satisfaire ce compromis.

◇ Remarque

La méthodologie proposée ici est une adaptation de celle de Li et Stoica [43, 75], initialement proposée pour l'estimation d'angle d'arrivée. L'estimation de la matrice de la covariance spatiale diffère en deux points. Pour Li et Stoica, 1) elle est obtenue à partir des signaux temporels analytiques, démodulés à la fréquence d'oscillation des ondes reçues, supposés à bande étroite, et 2) chaque instant d'échantillonnage est une réalisation pour estimer la matrice de corrélation spatiale. Cette adaptation du domaine temporel au domaine fréquentiel a déjà été proposée en aéro-acoustique [76].

La méthode d'estimation de la CSM est commune aux quatre méthodes de formation de voies proposées dans les sections suivantes. Leurs différences résident dans la manière d'utiliser $\hat{M}(f)$ pour reconstruire les cartes de cavitation.

3.1.3 Utilisation de la CSM pour l'imagerie passive

L'estimation $\hat{\mathbf{M}}(f)$ de la CSM établie, nous avons adapté quatre méthodes de formation de voies pour l'imagerie passive de la cavitation. Après avoir introduit quelques notions élémentaires, les sections suivantes présentent successivement l'approche non-adaptative FD-PAM, puis trois méthodes adaptatives : le FD-RCB calcule le vecteur de pointage optimal pour chaque pixel, le FD-FB compresse les données en utilisant une loi de puissance et le FD-MUSIC exploite la décomposition des signaux reçus en sous-espaces signal et bruit.

3.1.3.1 Notions préliminaires

L'étude et la comparaison des méthodes de formation de voies utilisent des outils communs aux différentes approches. Cette section introduit la notion de gain d'antenne en réception et définit la décomposition en valeurs propres de la CSM.

◊ Gain d'antenne en réception

Pour développer la méthodologie, l'expression explicite (3.1) des données $\mathbf{Y}(f)$ est injectée dans la densité spectrale de puissance (3.2). En supposant que le signal $S(f)$ et le bruit $B(f)$ sont indépendants, il en découle :

$$\begin{aligned}
 P(\vec{r}, f) = & \quad \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \underbrace{\mathbf{a}(\vec{r}_0, f) E \left\langle \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{S(f) \cdot S^*(f)}{T} \right\rangle \mathbf{a}^*(\vec{r}_0, f)}_{\mathbf{M}_s(f)} \mathbf{h}(\vec{r}, f) \\
 & + \quad \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \underbrace{E \left\langle \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{\mathbf{B}(f) \cdot \mathbf{B}^*(f)}{T} \right\rangle}_{\mathbf{M}_b(f)} \mathbf{h}(\vec{r}, f),
 \end{aligned} \tag{3.8}$$

avec $\mathbf{M}_s(f)$ et $\mathbf{M}_b(f)$ les CSM du signal source et du bruit, respectivement. En notant la densité de puissance en f du signal source $P_s(f) = E \left\langle \lim_{T \rightarrow +\infty} \frac{S(f) \cdot S^*(f)}{T} \right\rangle$, l'équation se simplifie :

$$\hat{P}(\vec{r}, f) = |\mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f)|^2 P_s(f) + \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{M}_b(f) \mathbf{h}(\vec{r}, f). \tag{3.9}$$

La quantité $G_{\vec{r}}(\vec{r}_0, f) = |\mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f)|^2$ est le gain en réception de la méthode de formation de voies. Ce gain traduit comment une source issue de $\vec{r}_0$ est atténuée, lorsque les signaux reçus sont focalisés via le vecteur de pointage $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$. Il a deux intérêts :

- Son expression analytique est utilisée pour mettre au point les méthodes de formation de voies.
- La capacité à rejeter les interférences des vecteurs de pointage pour les différentes méthodes (FD-PAM, FD-RCB et FD-FB) est illustrée via les cartes de gains en réception². Pour un vecteur de pointage $\mathbf{h}(\vec{r}_p, f)$, le gain en sortie du formateur de

2. Les cartes de gain en réception sont l'équivalent 2D des « receive beampatterns » utilisés pour l'estimation d'angle d'arrivée [43].

voies $G_{\vec{r}_p}(\vec{r}, f)$ est mesuré pour chaque source unitaire qui émettrait en $\vec{r}$. Cette carte rend compte de la manière dont sont rejetées les interférences dégradant le pixel courant en $\vec{r}_p$.

◇ Décomposition en valeurs propres de la CSM

De nombreuses méthodes de traitement d'antenne exploitent la décomposition en valeurs propres (EVD pour EigenValue Decomposition, en anglais) de la matrice de densité inter-spectrale [77]. Elle se définit comme :

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{M}}(f) &= \mathbf{U}(f) \mathbf{V}(f) \mathbf{U}^*(f) \\ &= \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1 & \dots & \mathbf{u}_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_1 & \dots & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & \dots & v_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{u}_1^* \\ \vdots \\ \mathbf{u}_N^* \end{bmatrix} \\ &= \sum_{n=1}^N v_n \mathbf{u}_n \mathbf{u}_n^*\end{aligned}\tag{3.10}$$

avec $\mathbf{V}(f)$ et $\mathbf{U}(f)$ les matrices contenant les valeurs propres v_n et les vecteurs propres colonne $\mathbf{u}_n$ de $\hat{\mathbf{M}}(f)$, respectivement. Les valeurs propres sont rangées par ordre décroissant ($v_1 > \dots > v_N$). Les vecteurs propres sont orthogonaux ($\forall n \neq m, \mathbf{u}_n^* \mathbf{u}_m = 0$) et normés ($\forall n, \mathbf{u}_n^* \mathbf{u}_n = 1$). Le terme $v_n \mathbf{u}_n \mathbf{u}_n^*$ est le $n^{\text{ème}}$ sous-espace. Dans la suite, la notation de la dépendance à la fréquence f pour $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$, v_n , et $\mathbf{u}_n$ est omise pour plus de clarté.

3.1.3.2 Méthode non-adaptative : FD-PAM

Le FD-PAM s'inspire de l'approche non-adaptative conventionnelle en traitement d'antenne [75]. Cette section présente la démarche analytique pour déterminer les coefficients complexes du filtre $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$ et reconstruire une carte de cavitation.

◇ Méthode pour le FD-PAM

Le schéma bloc du FD-PAM est donné en Figure 3.3. La formulation du problème pour déterminer les coefficients complexes $\mathbf{h}_{FD-PAM}(\vec{r}, f)$ est indépendante des signaux reçus. Les coefficients ont pour objectifs de 1) minimiser la contribution du bruit (supposé spatialement décorrélé, donc $\mathbf{M}_b(f) = \mathbf{I}_N$ la matrice identité) et 2) laisser passer le signal émis en $\vec{r}$ (le pixel courant) avec un gain $G_{\vec{r}}(\vec{r}, f)$ unitaire. A partir de l'équation (3.9), le problème s'écrit comme :

$$\min_{\mathbf{h}(\vec{r}, f)} \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{h}(\vec{r}, f) \quad \text{tel que} \quad \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}, f) = 1.\tag{3.11}$$

La solution analytique s'obtient par la méthode des multiplicateurs de Lagrange :

$$\mathbf{h}_{FD-PAM}(\vec{r}, f) = \frac{\mathbf{a}(\vec{r}, f)}{N}.\tag{3.12}$$

En introduisant, cette expression dans l'estimation de densité spectrale de puissance (3.3),

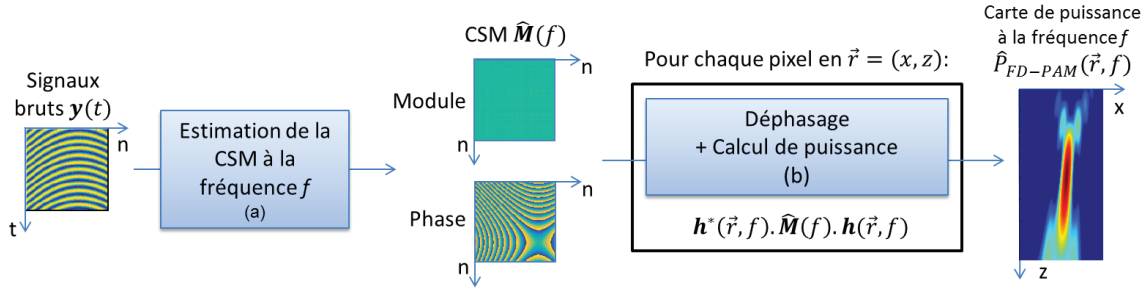


FIGURE 3.3 – Schéma bloc du FD-PAM, pour reconstruire une carte de puissance $\hat{P}_{FD}(\vec{r}, f)$, à la fréquence f , à partir des signaux bruts reçus par la sonde d'imagerie $\mathbf{y}(t)$. (a) Une estimation $\hat{\mathbf{M}}(f)$ de la CSM, pour la fréquence de reconstruction f , est calculée. Pour chaque pixel (b), cette matrice est focalisée par le vecteur de pointage $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$. Ce produit matriciel donne directement la puissance émise en $\vec{r}$, à la fréquence f , qui est affectée au pixel courant.

il vient :

$$\hat{P}_{FD-PAM}(\vec{r}, f) = \frac{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f) \mathbf{a}(\vec{r}, f)}{N^2}. \quad (3.13)$$

Le produit matriciel permet à la fois de compenser les déphasages dans la CSM et d'estimer $\hat{P}_{FD-PAM}(\vec{r}, f)$.

◇ Remarques pour le FD-PAM

- A noter que le cas où $K = 1$ (*i.e.* sans moyennage par bloc pour l'estimation de la CSM) correspond à l'approche FD-PCI de Haworth *et al.* [23] décrite à l'équation (1.21) avec une pondération uniforme sur les éléments (*i.e.* $w_n = 1/N$). Dans ce cas, la CSM est estimée par une simple transformée de Fourier sur une seule réalisation $\hat{\mathbf{M}}_{FD-PCI}(f) = \mathbf{Y}(f)\mathbf{Y}^*(f) / T_{rec}$.
- Dans le domaine temporel, la matrice de covariance spatiale $\mathbf{R}(\vec{r})$, est à estimer pour chaque pixel à partir des signaux focalisés en $\vec{r}$ (équation (1.7)). Dans le domaine fréquentiel, la matrice de densité inter-spectrale $\mathbf{M}(f)$ est à estimer une seule fois pour tout le processus de formation de voies. La focalisation est opérée par les coefficients complexes de $\mathbf{h}^*(\vec{r}, f)$. L'annexe B.1 est une synthèse des différents formalismes utilisés.

◇ Illustration pour le FD-PAM

La Figure 3.4 illustre le FD-PAM, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz, de puissance $P = 0.5 \text{ V}^2$ émise par une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50] \text{ mm}$. Un bruit blanc gaussien décorrélat spatialement est ajouté sur chaque capteur avec un rapport signal à bruit de 20 dB à la fréquence considérée. La carte de puissance obtenue est représentée en (a). Le module et la phase de l'estimation de la CSM focalisée³ à l'aide du vecteur de

3. Précisément, les « CSM focalisées » représentées en Figure 3.4 sont obtenues par :

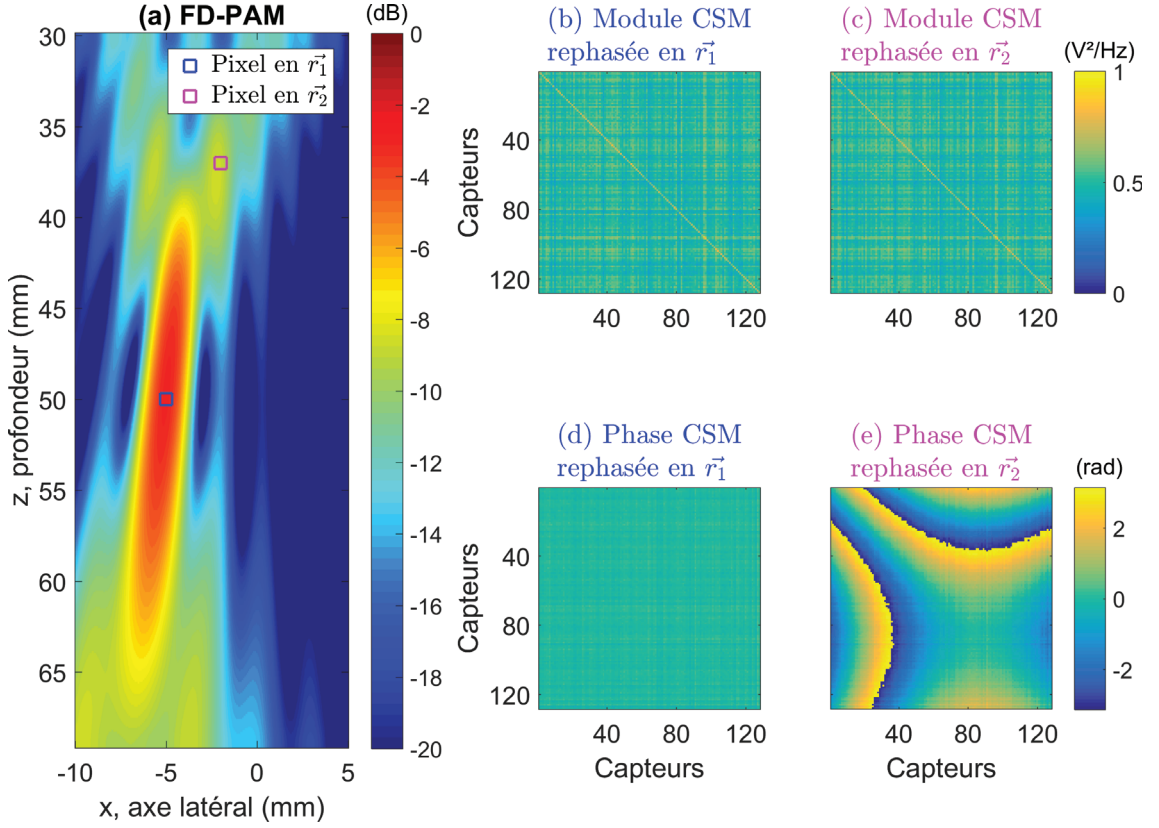


FIGURE 3.4 – Illustration du FD-PAM, dans le cas où $s(t)$ est une sinusoïde de fréquence 1 MHz, émise par une source placée en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm. Une sonde linéaire de 128 capteurs, de largeur 38 mm, centrée en $x = 0$ mm, est considérée. (a) La carte de puissance reconstruite à la fréquence $f = 1$ MHz est représentée en dB : $10 \log[\hat{P}_{FD-PAM}(\vec{r}, f)]$. Le module et la phase de la CSM focalisée à l'aide du vecteur de pointage $\mathbf{h}^*(\vec{r}, f)$ sont représentés pour deux pixels : (b,d) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$ et (c,e) dans un lobe secondaire en $\vec{r}_2$.

pointage $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$ sont représentées pour différents pixels : (b,d) sur la source en $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$, et (c,e) dans un lobe secondaire en $\vec{r}_2$.

- La carte obtenue en Figure 3.4 (a) est similaire à celles obtenues pour le TD-PAM (Fig. 1.10) ou le FD-PCI (Fig. 1.18) : un lobe principal est centré sur la source, accompagnés de lobes secondaires autour.
- Quelle que soit la focalisation appliquée en Figure 3.4 (b) $\vec{r}_1$ ou (c) $\vec{r}_2$, le module de la CSM n'est pas modifiée. Les coefficients sont proches de la valeur théorique $P = 0.5 \text{ V}^2$ (au bruit près). La présence du bruit décorrélié spatialement induit les petites variations de corrélation entre capteurs et donc l'apparition d'une diagonale de plus forte intensité.
- Lorsque la focalisation est appliquée au point source $\vec{r}_1 = \vec{r}_0$, le motif de phase (Fig. 3.4 (d)) s'annule complètement. La moyenne des coefficients tend alors vers la valeur de puissance théorique de la source.
- Ailleurs, par exemple en $\vec{r}_2$ (Fig. 3.4 (e)), le motif de phase ne s'annule pas

$\text{diag}(\mathbf{a}^*(\vec{r}, f)) \hat{\mathbf{M}}(f) \text{diag}(\mathbf{a}(\vec{r}, f))$, avec $\text{diag}(\mathbf{a}^*(\vec{r}, f))$ la matrice diagonale dont les coefficients sont ceux du vecteur $\mathbf{a}^*(\vec{r}, f)$. Le terme de normalisation en $1/N^2$ n'est pas pris en compte.

parfaitement. Les zones de l'image correspondantes se chargent potentiellement d'artefacts (lobes secondaires, étalement du lobe principal).

◇ Conclusions pour le FD-PAM

Le FD-PAM est une approche dans le domaine de Fourier non-adaptative pour l'imagerie ultrasonore passive. L'approche est similaire en termes de qualité d'image au FD-PCI, mais elle comprend une estimation robuste de la matrice de densité inter-spectrale. Cette robustesse est nécessaire pour développer des méthodes adaptatives stables. Le FD-PAM constitue donc une méthode non-adaptative de référence pour la comparaison des trois méthodes adaptatives présentées ci-après.

3.1.3.3 Méthode adaptative de Capon robuste : FD-RCB

La méthode de Capon robuste (RCB) est une approche adaptative qui améliore la localisation de source en traitement d'antenne. Elle a été proposée initialement par Li et Stoica [43, 42] pour l'estimation d'angle d'arrivée, dans le domaine temporel (TD), pour des signaux à bande étroite. Son adaptation à l'imagerie de source de cavitation large bande a été présentée dans l'état de l'art au chapitre 1 : le TD-RCB [30]. Cette approche par optimisation améliore la qualité d'image mais représente une importante charge de calcul supplémentaire au temps nécessaire à la focalisation dans le domaine temporel, déjà conséquent. Nous avons alors proposé de développer le RCB dans le domaine fréquentiel, le FD-RCB, pour diminuer le temps de reconstruction des cartes de cavitation, tout en conservant une qualité d'image optimale. Cette adaptation du RCB au domaine fréquentiel a déjà été proposée en aéro-acoustique, pour du suivi 1D d'estimation d'angle d'arrivée [76].

Pour rappel (section 1.2.2.2), la méthode de Capon (CB) [39] offre de hautes performances de localisation de source. Toutefois, cette méthode d'optimisation est peu stable, notamment en présence d'erreur de modèle. L'approche robuste (RCB) consiste à calculer le vecteur de pointage optimal en tenant compte d'éventuelles erreurs de modèles. Le formalisme pour le FD-CB est brièvement décrit pour introduire sa version robuste : le FD-RCB.

◇ Pré-requis pour le FD-RCB

Dans le domaine fréquentiel, l'approche non-adaptative FD-PAM propose de rephaser la CSM avec le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-PAM}(\vec{r}, f)$. Celui-ci est obtenu sous deux contraintes (équation (3.11)) : il a un gain unitaire pour le signal émis depuis la position courante $\vec{r}$, et il est optimal pour minimiser la puissance d'un seul type de bruit (décorrélé spatialement, *i.e.* la CSM $\mathbf{M}_b(f) = \mathbf{I}$).

Le FD-CB propose, avec la même contrainte de gain unitaire en $\vec{r}$, de trouver le vecteur de pointage optimal qui minimise la contribution de tous les types de bruit (*i.e.* quelle que soit la structure de sa CSM $\mathbf{M}_b(f)$). Bien qu'il ne soit pas possible de l'estimer directement, en pratique $\mathbf{M}_b(f)$ est proportionnelle à $\hat{\mathbf{M}}(f)$ [40]. Le problème de minimisation de Capon

s'écrit alors :

$$\min_{\mathbf{h}(\vec{r}, f)} \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f) \mathbf{h}(\vec{r}, f) \quad \text{tel que} \quad \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}, f) = 1. \quad (3.14)$$

Ce problème dispose d'une solution analytique, qui se résout via la méthode des multiplicateurs de Lagrange :

$$\mathbf{h}_{FD-CB}(\vec{r}, f) = \frac{\hat{\mathbf{M}}(f)^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f)^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}. \quad (3.15)$$

En introduisant cette expression dans celle de l'estimation de la densité spectrale de puissance en f , de l'équation (3.3), il vient :

$$\hat{P}_{FD-CB}(\vec{r}, f) = \frac{1}{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f)^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}. \quad (3.16)$$

En revanche, pour les mêmes raisons que celles évoquées en section 1.2.2.2, l'approche de Capon n'est pas utilisée en pratique car elle est très instable face aux erreurs de modèles. Pour cette raison, nous avons choisi d'adapter l'approche robuste FD-RCB.

◇ Méthode pour le FD-RCB

L'approche robuste FD-RCB considère que s'il y a des erreurs de modélisation (vitesse des ondes, calibration de sonde...), alors le véritable vecteur de propagation $\mathbf{a}_0(\vec{r}, f)$ est compris dans une petite région autour du vecteur de $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$, définie par un paramètre ϵ . Le FD-RCB cherche l'estimation optimale $\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f)$ de $\mathbf{a}_0(\vec{r}, f)$ à partir des données reçues $\hat{\mathbf{M}}(f)$, le problème d'optimisation se pose comme :

$$\min_{\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f)} \hat{\mathbf{a}}_0^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f)^{-1} \hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f), \quad \text{tel que} \quad \|\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f) - \mathbf{a}(\vec{r}, f)\|^2 \leq \epsilon. \quad (3.17)$$

Le terme de gauche cherche à maximiser l'estimation de puissance au sens de Capon (3.16), et la partie de droite définit la région d'incertitude autour de $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$. Un schéma bloc du FD-RCB est donné en Figure 3.5. Ce problème possède une solution analytique obtenue par la méthode des multiplicateurs de Lagrange :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f) &= \mathbf{a}(\vec{r}, f) - (\mathbf{I} + \lambda \hat{\mathbf{M}}(f))^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f) \\ &= \mathbf{a}(\vec{r}, f) - \mathbf{U} (\mathbf{I} + \lambda \mathbf{V})^{-1} \mathbf{U}^T \mathbf{a}(\vec{r}, f), \end{aligned} \quad (3.18)$$

avec $\mathbf{I}$ la matrice identité, λ le multiplicateur de Lagrange déterminé de manière optimale par méthode numérique de type Newton-Raphson (la valeur de λ dépend de ϵ). A noter que les matrices de valeurs propres $\mathbf{U}$ et vecteurs propres $\mathbf{V}$ dépendent seulement de f . En revanche, λ est calculé pour chaque pixel en $\vec{r}$ (omis pour plus de clarté). Finalement, en injectant l'équation (3.18) dans l'estimateur de densité spectrale de puissance en f au sens de Capon (3.16), pour le signal émis en $\vec{r}$, le FD-RCB donne :

$$\hat{P}_{FD-RCB}(\vec{r}, f) = \frac{1}{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \mathbf{U} \mathbf{V} (\lambda^{-2} \mathbf{I} + 2\lambda^{-1} \mathbf{V} + \mathbf{V}^2)^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}. \quad (3.19)$$

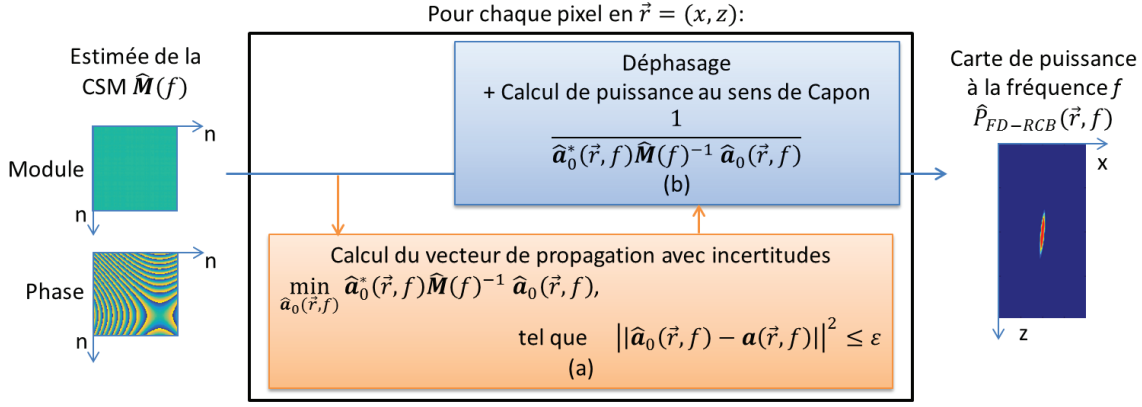


FIGURE 3.5 – Schéma bloc du FD-RCB, pour reconstruire une carte de puissance à la fréquence f , notée $\hat{P}_{FD-RCB}(\vec{r}, f)$, à partir de l'estimation de la matrice de densité inter-spectrale $\hat{\mathbf{M}}(f)$. Pour chaque pixel, $\hat{\mathbf{M}}(f)$ est utilisée pour (a) déterminer le vecteur de propagation avec incertitudes $\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f)$ et pour (b) le calcul d'estimation de puissance au sens de Capon, qui est alors affectée au pixel courant.

Il est possible d'obtenir une expression explicite du vecteur de pointage optimisé par le FD-RCB en injectant l'équation (3.18) dans (3.15) et en simplifiant [43] :

$$\mathbf{h}_{FD-RCB}(\vec{r}, f) = \frac{(\hat{\mathbf{M}}(f) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) (\hat{\mathbf{M}}(f) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \hat{\mathbf{M}}(f) (\hat{\mathbf{M}}(f) + \frac{1}{\lambda} \mathbf{I})^{-1} \mathbf{a}(\vec{r}, f)}. \quad (3.20)$$

Pour le FD-CB, le calcul de $\mathbf{h}_{FD-CB}(\vec{r}, f)$ est parfois instable à cause de l'inversion brut de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$. Pour le FD-RCB, dans l'équation (3.20), l'inversion est stabilisée par chargement de la diagonale (Diagonal Loading, en anglais) de manière optimale via le paramètre λ .

◇ Remarques pour le FD-RCB

- Le paramètre ϵ dépend des données reçues et règle le compromis entre robustesse et qualité d'image. Une trop faible valeur de ϵ définit une trop petite région d'incertitude, le FD-RCB tend vers le FD-CB et perd en robustesse : à la moindre erreur de modèle, le signal source est interprété comme du bruit et rejeté. Une trop grande valeur de ϵ définit une trop grande région d'incertitude : la puissance de la source est surestimée et les interférences amplifiées. Le choix de ce paramètre est généralement empirique avec pour condition $\epsilon < \|\mathbf{a}(\vec{r}, f)\|^2$ [43, 30].
- L'estimation de la puissance peut être précisée, en corrigeant la norme du vecteur de pointage avec incertitude, en considérant $\hat{P}_{FD-RCB}(\vec{r}, f) = \hat{P}_{FD-RCB}(\vec{r}, f) \|\hat{\mathbf{a}}_0(\vec{r}, f)\|^2 / N$, plutôt que $\hat{P}_{FD-RCB}(\vec{r}, f)$ [43].
- Puisque la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ ne dépend pas de la position du pixel à reconstruire, sa décomposition en valeurs propres se fait une seule fois, avant formation de voies, et non pour chaque pixel. Pour ces raisons la complexité est diminuée par rapport au TD-RCB, pour lequel la matrice $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ est re-calculée à partir des signaux focalisés $\mathbf{y}_\tau(\vec{r}, t)$, puis décomposée par EVD pour chaque pixel.

- Pour le TD-RCB, les poids optimaux $\mathbf{w}_{TD-RCB}(\vec{r})$ sont réels et ne servent qu'à pondérer les signaux déjà focalisés. Pour le FD-RCB, le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-RCB}(\vec{r}, f)$ est complexe : il contient les déphasages et les poids optimaux pour la CSM.
- A noter que la méthode FD-RCB implique l'inversion de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$. En pratique, l'inversibilité est assurée si $K > N$ (avec K le nombre de réalisations, et N le nombre de capteurs) et si la matrice de covariance du bruit est définie positive [75]. De plus, les performances du FD-RCB augmentent avec K [43]. Il est donc nécessaire d'introduire une estimation robuste de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ (comme vu en 3.1.2). Une estimation de $\hat{\mathbf{M}}(f)$ à partir d'une seule réalisation ($K = 1$) n'est donc pas envisageable pour le FD-RCB [23].

◇ Illustration pour le FD-CB et le FD-RCB

La Figure 3.6 illustre les comportements adaptatifs du FD-CB et du FD-RCB. Deux sources sont simulées : la première placée en $[-3.5; 47]$ mm émet une sinusoïde à $f = 1$ MHz de puissance 0.5 V^2 , la seconde placée en $[-5; 53]$ mm émet un bruit blanc de densité spectrale constante égale à $0.5 \text{ V}^2/\text{Hz}$. Les cartes de puissance sont reconstruites à $f = 1$ MHz pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-CB et (c) le FD-RCB (avec $\epsilon = 0.5$ choisi empiriquement). Les cartes de gain $G_{\vec{r}_p}(\vec{r}, f = 1 \text{ MHz})$ sont représentées pour (d,g) FD-PAM, (e,h) FD-CB et (f,i) FD-RCB, pour le pixel sur la source en $\vec{r}_p = \vec{r}_1 = [-3.5; 47]$ mm et sur le pixel $\vec{r}_p = \vec{r}_2 = [-4.2; 49.3]$ mm (entre les deux sources), respectivement.

- Sur la carte de puissance du (a) FD-PAM, il n'est pas possible de distinguer les deux sources : leurs lobes principaux respectifs sont étalés et confondus. Les pixels entre les deux sources ne s'annulent pas et sont de même intensité que les pixels sources. En effet, sur la carte de gain (g) $G_{\vec{r}_2}(\vec{r}, f = 1 \text{ MHz})$, les contributions des deux sources ne sont pas atténuées pour le pixel intermédiaire : les gains valent 0 dB.
- Sur les cartes de puissance du (b) FD-CB et du (c) FD-RCB les sources sont clairement distinguées. Cette fois les vecteurs de pointages $\mathbf{h}_{FD-CB}(\vec{r}_2, f = 1 \text{ MHz})$ et $\mathbf{h}_{FD-RCB}(\vec{r}_2, f = 1 \text{ MHz})$ sont calculés à partir des données reçues et rejettent efficacement les contributions des deux sources : les cartes de gain (h) et (i) présentent des gains inférieurs à -20 dB sur les deux sources. Le FD-RCB est un compromis entre le FD-PAM et le FD-CB en termes de qualité d'image.
- Les cartes de gain (d,e,f) $G_{\vec{r}_1}(\vec{r}, f = 1 \text{ MHz})$ montrent que le signal de cavitation stable en $\vec{r}_1$ est préservé : les gains sont proches de 0 dB pour les trois méthodes. Le bruit blanc de cavitation inertielle, interférant avec la source stable, est plus ou moins rejeté selon les méthodes : le (d) FD-PAM ne parvient pas à l'atténuer alors que le (e) FD-CB et le (f) FD-RCB le rejettent en dessous de -20 dB.
- Toutefois, les variations de gains pour le (e) FD-CB sont très importantes (à 0.5 mm près le signal peut être atténué de -15 dB ou amplifié de +25 dB) : la moindre erreur de modélisation annule potentiellement le signal source. D'ailleurs, même en simulation, les sources sont légèrement atténuées pour le (b) FD-CB. Le FD-RCB

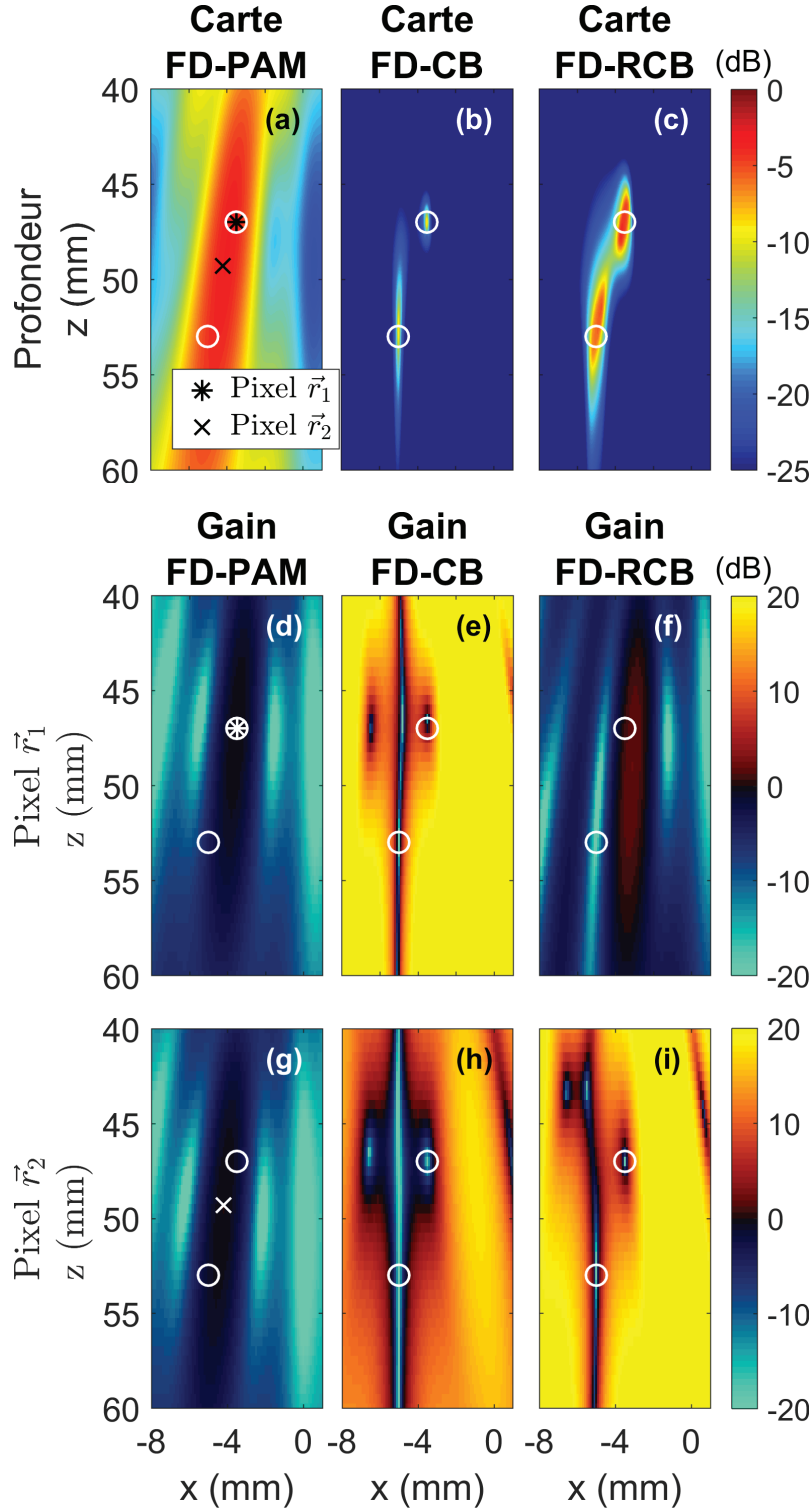


FIGURE 3.6 – Illustration pour le FD-RCB. Deux sources sont simulées : la première placée en $[-3.5; 47]$ mm émet une sinusoïde à $f = 1$ MHz de puissance 0.5 V^2 , la seconde placée en $[-5; 53]$ mm émet un bruit blanc de densité spectrale constante égale à $0.5 \text{ V}^2/\text{Hz}$. Les centres des cercles blancs repèrent la position des sources. Les cartes sont reconstruites à $f = 1$ MHz pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-CB et (c) le FD-RCB ($\epsilon = 0.5$). Les cartes de gains en réception $10 \log[G_{\vec{r}_p}(\vec{r}, f = 1 \text{ MHz})]$ pour le pixel $\vec{r}_p = \vec{r}_1$ (*) et $\vec{r}_p = \vec{r}_2$ (x) sont représentées pour (d,g) le FD-PAM, (e,h) le FD-CB et (f,i) le FD-RCB, respectivement.

offre une carte de gain (f) plus lisse qui approche celle du (d) FD-PAM : à la différence qu'il fait coïncider les gains négatifs pour les interférences issues de la source inertielle.

- Pour cette simulation, les temps de focalisation et d'estimation de puissance du FD-PAM et du FD-CB sont équivalents (de l'ordre de la seconde). Pour le FD-CB, l'inversion de matrice n'est à réaliser qu'une seule fois et est négligeable devant la boucle sur les pixels. En revanche, le FD-RCB nécessite une inversion de matrice pour chaque pixel (après calcul du λ optimal). Le temps de calcul du FD-RCB est bien plus important (proche des 20 s).

◇ Conclusions pour le FD-RCB

La méthode adaptative FD-RCB améliore la qualité d'image du FD-PAM : le vecteur de pointage optimisé du FD-RCB rejette efficacement les artefacts de l'image, en affinant le lobe principal et réduisant des lobes secondaires. Ainsi, il est possible de distinguer deux sources que le FD-PAM ne sait pas séparer. Le compromis entre robustesse et performance est réalisé par le réglage du paramètre ϵ (à déterminer de manière empirique). Malheureusement, le FD-RCB souffre d'un important coût de calcul supplémentaire en rapport du FD-PAM.

3.1.3.4 Méthode adaptative Functional Beamforming : FD-FB

Dans le chapitre 2, nous avons présenté le TD- p PAM et l'effet de la compression des données via la racine $p^{\text{ème}}$ afin d'améliorer la qualité d'image pour un temps de calcul équivalent à la méthode conventionnelle TD-PAM. Une approche similaire dans le domaine de Fourier, le Functional Beamforming (FD-FB), a été proposée pour améliorer la localisation de sources aéro-acoustiques [78, 79]. Le gain en réception est élevé à la puissance $p^{\text{ème}}$, avec en amont une compression de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ par la racine $p^{\text{ème}}$. Elle constitue une alternative au FD-RCB pour une complexité plus faible .

◇ Méthode pour le FD-FB

Le FD-FB consiste à amplifier les effets du gain de réception du FD-PAM afin de réduire les dimensions du lobe principal et les niveaux des lobes secondaires, en introduisant des opérations non-linéaires dans le processus de formation de voies. Le schéma bloc du FD-FB est donné en Figure 3.7. En repartant de l'expression de l'EVD (3.10), la racine $p^{\text{ème}}$ de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ est définie :

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{M}}^{1/p}(f) &= \mathbf{U} \quad \mathbf{V}^{1/p} \quad \mathbf{U}^* \\ &= \mathbf{U} \begin{bmatrix} v_1^{1/p} & \dots & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & \dots & v_N^{1/p} \end{bmatrix} \mathbf{U}^*. \end{aligned} \quad (3.21)$$

Le vecteur de pointage du FD-FB a pour seul but de focaliser la CSM. Il correspond

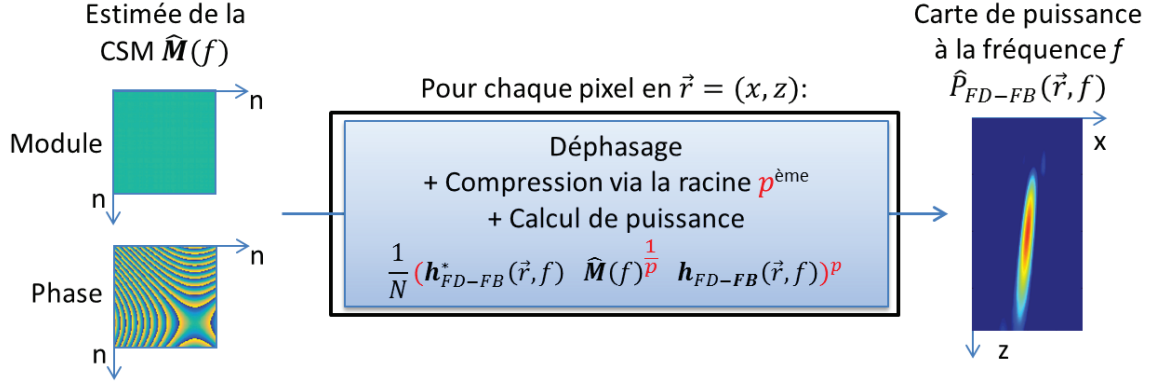


FIGURE 3.7 – Schéma bloc du FD-FB, pour reconstruire une carte de puissance à la fréquence f , notée $\hat{P}_{FD-FB}(\vec{r}, f)$, à partir de l'estimation de la matrice de densité inter-spectrale $\hat{\mathbf{M}}(f)$. Pour chaque pixel, les valeurs propres de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ sont compressées via la racine $p^{\text{ème}}$ avant la focalisation par le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FB}(\vec{r}, f)$. La puissance $p^{\text{ème}}$ rétablit la dimension d'origine pour l'estimation de la puissance, alors affectée au pixel courant.

au $\mathbf{h}_{FD-PAM}(\vec{r}, f)$ normalisé⁴ :

$$\mathbf{h}_{FD-FB}(\vec{r}, f) = \frac{\mathbf{a}(\vec{r}, f)}{\sqrt{N}}. \quad (3.22)$$

Finalement, l'estimation de densité spectrale de puissance pour le FD-FB s'obtient comme :

$$\hat{P}_{FD-FB}(\vec{r}, f) = \frac{1}{N} \left(\mathbf{h}_{FD-FB}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}^{1/p}(f) \mathbf{h}_{FD-FB}(\vec{r}, f) \right)^p. \quad (3.23)$$

Le vecteur de pointage ayant été normalisé, aucun biais n'est introduit lorsqu'il est élevé à la puissance p . Le terme en $1/N$ compense le terme N de l'EVD.

Afin de comprendre le principe du FD-FB ainsi que les rôles de la racine et de la puissance $p^{\text{ème}}$, le milieu est supposé constitué d'une seule source en $\vec{r}_0$, sans bruit, telle que $\hat{\mathbf{M}}(f) = P_s(f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f) \mathbf{a}^*(\vec{r}_0, f)$. $\hat{\mathbf{M}}(f)$ n'a alors qu'une seule valeur propre non nulle $v_1 = NP_s(f)$ et un seul vecteur propre non nul $\mathbf{u}_1 = \mathbf{a}(\vec{r}_0, f) / \sqrt{N}$. Ainsi la racine $p^{\text{ème}}$ pour $\hat{\mathbf{M}}(f)$ se simplifie comme :

$$\hat{\mathbf{M}}^{1/p}(f) = \frac{\mathbf{a}(\vec{r}_0, f)}{\sqrt{N}} (NP_s(f))^{1/p} \frac{\mathbf{a}^*(\vec{r}_0, f)}{\sqrt{N}}. \quad (3.24)$$

En introduisant cette expression, et celle du vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-FB}(\vec{r}, f)$ dans l'équation du FD-FB (3.23) et simplifiant, il vient :

$$\begin{aligned} \hat{P}_{FD-FB}(\vec{r}, f) &= \frac{1}{N} \left(\frac{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f)}{N} (NP_s(f))^{1/p} \frac{\mathbf{a}^*(\vec{r}_0, f) \mathbf{a}(\vec{r}, f)}{N} \right)^p \\ &= \left(\left| \frac{\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f)}{N} \right|^2 \right)^p P_s(f) \\ &= \left(|\mathbf{h}_{FD-PAM}^*(\vec{r}, f) \mathbf{a}(\vec{r}_0, f)|^2 \right)^p P_s(f) \end{aligned} \quad (3.25)$$

4. Rappel : $\mathbf{a}(\vec{r}, f) = [e^{-i2\pi f \tau_1(\vec{r})} \dots e^{-i2\pi f \tau_N(\vec{r})}]^T$, et $\|\mathbf{a}(\vec{r}, f)\|^2 = N$

D'après cette équation, le FD-FB élève à la puissance $p^{\text{ème}}$ le gain d'antenne en réception du FD-PAM : $G_{\vec{r}}(\vec{r}_0, f) = |\mathbf{h}_{FD-PAM}^*(\vec{r}, f)\mathbf{a}(\vec{r}_0, f)|^2$. Or pour le FD-PAM, ce gain est unitaire en $\vec{r} = \vec{r}_0$ et inférieur sinon⁵. A la puissance $p^{\text{ème}}$, le gain reste unitaire pour le point source, mais il est plus faible ailleurs, puisqu'inférieur à 1, ce qui affine le lobe principal et réduit le niveau des lobes secondaires. Les performances augmentent donc avec p , à partir de $p > 1$, et $p=1$ correspond au FD-PAM. La racine $p^{\text{ème}}$, appliquée à $\hat{\mathbf{M}}(f)$ en amont de la formation de voies, a pour but de préserver le changement de dimension induit par la puissance.

◇ Remarques pour le FD-FB

- Le FD-FB est considéré comme une formation de voies adaptative (dont le comportement dépend des données) dans la mesure où l'estimation de puissance peut se réécrire comme une moyenne pondérée des valeurs propres, dont les poids dépendent des vecteurs propres de la CSM [79].
- Il n'existe pas de valeur théorique optimale pour p : ce paramètre est à déterminer empiriquement : dans la littérature il est recherché dans une large gamme de valeurs comprises entre 1 et 300 [79]. Bien que cette approche soit relativement robuste, elle détruit potentiellement les sources pour de trop grande valeur de p , notamment pour les erreurs de modèle (grille grossière de pixels, mauvaise calibration d'antenne) [79, 80].
- Le temps de calcul du FD-FB est équivalent au FD-PAM : la décomposition en valeurs propres de la CSM est à effectuer une seule fois en amont de la formation de voies, ce qui est négligeable devant la boucle de focalisation sur chaque pixel.

5. Par propriété du produit scalaire $G_{\vec{r}}(\vec{r}_0, f) = |\mathbf{a}^*(\vec{r}, f)\mathbf{a}(\vec{r}_0, f)/N|^2$ est maximal pour $\vec{r}_0 = \vec{r}$.

◇ Illustration pour le FD-FB

La Figure 3.8 illustre le comportement du FD-FB. Deux sources sont simulées : la première placée en $\vec{r}_s = [-5.5; 50]$ mm émet une sinusoïde à $f = 1$ MHz de puissance 0.5 V^2 , la seconde placée en $\vec{r}_i = [0; 53]$ mm émet un bruit blanc de densité spectrale d'environ 20 dB sous la première source. Les cartes de puissance sont reconstruites à $f = 1$ MHz pour (a) le FD-PAM, le FD-FB avec (b) $p = 5$ et (c) $p = 100$. Les cartes de gains en réception, à la fréquence $f = 1$ MHz, $10 \log [(G_{\vec{r}_i}(\vec{r}, f))^p] = 10 \log \left[\left(|\mathbf{h}_{FD-PAM}^*(\vec{r}_i, f) \mathbf{a}(\vec{r}, f)|^2 \right)^p \right]$ pour le pixel de source inertielle (*) sont représentées pour (d) FD-PAM, le FD-FB avec (e) $p = 5$ et (f) $p = 100$, respectivement.

- Sur la carte (a) de FD-PAM, seule la source stable de forte énergie est localisée, et ses lobes secondaires masquent la faible source inertielle. En revanche, sur les cartes (b,c) de FD-FB les lobes secondaires sont atténués et les deux sources identifiées. Les lobes principaux s'affinent également à mesure que p augmente.
- La carte de gain pour la focalisation en $\vec{r}_i$ (d) du FD-PAM montre que la source de cavitation stable est atténuée d'environ 20 dB, soit le niveau de la source inertielle : celle-ci est donc noyée dans les lobes secondaires de la stable. Pour le FD-FB, ce gain diminue avec p : les lobes secondaires de la source de cavitation stable sont atténués de -80 dB pour (e) $p = 5$ et -1500 dB pour (f) $p = 100$.
- Pour cette simulation, la décomposition en valeur propre de la CSM représente 4 % du temps de reconstruction des cartes FD-FB : le temps de calcul des cartes pour le FD-PAM et le FD-FB sont du même ordre de grandeur.

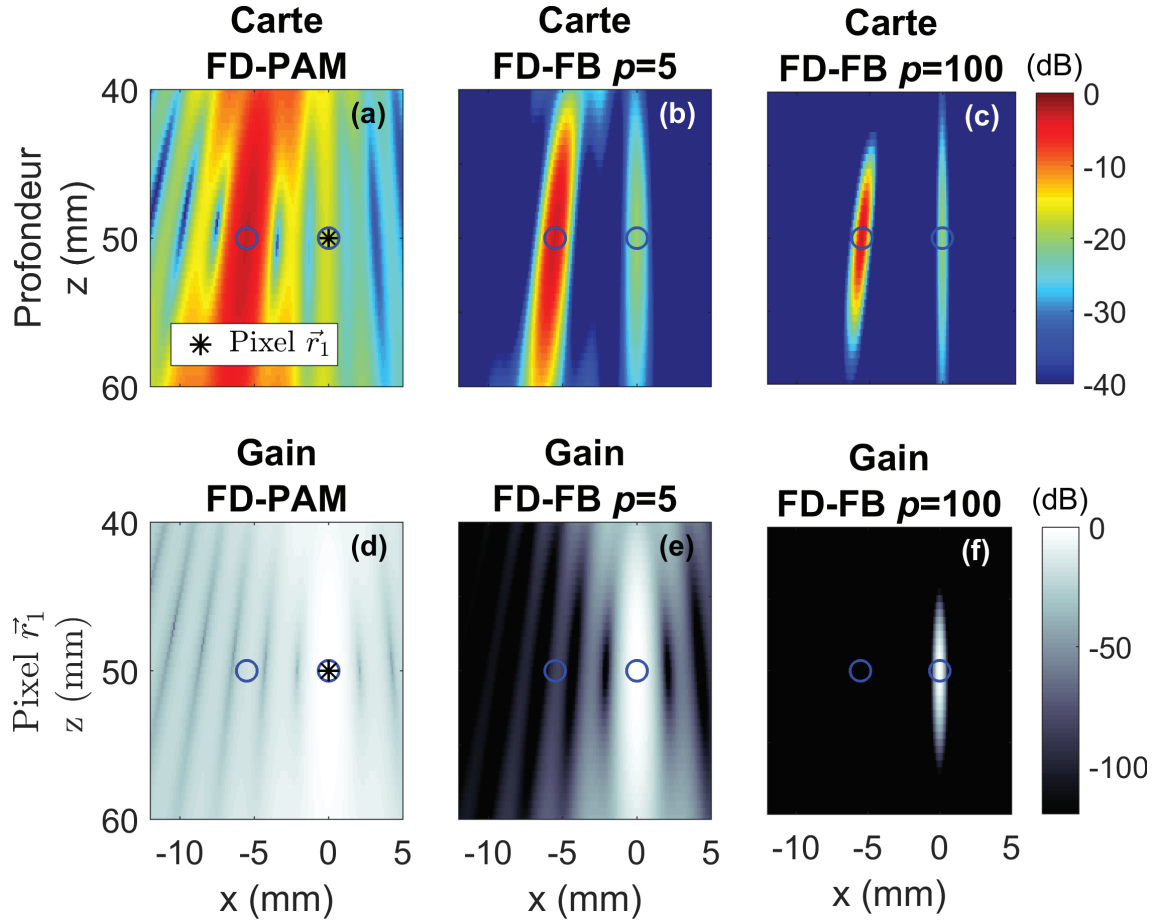


FIGURE 3.8 – Illustration pour le FD-FB. Deux sources sont simulées : la première placée en $\vec{r}_s = [-5.5; 50]$ mm émet une sinusoïde à $f = 1$ MHz de puissance 0.5 V^2 , la seconde placée en $\vec{r}_i = [0; 50]$ mm émet un bruit blanc de densité spectrale d'environ 20 dB sous la première source. Le centre des cercles bleus repèrent la position des sources. Les cartes de puissance sont reconstruites à $f = 1$ MHz pour (a) le FD-PAM, le FD-FB avec (b) $p = 5$ et (c) $p = 100$. Les cartes de gains en réception ($10 \log [(G_{\vec{r}_i}(\vec{r}, f = 1 \text{ MHz})^p]$) pour le pixel de source inertielle (*) sont représentées pour (d) FD-PAM, le FD-FB avec (e) $p = 5$ et (f) $p = 100$, respectivement.

◇ Conclusions pour le FD-FB

Le FD-FB est une méthode de formation de voies basée sur la compression non-linéaire du gain en réception via la racine et la puissance $p^{\text{ème}}$. Notamment, il réduit les lobes secondaires des sources de forte intensité qui masquent potentiellement les sources plus faibles. Ses performances augmentent avec le paramètre réglable p à déterminer empiriquement. Les lobes secondaires sont rejetés efficacement même pour de faibles valeurs de p . L'affinement du lobe principal est significatif pour de plus grandes valeurs de p , mais risque de dégrader la localisation de source en présence d'erreur de modèles [79, 80]. Son temps de calcul est comparable à celui du FD-PAM.

3.1.3.5 Méthode adaptative MULTiple Signal Classification : FD-MUSIC

La méthode MUSIC (MULTiple Signal Classification, en anglais) est une méthode adaptative haute résolution en traitement d'antenne [81]. Une des premières applications est l'estimation d'angle d'arrivée (gognométrie) en acoustique sous-marine [82]. De manière assez originale, MUSIC localise les sources en utilisant la contribution du bruit de fond mesuré et non pas le signal source directement. Plus précisément, MUSIC exploite l'orthogonalité qui existe entre le sous-espace signal et le sous-espace bruit obtenus par décomposition en valeur propre EVD.

◇ Méthode pour le FD-MUSIC

La Figure 3.9 présente un schéma bloc du FD-MUSIC. Celui-ci appartient à la classe des méthodes de projection en sous-espaces, via l'EVD [74]. La méthode est présentée en supposant que le milieu est composé de J (inférieur au nombre de capteurs N) sources décorréliées spatialement entre elles et du bruit de fond.

Dans un cas sans bruit, J sources sont dites décorréliées spatialement, si elles sont orthogonales dans l'espace des capteurs : le vecteur de propagation normalisé de la source j correspond à un vecteur propre de la CSM : $\mathbf{u}_j = \mathbf{a}(\vec{r}_j, f) / \sqrt{(N)}$. Dans ce cas, chaque valeur propre v_j vaut N fois la densité spectrale de puissance $P_{s,j}(f)$ de la source j , puisqu'un signal reçu sur l'antenne est enregistré N fois : $v_j = NP_{s,j}(f)$.

En présence de bruit de fond spatialement décorrélé (*i.e.* tel que : $\mathbf{M}_b(f) = \sigma_b^2 \mathbf{I}$, avec $\sigma_b^2(f)$ sa densité spectrale de puissance), la décomposition est modifiée. L'EVD ne peut pas parfaitement séparer les sources j du bruit, pour des observations de taille finie (*e.g.* nombre de capteurs N fini). Celui-ci est alors réparti sur chaque sous-espace propre de manière uniforme. Finalement, la CSM se décompose comme la somme d'un espace signal $\mathbf{E}_s$ composé des J premiers vecteurs propres et d'un espace bruit $\mathbf{E}_b$ composé des vecteurs propres restants telle que :

$$\begin{aligned} \hat{\mathbf{M}}(f) &= \mathbf{E}_s + \mathbf{E}_b \\ &= \sum_{n=1}^J (NP_{s,n}(f) + \sigma_b^2) \mathbf{u}_n \mathbf{u}_n^* + \sum_{n=J+1}^N \sigma_b^2 \mathbf{u}_n \mathbf{u}_n^* \end{aligned} \quad (3.26)$$

Ainsi chaque source j se décompose sur un des sous-espaces $\mathbf{u}_n \mathbf{u}_n^*$ constituant l'espace $\mathbf{E}_s$ et est orthogonale aux autres sous-espaces, notamment ceux de l'espace bruit $\mathbf{E}_b$.

Pour chaque pixel $\vec{r}$ de la carte à reconstruire, le FD-MUSIC applique le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f) = \mathbf{a}(\vec{r}_j, f)$ aux données reçues de l'espace bruit⁶ : cela revient à faire la somme des produits scalaires de $\mathbf{h}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f)$ avec chaque vecteur propre de $\mathbf{E}_b$. Deux cas sont alors envisageables :

- Le pixel en $\vec{r}$ coïncide avec la position $\vec{r}_j$ de la source j . Alors le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f) = \mathbf{a}(\vec{r}_j, f)$ est un vecteur propre de l'espace signal $\mathbf{E}_s$. Il est donc, par construction de l'EVD, forcément orthogonal à chaque vecteur propre de l'espace

6. Le FD-MUSIC ne cherche pas à quantifier la puissance. Ainsi, le vecteur de pointage est choisi proportionnel à celui du FD-PAM (3.12), sans s'encombrer du facteur $1/N$.

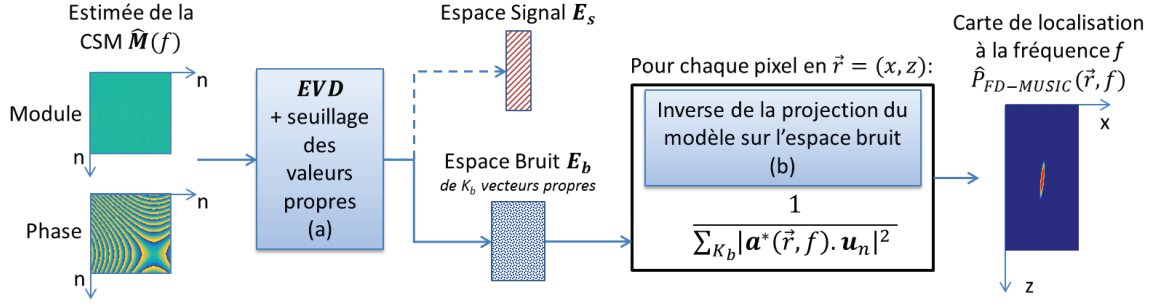


FIGURE 3.9 – Schéma bloc du FD-MUSIC, pour reconstruire une carte de localisation à la fréquence f , notée $\hat{P}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f)$, à partir de l'estimation de la matrice de densité inter-spectrale $\hat{\mathbf{M}}(f)$. (a) La matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$ est décomposée en valeurs propres (EVD). Il faut alors choisir un seuil tel que les K_b plus faibles valeurs propres constituent l'espace bruit $\mathbf{E}_b$ et les $K_s = N - K_b$ plus élevées constituent l'espace signal $\mathbf{E}_s$. Pour chaque pixel, l'inverse de la projection du vecteur de pointage $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$ sur les vecteurs propres de l'espace bruit $\mathbf{E}_b$ est alors affectée au pixel courant.

bruit $\mathbf{E}_b$:

$$\mathbf{a}^*(\vec{r}_j, f) \cdot \mathbf{u}_n = 0, \quad \forall n \in \llbracket J+1; N \rrbracket \quad (3.27)$$

et donc la somme de ces produits scalaires est nulle également :

$$\sum_{n=J+1}^N \mathbf{a}^*(\vec{r}_j, f) \cdot \mathbf{u}_n = 0 \quad (3.28)$$

— Le pixel en $\vec{r} \neq \vec{r}_j$ ne coïncide avec aucune des J sources. Alors le vecteur de pointage $\mathbf{h}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f) = \mathbf{a}(\vec{r}, f)$ n'est pas un vecteur propre de $\mathbf{E}_s$. Il existe donc au moins un vecteur propre de l'espace bruit sur lequel sa projection est non nulle⁷. Donc forcément, un des produits scalaires $\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \cdot \mathbf{u}_n$ ($\forall n \in \llbracket J+1; N \rrbracket$) est non nul. Ainsi la somme des produits scalaires est non nulle :

$$\sum_{n=J+1}^N \mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \cdot \mathbf{u}_n \neq 0, \quad \text{si } \vec{r} \neq \vec{r}_j \quad (3.29)$$

La carte de localisation du FD-MUSIC, notée $\hat{P}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f)$, est donnée par :

$$\hat{P}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f) = \frac{1}{\sum_{n=K_s+1}^N |\mathbf{a}^*(\vec{r}, f) \cdot \mathbf{u}_n|^2}. \quad (3.30)$$

A noter qu'en pratique, le nombre de sources J n'est pas connu : le choix de la taille K_s pour $\mathbf{E}_s$, et donc $K_b = N - K_s$ pour $\mathbf{E}_b$, se fait par analyse de la décroissance des valeurs propres [83]. Les maxima de $\hat{P}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f)$ sont atteints lorsque son dénominateur tend vers zéro (équivalent à l'équation (3.27)) et indiquent donc la position des sources⁸.

7. Le vecteur de pointage est même potentiellement une combinaison linéaire des vecteurs propres contenus dans l'espace bruit $\mathbf{E}_b$ et de l'espace signal $\mathbf{E}_s$.

8. En pratique, sur un pixel source, le dénominateur ne s'annule pas rigoureusement mais tend vers 0. C'est là qu'il prend ses valeurs minimales.

◇ Remarques pour le FD-MUSIC

- Le FD-MUSIC ne quantifie pas la puissance des sources. Il fournit seulement une information sur leurs positions. $\hat{P}_{FD-MUSIC}(\vec{r}, f)$ ne désigne pas rigoureusement une carte de puissance mais une carte de localisation.
- Sous l'hypothèse de sources parfaitement décorrélées, la théorie prévoit qu'en agrandissant l'espace signal K_s de 1 jusqu'à J , il est possible de faire apparaître progressivement les sources sur la carte. Toutefois, dû à la nature finie des observations, il n'est pas possible d'obtenir des sources parfaitement décorrélées. Ainsi, les sources se décomposent potentiellement sur plusieurs vecteur propres de $\mathbf{E}_s$, voire sur les premiers vecteurs propres choisis pour constituer l'espace bruit $\mathbf{E}_b$.
- Ainsi les performances du FD-MUSIC dépendent de la taille de l'espace signal estimée K_s . Si celle-ci est sous-estimée, les sources ne sont pas ou partiellement localisées. Si elle est sur-estimée, la quantité d'artefacts sur l'image augmente : l'espace bruit étant réduit, de plus en plus de vecteurs de pointage lui sont potentiellement orthogonaux.

◇ Illustration pour le FD-MUSIC

La Figure 3.10 illustre le comportement du FD-MUSIC pour une simulation de $J = 3$ sources large bande avec des niveaux d'amplitude identiques en $\vec{r}_1 = [-5.5; 50]$ mm, $\vec{r}_2 = [1; 50]$ mm et $\vec{r}_3 = [3; 50]$ mm. Un bruit blanc gaussien spatialement décorrélé est ajouté aux signaux reçus avec un rapport signal à bruit de 20 dB à la fréquence considérée. Les cartes sont reconstruites à $f = 1$ MHz et normalisées pour (a) le FD-PAM et le FD-MUSIC avec différentes tailles de sous-espace signal : (b) $K_s = 1$, (c) $K_s = 2$, (d) $K_s = 3$, (e) $K_s = 4$. La décroissance des valeurs propres v_n est représentée en (f).

- Sur le graphe (f), la décroissance des valeurs propres montre que les trois premières valeurs propres v_n sont de fortes intensités : elles correspondent à l'espace signal constitué des trois sources simulées. Pour $n = 4$, l'amplitude de v_n chute d'environ 20 dB, puis décroît lentement avec n qui augmente : c'est l'espace bruit.
- Sur la figure (a) du FD-PAM, de larges lobes sont centrés sur les sources. Ceux des sources 2 et 3 sont quasiment confondus. De nombreux lobes secondaires sont présents sur la carte. Pour le FD-MUSIC lorsque (d) $K_s = J = 3$ et (f) $K_s = 4 > J$, les trois sources sont clairement identifiées sur la carte, avec des dimensions axiale et latérale pour le lobe principal largement réduites par rapport au FD-PAM (a). Dans la section suivante, l'influence de K_s sur les performances en résolution et contraste est détaillée.
- Pour (b) $K_s = 1$, un seul lobe est observé au niveau de la source 2. Ensuite, pour (c) $K_s = 2$, un deuxième apparaît au niveau de la source 3. Toutefois, les lobes ne sont pas centrés sur les sources. Aussi, pour (c) $K_s = 2$, un très faible lobe émerge sur la source 1. Cela signifie que les sources ne se décomposent pas exactement comme un seul vecteur propre mais comme une combinaison des vecteurs propres de l'espace signal $\mathbf{E}_s$.

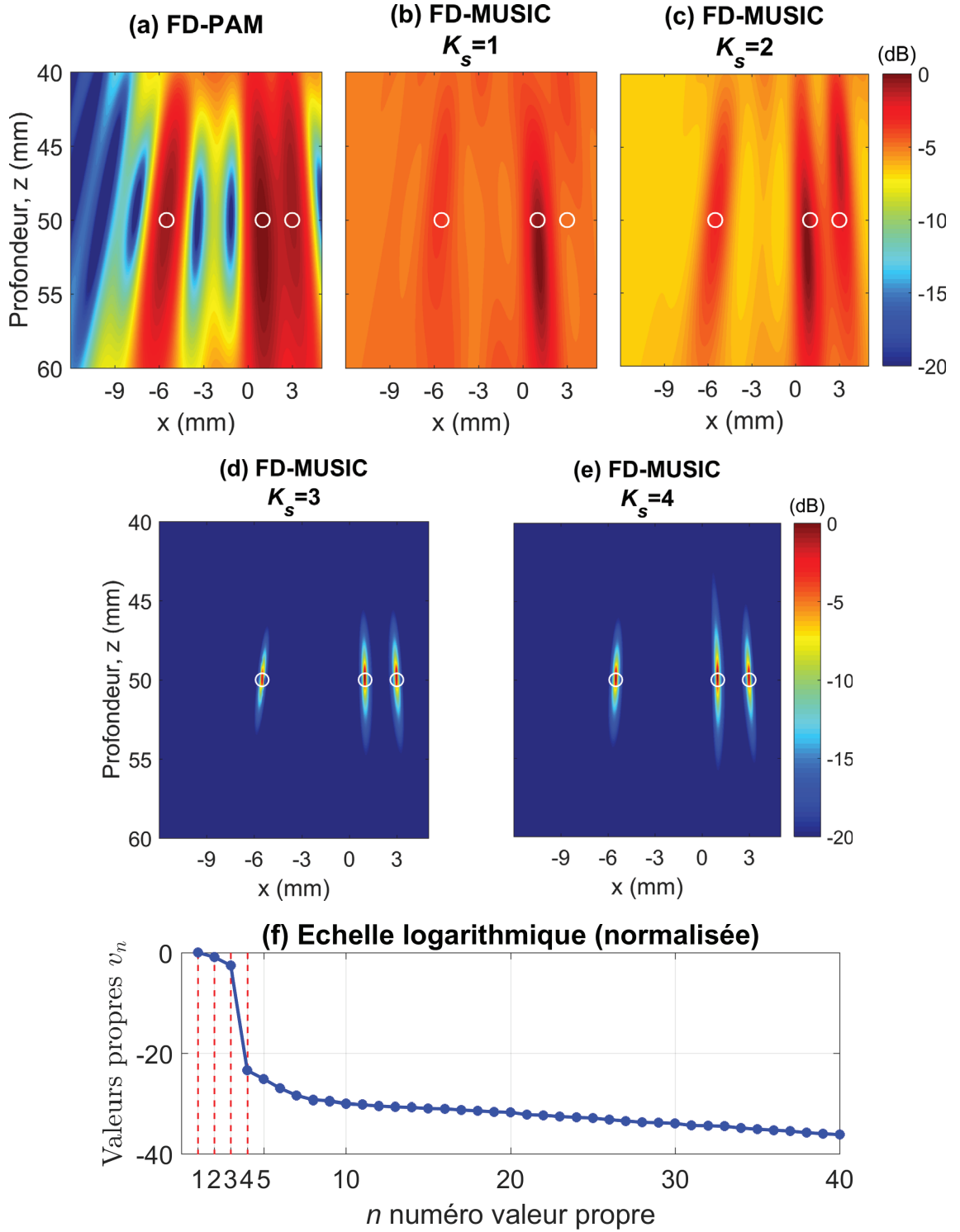


FIGURE 3.10 – Illustration pour le FD-MUSIC. Trois sources large bande sont simulées avec des niveaux d’amplitudes identiques et un bruit de fond (RSB de 20 dB), en $\vec{r}_1 = [-5.5; 50]$ mm, $\vec{r}_2 = [1; 50]$ mm et $\vec{r}_3 = [3; 50]$ mm. Les centres des cercles repèrent la position des sources. Les cartes sont reconstruites à $f = 1$ MHz et normalisées pour (a) le FD-PAM et le FD-MUSIC avec (b) $K_s = 1$, (c) $K_s = 2$, (d) $K_s = 3$, (e) $K_s = 4$. La décroissance des 40 premières valeurs propres (sur $N = 128$) est représentée en (f).

- Le contraste sur les images (b) et (c) se dégrade pour les mêmes raisons : les niveaux des fonds de cartes valent -5 dB et -7 dB respectivement. Le vecteur de pointage $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$, lorsqu'il pointe sur une source, est corrélé aux premiers vecteurs propres de l'espace bruit mal choisi (*e.g.* $\mathbf{u}_1$ et $\mathbf{u}_2$ pour $K_s = 1$) : le projeté de $\mathbf{a}(\vec{r}, f)$ sur $\mathbf{E}_b$ ne s'annule pas correctement. La normalisation des cartes fait remonter le niveau du fond de carte.

◇ Conclusions pour le FD-MUSIC

Le FD-MUSIC est une méthode basée sur la décomposition en sous-espaces de la CSM. Elle offre une localisation à haute résolution des sources acoustiques, en théorie. En effet, les hypothèses fortes de sources décorréées et de bruit spatialement décorréé sur lesquelles se base le FD-MUSIC ne sont pas toujours vérifiées en pratique et ses performances se dégradent. De plus, elles dépendent essentiellement du choix de la taille de l'espace signal *a posteriori* par analyse de la décroissance des valeurs propres, de manière manuelle ou automatique [83].

3.1.4 Conclusions

En résumé, les méthodes présentées dans cette section sont développées dans le domaine de Fourier (FD) pour bénéficier d'un temps de calcul réduit et une analyse spectrale simplifiée. Une première contribution est l'introduction du formalisme de densité de matrice inter-spectrale (CSM) pour représenter les signaux de cavitation reçus. Nous avons également appliqué une estimation robuste de la CSM en découpant les données reçues en plusieurs réalisations pour l'imagerie passive de la cavitation. Cette technique stabilise l'estimation des cartes de puissance, notamment pour les techniques adaptatives. De plus, la représentation des données sous forme de CSM est commune à toutes les techniques de formation d'image acoustique.

Ainsi, nous avons choisi d'adapter et d'étudier quatre méthodes de formation de voies pour comprendre laquelle est la plus adaptée à l'imagerie passive de la cavitation. Afin d'étudier les avantages et les limites de ces quatre méthodes, la suite de ce chapitre analyse les performances en termes de qualité d'image et de robustesse, en simulation et en conditions expérimentales.

3.2 Evaluation en simulation des méthodes adaptatives FD

Dans cette section les quatre méthodes FD sont évaluées en simulation. Dans un premier temps, l'influence des paramètres d'estimation de la CSM sur les cartes de cavitation est étudiée. Ensuite, pour les méthodes adaptatives, la stabilité et l'évolution des performances de localisation sont étudiées en fonction de leurs paramètres respectifs : ϵ pour le FD-RCB, p pour le FD-FB et K_s pour le FD-MUSIC.

Les deux études sont réalisées sur les deux mêmes jeux de données : le premier pour un modèle de type bulle unique de cavitation stable, et le second pour un modèle de type bulle unique de cavitation inertielle. Les paramètres de simulation correspondent à ceux du dispositif expérimental utilisés pour la localisation passive du fil vibrant dans une cuve d'eau (présenté dans la section suivante 3.3). Ils sont résumés dans le tableau 3.1.

Sonde	
Type de sonde	linéaire, uniforme
Nombre d'éléments	$N = 128$
Espacement des éléments*	$300 \mu\text{m}$
Fréquence d'échantillonnage	$f_s = 50 \text{ MHz}$
Durée d'enregistrement	$T_{rec} = 320 \mu\text{s}$
Bande passante à -6 dB**	6.5 - 13.5 MHz
Source	
Position de la bulle	$\vec{r}_0 = [-5 ; 35] \text{ mm}$
Bruit de fond	$RSB = 15 \text{ dB}$
Vitesse des ultrasons	$c = 1540 \text{ m/s}$
Fréquence*** (bulle stable)	$f_{HIFU} = 8 \text{ MHz}$

TABLE 3.1 – Paramètres de simulation pour l'étude de performances des méthodes FD. *Souvent, les sondes ultrasonores ne respectent pas le théorème spatial de Shannon : des artefacts (lobes de réseaux) apparaissent potentiellement sur les images reconstruites, mais sont hors du champs de vue, comme c'est le cas ici. **La bande passante n'a pas été prise en compte en simulation. ***Généralement, les fréquences de tirs HIFU sont plus basses, de l'ordre du MHz. Toutefois pour cette étude de faisabilité, la fréquence f_{HIFU} a été choisie à 8 MHz pour être comprise dans la bande passante de la sonde.

3.2.1 Influence de l'estimation de la CSM sur les méthodes FD

Les formateurs de voies exploitent les caractéristiques de la CSM pour reconstruire les cartes de cavitation. Les performances de localisation dépendent donc de la qualité de l'estimée $\hat{\mathbf{M}}(f)$. Pour une durée d'enregistrement T_{rec} fixée, celle-ci résulte d'un compromis entre trois paramètres (équation (3.7)) : le nombre de réalisations K , leur durée T_{snap} , et le recouvrement p_{ov} .

Nous illustrons ici la démarche suivie pour réaliser ce compromis sur des données simulées de bulle unique. Les paramètres de simulation sont donnés dans le tableau 3.1. Les cartes obtenues sont représentées en Figure 3.11 pour la cavitation stable⁹, et en Figure 3.12 pour la cavitation inertielle. Les quatre méthodes sont illustrées : (a-d) FD-PAM, (e-h) FD-RCB, (i-l) FD-FB et (m-p) FD-MUSIC. Les paramètres adaptatifs ont été choisis empiriquement pour satisfaire le compromis de résolution et contraste, et sont communs aux deux types de cavitation : $\epsilon = 0.05$ pour le FD-RCB, $p = 20$ pour le FD-FB et $K_s = 1$ pour le FD-MUSIC. La fréquence de reconstruction est choisie à 8 MHz.

9. Ici, seule la composante fondamentale a été simulée.

Cette analyse qualitative a pour but de trouver un compromis qui autorise la stabilité et une qualité d'image pour toutes les méthodes sur les deux types de cavitation. L'étude des deux paramètres K et p_{ov} suffit, puisque T_{snap} se déduit via l'équation (3.7).

- Le paramètre K est fixé par la contrainte du FD-RCB pour assurer l'inversibilité de la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$: K doit être supérieur ou égal aux nombres de capteurs $N = 128$ [75, 43]. Si K est inférieur à N les cartes de FD-RCB sont instables : pour une seule réalisation ($K = 1$), la localisation est impossible (Fig. 3.11 (e) et Fig. 3.12 (e)). Aussi, le FD-MUSIC localise difficilement la bulle de cavitation inertielle (Fig. 3.12 (m)). En revanche, pour les deux types de cavitation (Fig. 3.11 et Fig. 3.12), les cartes sont stables pour le (a) FD-PAM et le (i) FD-FB. En fixant $K = 130$ réalisations, la contrainte du FD-RCB est respectée. Dès lors, le FD-RCB se stabilise (Fig. 3.11 (f) et Fig. 3.12 (f)) et la carte de cavitation inertielle pour le FD-MUSIC est plus lisse (Fig. 3.12 (n)).
- Toutefois, quand K augmente la durée des réalisations T_{snap} se réduit et dégrade la qualité de la représentation spectrale et donc la qualité des images. Le contraste diminue notamment pour le FD-PAM et le FD-FB en cavitation stable (Fig. 3.11 (b,j)), ainsi que la résolution pour la cavitation inertielle (Fig. 3.12 (b,j)).
- Afin de compenser cette perte de qualité d'image, la durée des réalisations est augmentée en autorisant leur recouvrement de $p_{ov} = 50\%$. Pour la cavitation stable (Fig. 3.11), la taille du lobe principal, déjà très fine, n'est pas influencée, en revanche le contraste s'améliore pour le (c) FD-PAM, le (g) FD-RCB et (k) le FD-FB. Le (o) FD-MUSIC est inchangé. Pour la cavitation inertielle (Fig. 3.12), le lobe principal s'affine pour les 4 méthodes (c,g,k,o), les lobes secondaires sont rejetés plus efficacement pour le (c) FD-PAM et le (k) FD-FB, et le bruit de fond atténué pour le (o) FD-MUSIC. Cette tendance se renforce quand le recouvrement augmente, $p_{ov} = 90\%$, pour les deux types de cavitation (Fig. 3.11 et Fig. 3.12 (d,h,l,p)).
- Pour les deux types de cavitation (Fig. 3.11 et Fig. 3.12), l'introduction de l'estimation robuste de la CSM est nécessaire pour stabiliser le FD-RCB et FD-MUSIC, mais pour l'approche non-adaptative FD-PAM, elle ne présente pas d'amélioration significative. Pour le FD-FB, les performances se dégradent légèrement lors du passage de (i) $K = 1$ à (l) $K = 130$, mais restent bien supérieures au (d) FD-PAM.
- Pour rappel, le FD-PAM pour $K = 1$ correspond au FD-PCI (présenté en section 1.2.3). Pour les deux types de cavitation (Fig. 3.11 et Fig. 3.12), l'estimation robuste de la CSM du (b-d) FD-PAM offre des allures de cartes similaires au (a) FD-PCI. Pour un recouvrement faible, les durées des réalisations sont réduites, le contraste est dégradé (b,c). Lorsque p_{ov} augmente, les performances du FD-PCI sont retrouvées pour la cavitation stable (Fig. 3.11 (d)) et les cartes de cavitation inertielle (Fig. 3.12 (d)) sont lissées. Les cartes de FD-PAM pour $K_s = 130$ et $p_{ov} = 90\%$ sont similaires pour la cavitation stable (Fig. 3.11 (d)) et inertielle (Fig. 3.12 (d)).

Cette première étude montre que les cartes de cavitation dépendent de la qualité de l'estimation de la CSM, et qu'elle est indispensable pour les méthodes de formation de voies qui exploitent les propriétés statistiques de la CSM : à partir d'une seule réalisation

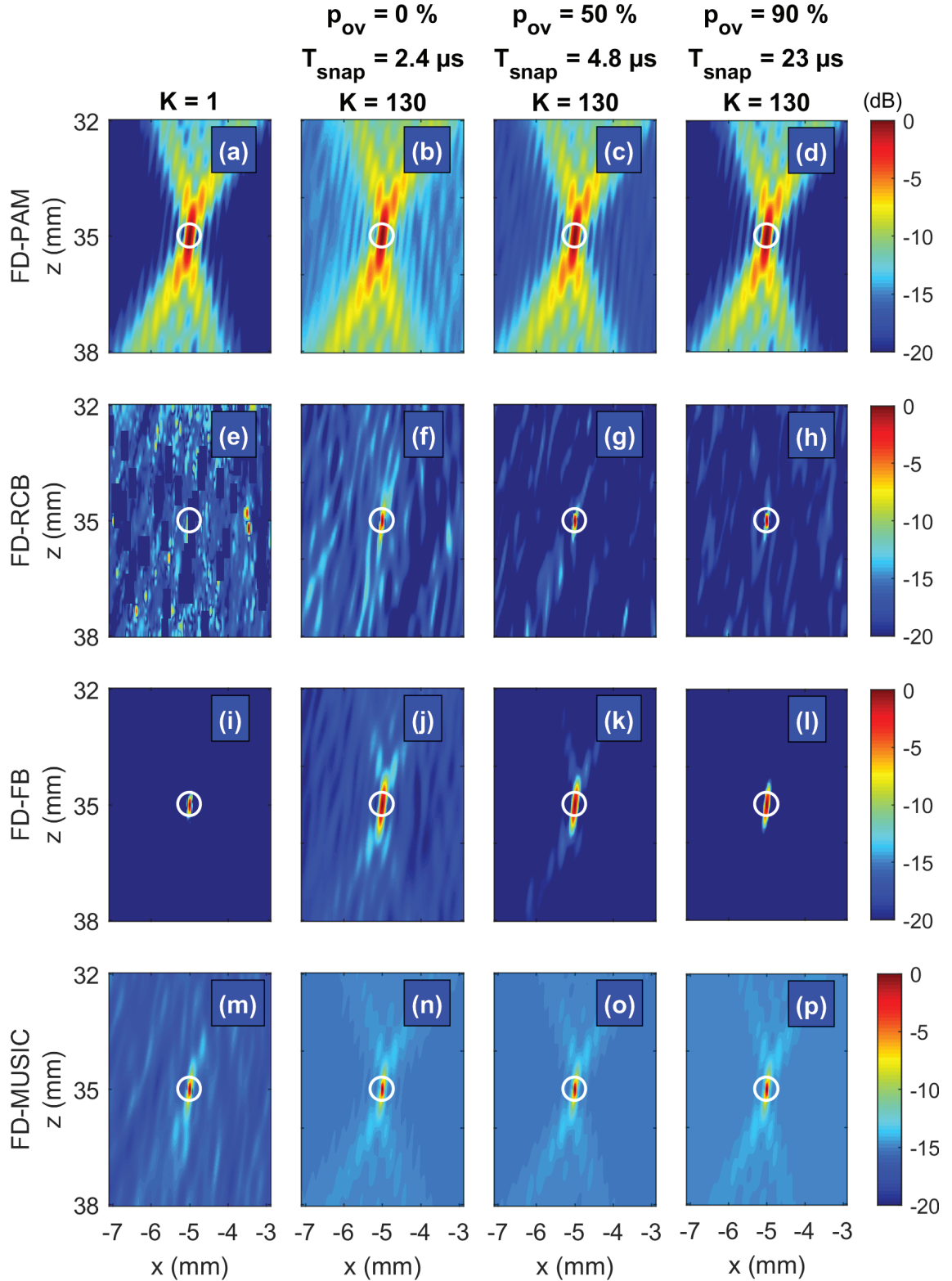


FIGURE 3.11 – Influence des paramètres K et p_{ov} d'estimation de la CSM pour localiser, en simulation, une bulle de cavitation stable à 8 MHz placée en $[-5 ; 50]$ mm. Les quatre méthodes sont illustrées : (a-d) FD-PAM, (e-h) FD-RCB, (i-l) FD-FB et (m-p) FD-MUSIC. Les cartes obtenues à partir d'une seule réalisation de la CSM, $K = 1$ sont normalisées et données en (a,e,i,m). Pour $K = 130$, différentes valeurs de recouvrement sont présentées : (b,f,j,n) sans recouvrement, (c,g,k,o) $p_{ov} = 50\%$ et (d,h,l,p) $p_{ov} = 90\%$.

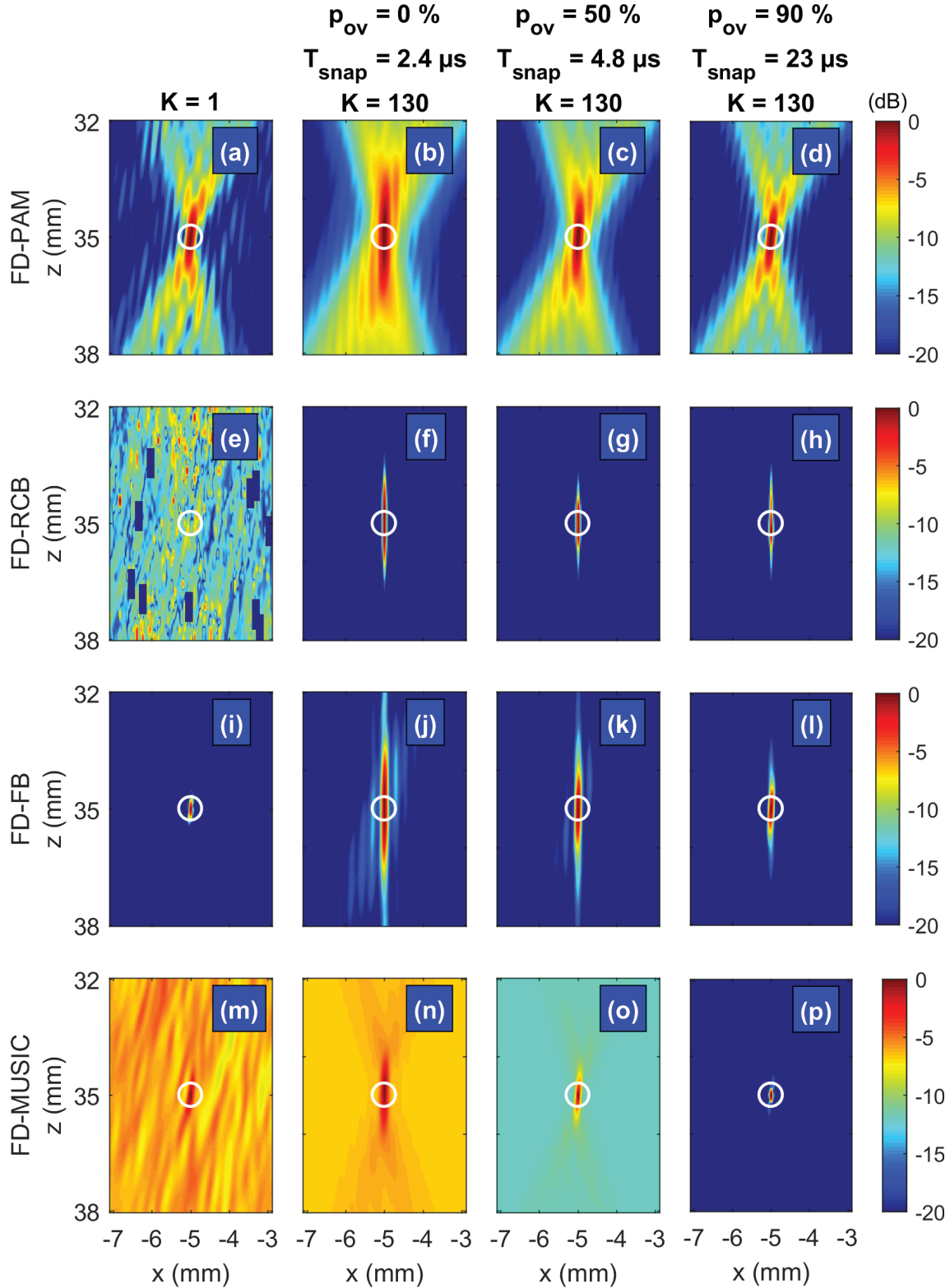


FIGURE 3.12 – Influence des paramètres K et p_{ov} d'estimation de la CSM pour localiser, en simulation, une bulle de cavitation inertielle émettant un bruit blanc, placée en $[-5; 50]$ mm. Les quatre méthodes sont illustrées : (a-d) FD-PAM, (e-h) FD-RCB, (i-l) FD-FB et (m-p) FD-MUSIC. Les cartes obtenues à partir d'une seule réalisation de la CSM, $K = 1$ sont normalisées et données en (a,e,i,m). Pour $K = 130$, différentes valeurs de recouvrement sont présentées : (b,f,j,n) sans, (c,g,k,o) $p_{ov} = 50 \%$ et (d,h,l,p) $p_{ov} = 90 \%$.

($K = 1$), la localisation de source est difficile avec le FD-MUSIC, et impossible avec le FD-RCB. Finalement, le choix des valeurs des paramètres $K = 130$ et $p_{ov} = 90\%$ offre un compromis satisfaisant entre stabilité et qualité d'image, pour les quatre méthodes sur la cavitation stable et inertielle. Ces deux valeurs sont utilisées dans la suite du chapitre. Cette analyse qualitative ne prend pas en compte l'optimisation des paramètres adaptatifs. La section suivante illustre leur influence sur les cartes de cavitation.

3.2.2 Performances des méthodes adaptatives FD

L'étude des performances est menée sur deux jeux de données simulées de modèle de source ponctuelle unique de cavitation stable puis de cavitation inertielle, identiques à ceux du 3.2.1 : les paramètres de simulation sont donnés dans le tableau 3.1. L'estimation de la CSM est identique pour les quatre méthodes avec les paramètres déterminés à la section précédente : $K = 130$ et $p_{ov} = 90\%$.

Les métriques de qualité d'image sont celles décrites en section 2.1.2. Rax et $Rlat$ désignent les dimensions axiale et latérale du lobe principal à -3 dB, respectivement. Elles sont exprimées en pourcentage des mesures obtenues pour le FD-PAM. Le CAR est la mesure de contraste en dB. L'erreur, en millimètre, entre la position réelle de la bulle et la position du maximum de la carte est notée Err_{pos} .

Cette étude illustre l'influence du paramètre propre à chaque méthode adaptative sur la qualité d'image et la stabilité de la méthode. L'objectif est de fournir une démarche objective à suivre pour le choix du paramètre ϵ pour le FD-RCB, p pour le FD-FB et K_s pour le FD-MUSIC.

3.2.2.1 Analyse préliminaire pour le FD-PAM

Les cartes et les performances de la méthode non-adaptative FD-PAM sont systématiquement prises comme référence pour analyser les trois méthodes adaptatives. Sur la Figure 3.13, les cartes de FD-PAM pour la cavitation (a) stable et (h) inertielle sont présentées. Comme vu en section précédente, leurs allures sont très similaires : les métriques de qualité d'image sont très proches. Pour la cavitation stable et la cavitation inertielle, Rax vaut 1.32 mm et 1.34 mm, $Rlat$ vaut 0.09 mm et 0.09 mm, et CAR vaut 15.1 dB et 15.5 dB, respectivement. Aucune erreur de position n'est observée pour les deux cas.

3.2.2.2 Influence du paramètre ϵ pour le FD-RCB

Le paramètre ϵ du FD-RCB règle le compromis entre qualité d'image et robustesse aux erreurs de modèle. Il décrit l'incertitude tolérée sur le vecteur de pointage. En pratique, il est étudié pour ϵ compris entre $N/1000$ et N , avec N le carré de la norme du vecteur de pointage (ici, égale au nombre de capteurs) [43, 30]. La Figure 3.13 présente les cartes obtenues pour le FD-RCB, pour la cavitation stable et la cavitation inertielle, en (b-d) et (i-k), ainsi que les courbes de performances correspondantes en (e-g) et (l-n), respectivement.

- Erreur de position - Pour les deux types de cavitation (e,l), Err_{pos} est relativement faible, inférieur à 0.25 mm. Ces erreurs apparaissent pour de faibles valeurs de ϵ :

pour la cavitation stable (e) $\epsilon < 10^{-3}$ et inertielle (l) $\epsilon < 1$.

- Résolutions - Pour les deux types de cavitation (f,m), le FD-RCB améliore les résolutions axiale et latérale du FD-PAM dans les mêmes proportions, quelle que soit la valeur de ϵ : les courbes R_{ax} et R_{lat} se superposent. Pour ϵ inférieur à 0.1, les résolutions stagnent autour de 20% pour la cavitation stable, et 10% pour la cavitation inertielle, par rapport au FD-PAM. Les résolutions minimales sont obtenues pour des valeurs de ϵ proches : pour la cavitation stable (f) $\epsilon = 1$ et la cavitation inertielle (m) $\epsilon = 0.1$. Au-delà de ces valeurs optimales, le lobe principal s'étale (cf les cartes (d,k) pour $\epsilon = 50$) : les résolutions (f,m) R_{ax} et R_{lat} augmentent, et passent en-deçà des performances du FD-PAM pour ϵ supérieur à 50.
- Contraste - Le CAR maximal est égal à 50 dB, soit 35 dB au-dessus du FD-PAM, et est atteint pour la cavitation stable en (g) $\epsilon = 5$ et pour la cavitation inertielle en (n) $\epsilon = 0.1$. Dans les autres cas, le contraste se dégrade : si ϵ diminue, car la source est rejetée proche du niveau du bruit de fond (b), ou si ϵ augmente, les lobes secondaires s'élèvent (k).
- Pour les cartes de cavitation inertielle (i-k), bien que le lobe principal reste orienté vers le centre de la sonde, un artefact persiste de manière privilégiée dans le sens de la profondeur z (non orientée). Il est mis en évidence avec ϵ qui diminue pour des valeurs inférieures à 1. La présence de cet artefact influence la mesure de contraste mais pas la résolution.

En conclusion, sur la large plage de valeur étudiée pour ϵ , les résolutions et le contraste obtenus par le FD-RCB sont toujours améliorés par rapport au FD-PAM, à l'exception des valeurs proches de la limite supérieure N . En revanche, une valeur trop faible pour ϵ rend la méthode instable : elle rejette la source proche du niveau du bruit et introduit des erreurs de position. Il n'y a pas de démarche qui indique le choix du ϵ optimal *a priori* : seule l'étude des cartes *a posteriori* oriente cette décision. Néanmoins, pour ϵ compris entre 1 et 50, par rapport au FD-PAM, les résolutions sont égales ou supérieures et le gain de contraste est d'au moins 15 dB, sans erreur de position, pour les deux types de cavitation. Pour les études expérimentales, *a priori* les erreurs de modèles ne seront pas moindres, mais potentiellement plus élevées : il faudra tester des valeurs de ϵ comprises entre 1 et $N = 128$.

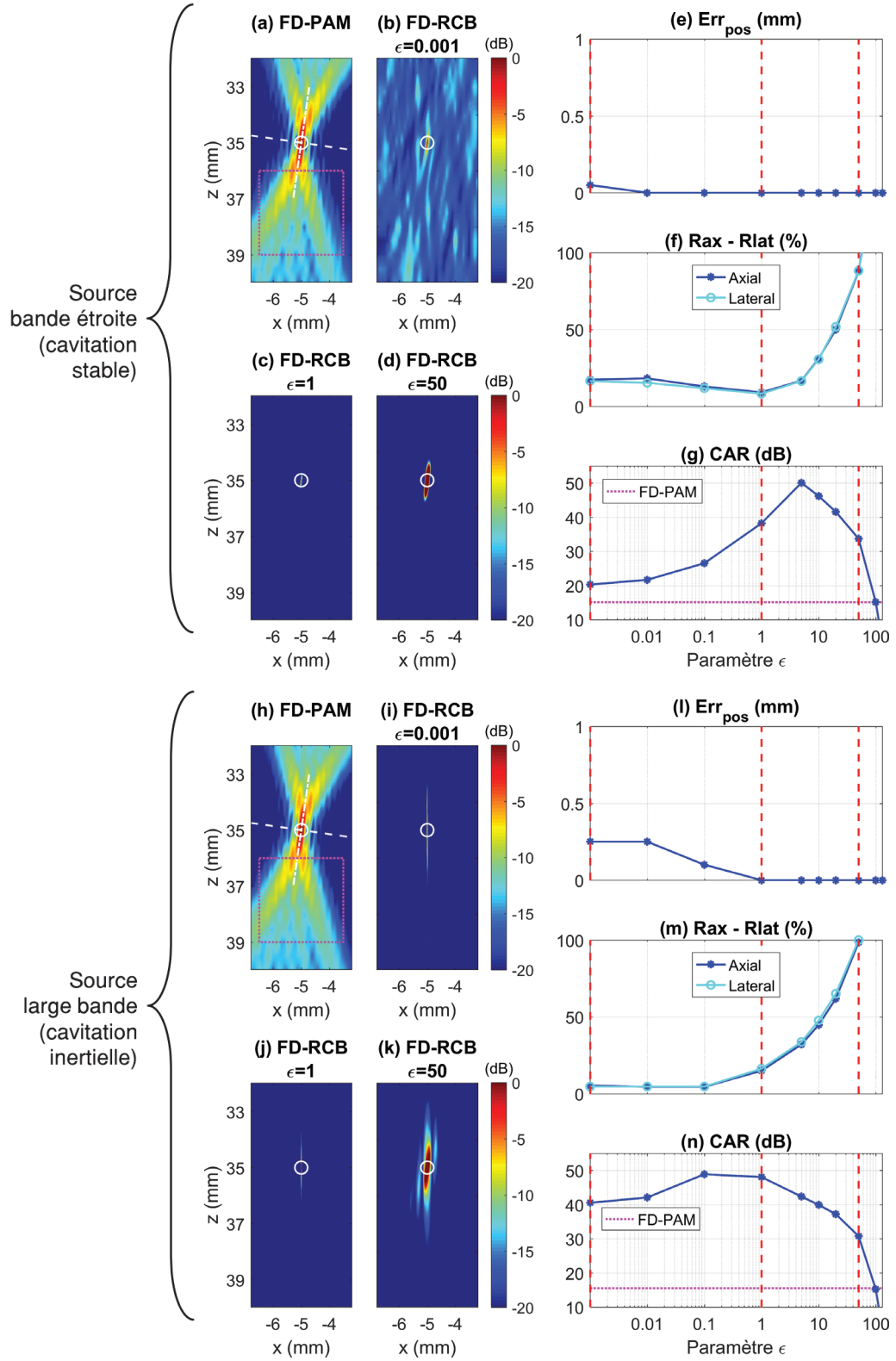


FIGURE 3.13 – Influence de ϵ sur la qualité d'image pour le FD-RCB, sur des données simulées de bulle unique de (a-g) cavitation stable et de (h-n) cavitation inertielle. Les cartes normalisées sont données en (a,h) pour le FD-PAM, et (b-d,i-k) pour le FD-RCB avec différents ϵ (reportées en pointillés rouges sur les courbes de performances). Les métriques sont tracées en fonction de ϵ : (e,l) Err_{pos} , (f,m) Rax et $Rlat$ et (g,n) CAR . Sur (a) et (h) les coupes orientées sont représentées en pointillés blancs et la région d'artefacts en pointillés roses. Le centre du rond blanc sur les cartes indique la position de la bulle en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm.

3.2.2.3 Influence du paramètre p pour le FD-FB

Le paramètre adaptatif p règle la puissance à laquelle le gain en réception d'antenne est élevé. Il est étudié pour p compris entre 1 (correspondant au FD-PAM) jusqu'à 300 (valeur élevée pour laquelle les performances stagnent [79]). La Figure 3.14 présente les cartes obtenues pour le FD-FB, pour la cavitation stable et inertielle, en (b-d) et (i-k), ainsi que les courbes de performances correspondantes en (e-g) et (l-n), respectivement.

- Erreur de position - Pour les deux types de cavitation (e,l), aucune erreur de position n'est introduite par le FD-FB quelle que soit la valeur de p .
- Résolutions - Pour les deux types de cavitation (f,m), le FD-FB améliore les résolutions axiale et latérale du FD-PAM dans les mêmes proportions, quelle que soit la valeur de p : les courbes R_{ax} et R_{lat} se superposent. Le lobe principal s'affine quand p augmente (b-d,i-k). Sur les courbes (f,m), R_{ax} et R_{lat} diminuent rapidement pour les premières valeurs de p : pour $p = 10$ les résolutions ne valent plus que 50 % du FD-PAM, puis stagnent à 40 % pour $p = 300$.
- Contraste - Pour les deux types de cavitation (g,n) le CAR ne cesse d'augmenter avec p . Comme pour la résolution, il s'améliore rapidement pour les premières valeurs de p puis stagne : un gain de 20 dB par rapport au FD-PAM est observé pour $p = 10$ puis jusqu'à $p = 300$, seulement 5 dB supplémentaire sont obtenus.
- Pour la cavitation inertielle (i-k), le FD-FB montre plus de difficulté à atténuer les artefacts dans l'axe des profondeurs z (non orienté), en amont et en aval du lobe principal. Cet artefact s'atténue avec p qui augmente.

En conclusion, le FD-FB est stable quelle que soit la valeur de p utilisée : la résolution et le contraste s'améliorent avec p sans erreur de position, ni introduction d'artefacts. Théoriquement une valeur de p infiniment grande offre les meilleures performances [79]. En présence d'erreur de modèle, les fortes valeurs de p détruisent potentiellement le niveau des sources (*e.g.* $p > 10$ dans l'étude [80]). Dans ce cas de simulation, choisir une valeur de p entre 2 et 30 améliore de manière significative la qualité d'image du FD-PAM, sans craindre de dégrader la localisation des sources, pour les deux types de cavitation.

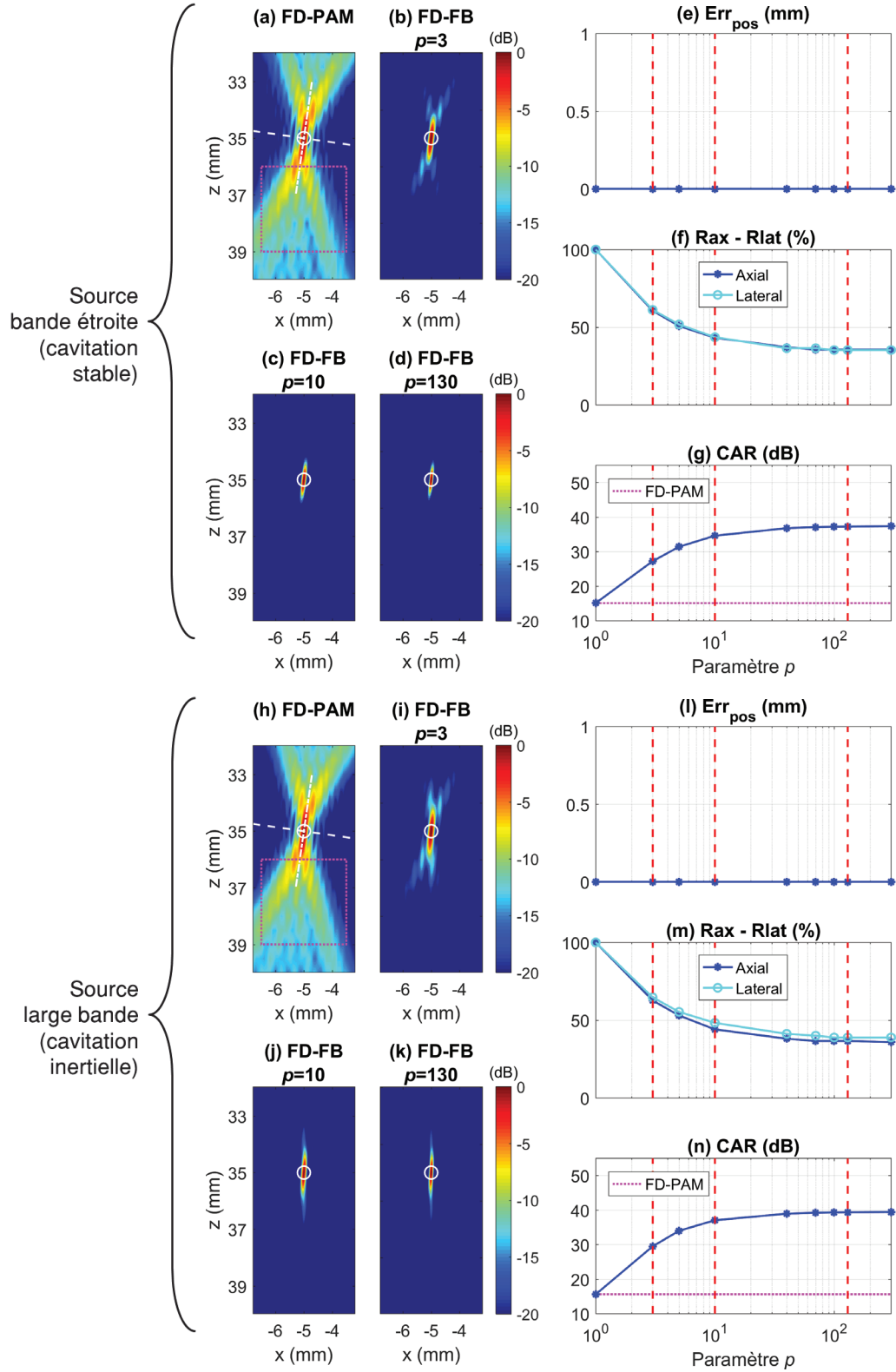


FIGURE 3.14 – Influence de p sur la qualité d'image pour le FD-FB, sur des données simulées de bulle unique de (a-g) cavitation stable et de (h-n) cavitation inertielle. Les cartes normalisées sont données en (a,h) pour le FD-PAM, et (b-d,i-k) pour le FD-FB avec différentes valeurs de p (reportées en pointillés rouges sur les courbes de performances). Les métriques sont tracées en fonction de p : (e,l) Err_{pos} , (f,m) Rax et $Rlat$ et (g,n) CAR . Sur (a) et (h) les coupes orientées sont représentées en pointillés blancs et la région d'artefact en pointillés roses. Le centre du rond blanc sur les cartes indique la position de la bulle en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm.

3.2.2.4 Influence du paramètre K_s pour le FD-MUSIC

Le paramètre K_s règle la taille de l'espace signal par seuillage des valeurs propres v_n de la CSM. Il varie donc entre 1 et $N = 128$. La Figure 3.15 présente les cartes obtenues pour le FD-MUSIC, pour la cavitation stable et la cavitation inertielle, en (b-d) et (j-l), la décroissance des valeurs propres en (e) et (m), ainsi que les courbes de performances correspondantes en (f-h) et (n-p), respectivement.

- Décroissance des valeurs propres - Pour la cavitation stable(e) et la cavitation inertielle (m), la première valeur propre ressort clairement 15 dB au-dessus des autres. Les cartes obtenues (b,j) avec une taille d'espace signal $K_s = 1$ localisent effectivement la source.
- Pour la cavitation stable et la cavitation inertielle, les métriques n'ont de sens que pour K_s inférieur à 125 : au-delà, le FD-MUSIC est instable et affichent des artefacts sur les cartes dont les maxima peuvent être confondus avec ceux de la source (cartes non présentées).
- Erreur de position - Pour K_s inférieur à 125, (f) Err_{pos} est nulle pour la cavitation stable. Pour la cavitation inertielle (n), Err_{pos} augmente avec K_s mais reste inférieur à 0.4 mm.
- Résolutions - Pour les deux types de cavitation (g,o), le FD-MUSIC améliore les résolutions axiale et latérale du FD-PAM dans les mêmes proportions, quelle que soit la valeur de K_s : les courbes Rax et $Rlat$ se superposent et sont constantes. Pour la cavitation stable (g), elles sont réduites jusqu'à 20 % et (o) 10 % pour l'inertielle comparées à celle du FD-PAM. Le lobe principal observé sur les cartes (b-d) conserve la même allure.
- Contraste - Pour la cavitation stable (h), le gain de contraste est quasiment constant en fonction de K_s , il est tout au plus supérieur de 5 dB au FD-PAM. En revanche l'allure des cartes n'est pas constante : (b,c) le lobe principal se détache d'environ 13 dB du fond de carte quasiment homogène. Ensuite, (d) celui-ci n'est plus homogène : il se charge d'artefacts ponctuels qui ressortent de quelques dB du bruit de fond. Pour la cavitation inertielle (p), le gain de contraste est plus important : +10 dB pour $K_s = 1$ puis augmente jusqu'à +20 dB pour $K_s = 125$.
- Pour la cavitation inertielle (k,l), un étalement dans l'axe de la profondeur (non orientée) est présent, similaire à celui observé pour le FD-RCB et le FD-FB. Cet artefact est d'autant plus marqué avec K_s qui augmente.

En conclusion, le FD-MUSIC améliore efficacement les résolutions axiale et latérale du FD-PAM, pour les deux types de cavitation, sur la quasi-totalité de la plage de valeurs possibles pour K_s . Il tend à atténuer la structure des lobes secondaires et à homogénéiser le fond de carte. Cependant, une différence de gain de contraste pour la cavitation stable et la cavitation inertielle est observée. Celle-ci est potentiellement due à une décorrélation spatiale plus forte du signal de cavitation inertielle (modélisé par un bruit blanc) avec le bruit additif de mesure, par rapport au signal monofréquentiel de cavitation stable.

Le choix du paramètre K_s est guidé par l'analyse de la décroissance des valeurs propres. L'idéal est de choisir un K_s qui correspond au plus proche de la taille réelle de l'espace signal. Des règles empiriques existent pour choisir systématiquement K_s de

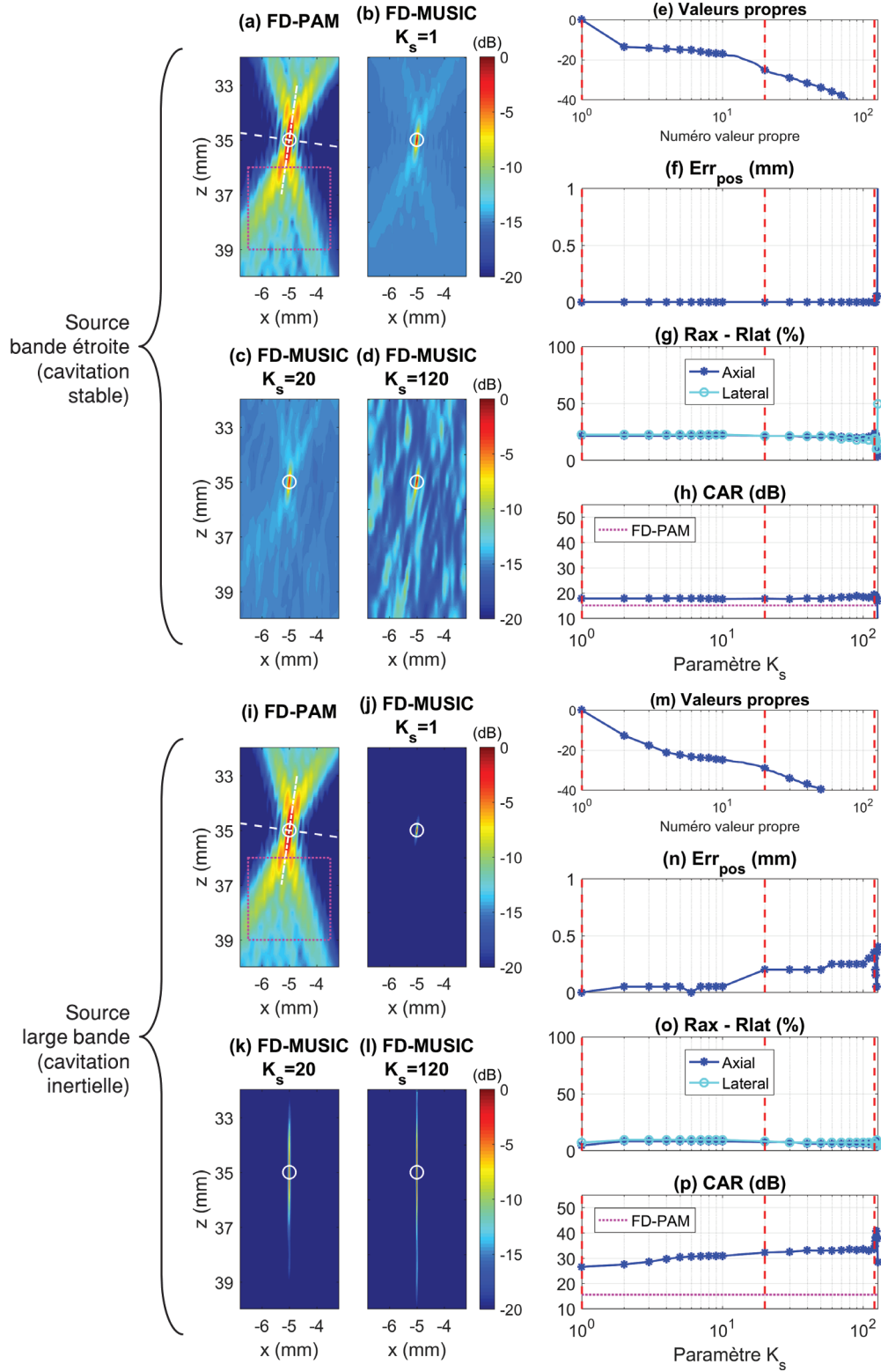


FIGURE 3.15 – Influence de K_s sur la qualité d'image pour le FD-MUSIC, sur des données simulées de bulle unique de (a-h) cavitation stable et de (i-p) cavitation inertielle. Les cartes normalisées sont données en (a,i) pour le FD-PAM, et (b-d,j-l) pour le FD-MUSIC avec différentes valeurs de K_s (reportées en pointillés rouges sur les courbes de droite). La décroissance des valeurs propres est donnée en (e,m). Les métriques sont tracées en fonction de K_s : (f,n) Err_{pos} , (g,o) R_{ax} et R_{lat} et (h,p) CAR. Sur (a) et (h) les coupes orientées sont représentées en pointillés blancs et la région d'artefact en pointillés roses. Le centre du rond blanc sur les cartes indique la position de la bulle en $\vec{r}_0 = [-5; 50]$ mm.

manière relativement robuste. Par exemple, l'espace signal est constitué des K_s premières valeurs propres dont la somme représente X % de la somme totale des valeurs propres, où X dépend du RSB.

Afin d'éviter de sous-estimer cette taille et d'empêcher la localisation de toutes les sources, il vaut mieux sur-estimer légèrement K_s : les cartes restent de qualité comparable à celle obtenue avec le K_s optimal. Toutefois à mesure que l'espace bruit se réduit (*i.e.* K_s augmente et tend vers N), le nombre de vecteur de pointage qui lui sont potentiellement orthogonaux augmente : la carte se charge en artefacts, éventuellement en erreur de position, jusqu'à devenir complètement instable.

Pour les études expérimentales, le choix de K_s est guidé par un *a priori* sur le nombre de sources décorréliées et l'analyse de la décroissance des valeurs propres.

3.2.3 Conclusions

Les quatre méthodes de formation de voies FD proposées ont été étudiées en simulation sur une source ponctuelle émettant des signaux à bande étroite (cavitation stable) ou large bande (cavitation inertielle). D'une part, nous avons montré que l'introduction de l'estimation robuste de la CSM stabilise les cartes de cavitation reconstruite par les méthodes FD. D'autre part, la stabilité et les performances de localisation de chaque méthode adaptative ont été analysées en fonction de leurs paramètres d'adaptativité respectifs : ϵ pour le FD-RCB, p pour le FD-FB et K_s pour le FD-MUSIC. Le paramètre optimal doit être recherché empiriquement dans une gamme de valeurs connue *a priori*. La démarche à suivre pour éviter les valeurs extrêmes et potentiellement instables a été présentée pour chaque méthode. La résolution et le contraste du FD-PAM sont améliorés pour des larges plages de valeurs du paramètre d'adaptativité.

Toutefois, ce cas de simulation ne rend pas compte de la robustesse des méthodes face aux erreurs de modèle : une seule source parfaitement ponctuelle est considérée, décorrélée du bruit de mesure, lui-même aléatoire et décorrélé spatialement. La vitesse de propagation est connue et constante. La grille utilisée coïncide avec la position de la source. La sonde simulée est composée d'éléments ponctuels sans réponse impulsionnelle temporelle ni spatiale. L'étude expérimentale, dans la section suivante, a pour but de vérifier les performances des méthodes FD dans des conditions où ces hypothèses ne sont pas totalement vérifiées.

3.3 Evaluation *in vitro* des méthodes FD sur fil vibrant

L'étude expérimentale menée dans cette section constitue une étape intermédiaire entre le cas idéal en simulation et l'imagerie réelle de la cavitation. Le but est notamment de vérifier la robustesse aux erreurs de modèle des méthodes FD, mais aussi de comparer la capacité de localisation de sources des quatre méthodes. Pour cela, nous avons imagé passivement un fil vibrant dans une cuve d'eau [24, 32].

Dans un premier temps, les conditions expérimentales et les jeux de données constitués sont présentés. Ensuite, les cartes obtenues pour la méthode FD-PAM non-adaptative

sont analysées pour apprécier l'impact des erreurs de modèles sur un cas simple pour la localisation d'un seul fil vibrant. Par la suite, le potentiel des méthodes adaptatives pour localiser simultanément deux fils vibrants est démontré : l'influence de la fréquence de reconstruction et des paramètres d'adaptativité est illustrée, puis les performances des méthodes adaptatives FD sont analysées et comparées de manière quantitative.

3.3.1 Description de l'expérience de fil vibrant

L'expérience a été menée en collaboration avec l'entreprise The Phased Array Company (TPAC) qui développe des échographes pour l'imagerie ultrasonore, notamment pour du contrôle non-destructif. Le dispositif expérimental est décrit puis les jeux de données constitués sont présentés.

3.3.1.1 Dispositif expérimental

La Figure 3.16 illustre le dispositif expérimental utilisé via (a,b) deux schémas et (c) une photographie. Un monoélément piézoélectrique, de fréquence centrale 5 MHz, est connecté à un générateur de fonction. Il émet un champ ultrasonore directif sur un fil en nylon de 0.2 mm de diamètre. Celui-ci diffuse l'onde acoustique incidente, dans toutes les directions de l'espace. Une sonde d'imagerie ultrasonore (IMASONIC 13493) enregistre passivement le signal rétro-diffusé par le fil. Les paramètres de la sonde et d'acquisition sont donnés dans le tableau 3.1 (les mêmes que ceux déjà utilisés en simulation dans ce chapitre). Le support de sonde est relié à un banc de déplacement trois axes (OWIS Staufen, Allemagne) piloté informatiquement (OWISoft). Les signaux reçus sont enregistrés via l'échographe OEMPA2 (développé par l'entreprise TPAC), puis traités via Matlab pour localiser le fil.

La direction x est choisie alignée avec les éléments de la sonde linéaire et la direction z est l'axe de la profondeur pour la sonde. L'axe y est tel que (x, y, z) est un repère orthogonal direct. Le fil est parallèle à l'axe y : il est donc vu par la sonde d'imagerie comme une source quasi ponctuelle. La position du fil est repérée en amont par imagerie active avec la même sonde, pour comparaison avec la localisation passive.

Le banc déplace la sonde d'imagerie par rapport au fil. Toutefois, les images ultrasonores sont reconstruites dans un repère (xz) fixe par rapport à la sonde. Ainsi, ce mouvement relatif se traduit sur les images comme un déplacement du fil et non de la sonde. Pour la suite, la sonde est considérée comme immobile et le fil supposé occuper différentes positions.

Le générateur de fonction (LeCroy WaveStation 2052, Etats-Unis) relié au monoélément piézo-électrique est utilisé pour émettre des tirs acoustiques qui couvrent toute la durée d'acquisition T_{rec} . Parmi les fonctions proposées, il peut émettre des signaux sinusoïdaux purs ou bien du bruit blanc jusqu'à 50 MHz.

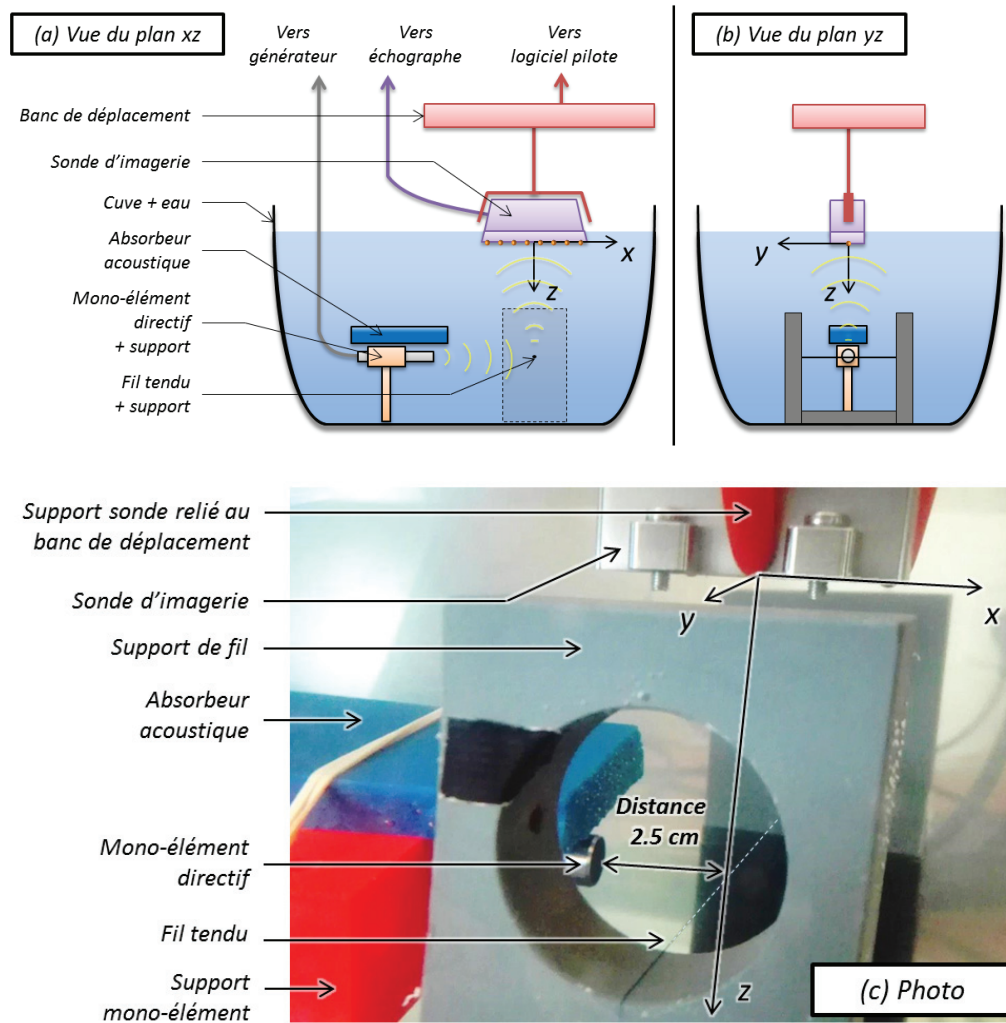


FIGURE 3.16 – Dispositif expérimental pour la localisation passive d'un fil vibrant, dans une cuve d'eau. Un schéma du montage est donné avec une vue dans (a) le plan (xz) et (b) le plan (yz) . Une photographie du montage est donnée en (c). Le mono-élément directif excite le fil qui diffuse le signal en partie vers la sonde d'imagerie. Sur (c) la photographie, des pointillés blancs ont été rajoutés pour mettre en évidence le fil.

3.3.1.2 Jeux de données

Tout d'abord, pour apprécier le bruit de mesure, une acquisition sans tir du monoélément est effectuée. Les signaux enregistrés Fig. 3.17 (a) constituent un tramage horizontal structuré et présentent de nombreux pics fréquentiels (b). Ce bruit est notamment dû au gain d'acquisition élevé qui fait ressortir le bruit électronique de la sonde et de l'échographe. Toutefois un tel gain est nécessaire car les puissances délivrées par le monoélément sont bien en-dessous du niveau habituellement reçus par la sonde.

La Figure 3.17 montre l'allure des signaux reçus pour les deux types d'émissions considérés : (c,d) un tir monofréquentiel à 8 MHz de forte puissance et (e,f) un tir large bande entre 0 et 10 MHz de plus faible puissance. Le bruit électronique est encore présent sur les signaux bruts (c,e), et sur toute l'étendue du spectre en (d,f).

Dans un premier temps, nous avons considéré trois acquisitions pour des positions de fil (repérées par imagerie active) et des signaux d'excitation différents, représentées sur la Figure 3.18 :

- Pour l'acquisition n°1, le mono-élément excite le fil avec un tir large bande de faible puissance (le spectre moyen reçu est similaire à celui donné en Fig. 3.17 (f)). Le fil est placé en $\vec{r}_i = [0.5 ; 36.2]$ mm.
- Pour l'acquisition n°2, le mono-élément excite le fil avec un tir monofréquentiel à 8 MHz (le spectre moyen reçu est similaire à celui en donné Fig. 3.17 (d)). Le fil est placé en $\vec{r}_{s1} = [-2 ; 36.2]$ mm.
- Pour l'acquisition n°3, le mono-élément excite le fil avec un tir monofréquentiel à 8 MHz (le spectre moyen reçu est similaire à celui en donné Fig. 3.17 (d)). Le fil est placé en $\vec{r}_{s2} = [0.5 ; 41.2]$ mm.

Ensuite, pour travailler sur des données contenant deux sources émettant sur des bandes de fréquences différentes, deux jeux de données sont constitués en combinant les trois acquisitions. Pour évaluer la capacité des méthodes FD à localiser deux sources dans les dimensions axiale et latérale nous avons considéré :

- La configuration latérale (A) obtenue par somme des acquisitions 1 et 2. Elle est illustrée sur le schéma Figure 3.18 (A).
- La configuration axiale (B) obtenue par somme des acquisitions 1 et 3. Elle est illustrée sur le schéma Figure 3.18 (B).

Pour toutes les cartes reconstruites les mêmes paramètres d'estimation de CSM ont été utilisés : $K = 130$ et $p_{ov} = 0.9$.

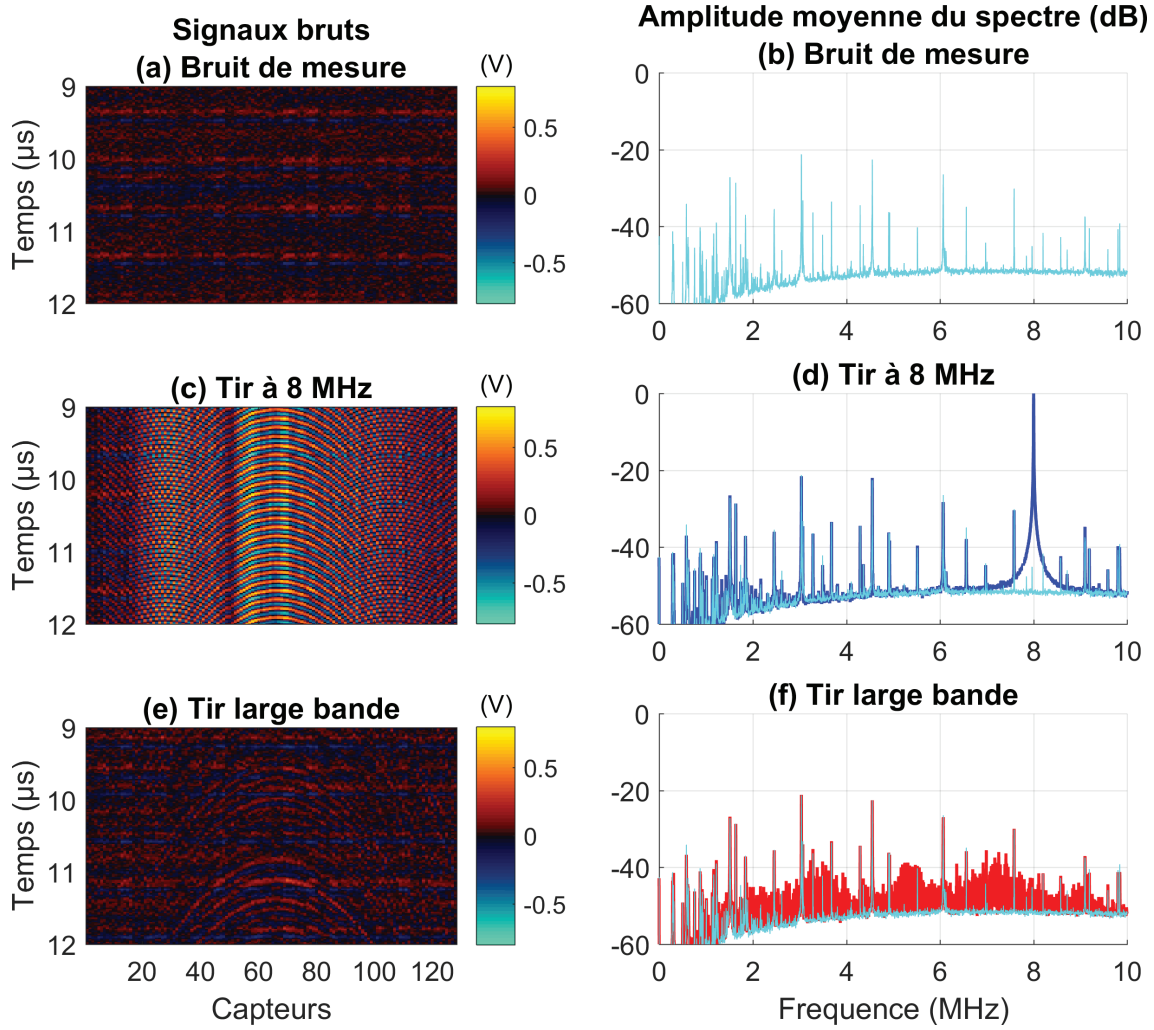


FIGURE 3.17 – Allures des signaux bruts enregistrés par la sonde et leurs spectres d’amplitude moyens pour (a,b) le bruit de mesure seul, (c,d) le tir à 8 MHz et (e,f) le tir à large bande. Le spectre d’amplitude moyen du bruit seul (b) est reporté sur les deux autres acquisitions (d) et (f), pour distinguer l’information utile de celle du bruit de mesure.

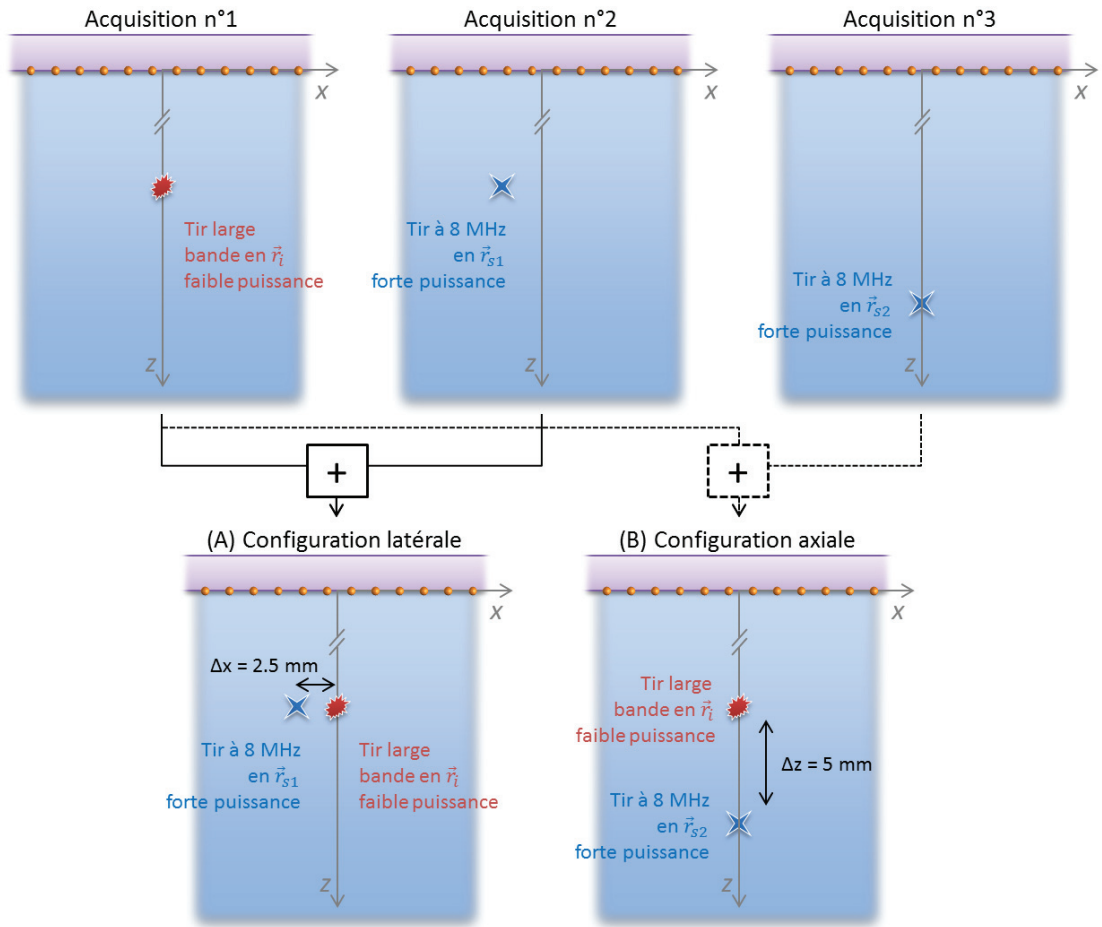


FIGURE 3.18 – Schémas pour les trois acquisitions et les deux configurations utilisées pour l'étude sur fil vibrant.

3.3.2 Analyse préliminaire des cartes de localisation passive sur un fil vibrant

Cette section fournit une analyse des cartes obtenues pour l'imagerie d'une source unique, en considérant les acquisitions n°1, n°2 et n°3 séparément. Elle constitue une analyse qualitative de référence, via le FD-PAM (non-adaptatif) pour un cas simple d'une source seule, avant la comparaison des méthodes adaptatives sur deux sources. Il s'agit d'appréhender l'impact des caractéristiques réelles de la sonde et des erreurs de modèles. Les cartes obtenues sont données en Figure 3.19 pour (a) l'acquisition n°1, (b) l'acquisition n°2 et (c) l'acquisition n°3. La fréquence de reconstruction est choisie à 8 MHz pour les trois acquisitions.

- Les positions estimées par imagerie passive des trois sources sont très proches de celles obtenues par imagerie active. Un léger écart de position est observé entre les maxima des images actives et des images passives, pour les 3 sources : (a) 0.21 mm, (b) 0.22 mm et (c) 0.28 mm. L'écart est de l'ordre de grandeur de l'épaisseur du fil : 0.2 mm. De plus, l'écart latéral est toujours dans le même sens : il se peut que le fil soit légèrement poussé pendant le tir du monoélément dont l'onde se propage selon l'axe x (de gauche à droite sur les images). L'erreur est un peu plus élevée pour (c) : en effet celle-ci tend à augmenter avec la profondeur [32].
- A cause du faible rapport signal à bruit de la source large bande, la carte (a) présente un fond de carte plus élevé que pour les sources de fortes puissances (b,c).

Les cartes obtenues sur une source unique présentent des allures similaires à celles obtenues en simulation. Dans ce cas expérimental, les caractéristiques réelles de la sonde (réponses impulsionnelles temporelle et spatiale, différentes sensibilités des éléments, bruit électronique), et des erreurs sur le vecteur de propagation (*e.g.* non-exactitude de la vitesse de propagation des ondes) sont présentes. La suite de l'étude analyse les performances de reconstruction en présence de deux sources.

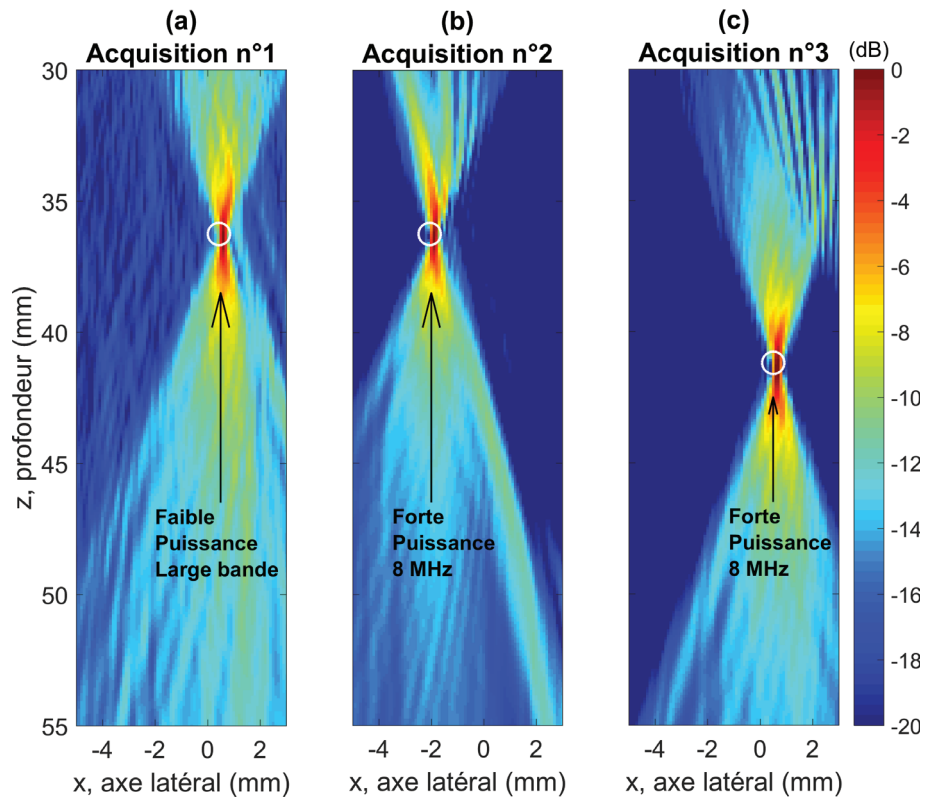


FIGURE 3.19 – Cartes normalisées de FD-PAM pour la localisation passive de fil vibrant, reconstruites à 8 MHz : pour (a) l’acquisition n°1, (b) l’acquisition n°2 et (c) l’acquisition n°3. Les centres des cercles blancs repèrent les maxima de l’imagerie active qui localisent le fil. Le tir ultrasonore du monoélément arrive par la gauche de l’image.

3.3.3 Analyses des cartes de localisation passive sur deux fils vibrants

L'analyse des cartes pour la localisation de deux sources se fait en considérant les configurations (A) et (B). Dans un premier temps, l'influence des fréquences de reconstruction sur les cartes est discutée. Ensuite, l'évolution des cartes en fonction du paramètre d'adaptativité est montrée. Enfin, l'analyse quantitative des performances de localisation des quatre méthodes proposées est établie.

3.3.3.1 Influence de l'analyse fréquentielle

Avant de procéder à l'analyse de performances de localisation, il a fallu choisir la bande de fréquence à considérer pour imager les deux sources. La Figure 3.20 présente les cartes de FD-PAM reconstruites pour différentes fréquences : (a,d) à 7.0 MHz, (b,e) sur la bande [6 - 7] MHz, et (c,f) à 8 MHz, pour les configurations latérale (A) et axiale (B), respectivement.

- Lorsque les cartes sont reconstruites à 8 MHz (c,f), les informations du tir à 8 MHz et du tir large bande sont considérées. Le fil vibrant à 8 MHz est localisé, mais pas le fil excité par le tir large bande, pour les deux configurations. En effet, les lobes secondaires de la source à 8 MHz sont de fortes intensités et masquent la source de plus faible puissance.
- Lorsque les cartes sont reconstruites à 7 MHz (a,d), seulement une partie de l'information du tir large bande est considérée : le fil excité avec le tir large bande, bien que très faible, est localisé pour les deux configurations. La source monofréquentielle à 8 MHz n'est pas détectée. Un artefact sur la carte (a) est présent dans la partie supérieure gauche, probablement dû à la fuite spectrale de la source à 8 MHz bien plus énergétique [23]. Intégrer les cartes sur une bande de fréquences entre 6 MHz et 7 MHz lisse le bruit de fond et l'artefact (b).

Ces résultats montrent l'intérêt des approches FD pour séparer les sources qui émettent sur des bandes de fréquences disjointes. En revanche, lorsque les bandes sont communes les deux sources doivent pouvoir être localisées simultanément, mais ici l'analyse fréquentielle ne suffit pas pour les discriminer. Puisque les méthodes adaptatives ont pour objectif de réduire les lobes secondaires, nous proposons de les utiliser afin de mettre en évidence la source faible cachée sur les figures (c,d). Pour l'évaluation de performances, nous étudions donc les cartes reconstruites pour la fréquence de reconstruction à 8 MHz, pour les configurations (A) et (B).

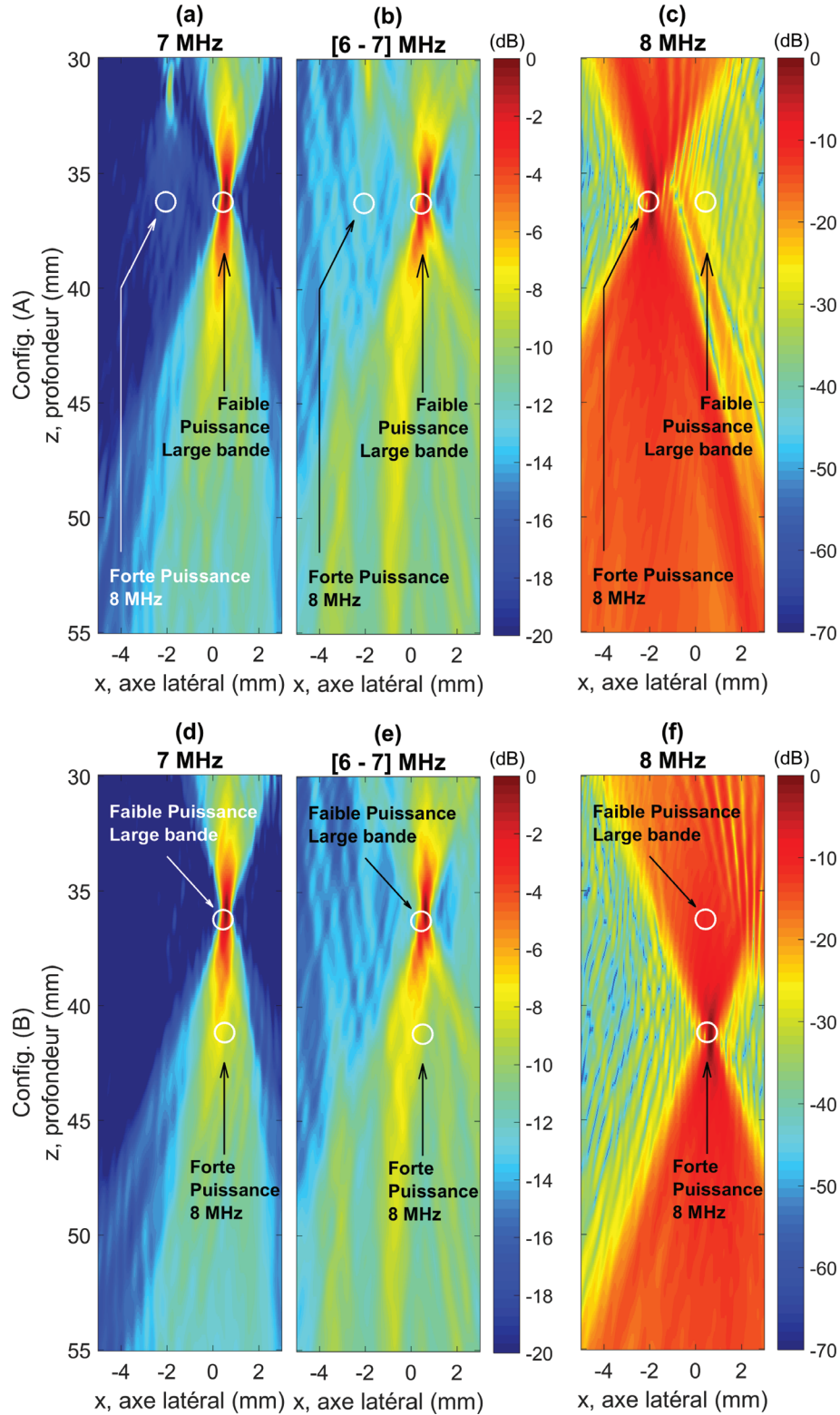


FIGURE 3.20 – Influence de la bande de fréquences sur la localisation passive des fils vibrants. Les cartes normalisées sont représentées pour le FD-PAM pour différentes fréquences de reconstruction : (a,d) à 7.0 MHz, (b,e) sur la bande [6 - 7] MHz, et (c,f) à 8 MHz, pour les configurations latérale (A) et axiale (B), respectivement. Les centres des cercles blancs repèrent les maxima de l'imagerie active qui localisent le fil. Le tir ultrasonore du monoélément arrive par la gauche de l'image.

3.3.3.2 Influence du paramètre d'adaptativité

Avant de comparer les méthodes FD, il a fallu également fixer un paramètre d'adaptativité pour le FD-RCB, le FD-FB et le FD-MUSIC. Nous avons procédé de manière qualitative pour déterminer un paramètre qui assure à la fois une résolution et un contraste satisfaisants pour les deux sources. Plusieurs valeurs de ϵ , p et K_s ont été sélectionnées au sein des plages proposées dans la section 3.2.2.

Les cartes obtenues pour la configuration latérale (A)¹⁰ sont présentées en Figure 3.21 pour (a-e) le FD-RCB, (f-j) le FD-FB et (k-o) le FD-MUSIC. Le FD-PAM en (f) correspond au FD-FB pour $p = 1$. Elles sont reconstruites à 8 MHz.

- Pour le FD-RCB, en simulation de faibles valeurs de ϵ réalisent le compromis suffisant entre robustesse et qualité d'image (*cf* $\epsilon = 1$ en Figure 3.13 (d,j)). Dans cette étude expérimentale, des erreurs de modèles sont présentes : il faut augmenter la région d'incertitude pour le vecteur de propagation via des valeurs de ϵ plus grandes. Sur la Figure 3.21, les sources ne sont pas localisées avec (a) $\epsilon = 1$, puis elles apparaissent clairement (b-e). Dans un premier temps, la résolution et le contraste s'améliorent avec ϵ qui augmente (b-d). Ensuite, la tolérance aux erreurs de modèles est trop grande et laisse apparaître à nouveau des artefacts (e). Pour l'étude de performances nous choisissons (d) $\epsilon = 30$.
- Pour le FD-FB, quand p augmente, les deux sources sont localisées et le contraste s'améliore rapidement pour (g) $p = 5$, puis sature (i) $p = 30$. Contrairement aux observations en simulation Figure 3.14, le contraste se dégrade, très légèrement, pour de plus fortes valeurs (j) $p = 100$. Les erreurs de modèle dégradent légèrement la source et font donc ressortir les artefacts (bien qu'en-dessous de -30 dB). Pour l'étude de performances nous choisissons (h) $p = 30$.
- Pour le FD-MUSIC, les deux sources sont localisées quand K_s est supérieur ou égal à 2, *i.e.* aux nombre de sources (l-o). En dessous, pour $K_s = 1$ une seule source est localisée (k). Quelle que soit la valeur de K_s , le contraste est fortement dégradé (k-o). Cette observation est potentiellement liée à la forte corrélation du bruit de mesure entre les capteurs (Fig. 3.17 (a,b)). L'EVD l'interpréterait alors comme une source et la range en partie dans le premier vecteur propre avec la source stable. Néanmoins, pour de faibles valeurs de K_s , (l) $K_s = 2$, (m) $K_s = 5$, les lobes principaux ont des tailles relativement constantes et sont aux mêmes niveaux. De plus, le bruit de fond est lissé : les sources sont clairement identifiées. Ensuite, pour de plus grandes valeurs, (n) $K_s = 20$, (o) $K_s = 60$, le bruit de fond est moins uniforme, la source de gauche s'atténue et celle de droite s'étale. Pour l'étude de performances, nous choisissons (n) $K_s = 5$ (en pratique le nombre de source est inconnu, et est donc légèrement surestimé, après analyse de la décroissance des valeurs propres, pour s'assurer de ne pas tronquer l'espace signal).

10. Les tendances observées sur la configuration (B) sont très similaires et donc non présentées.

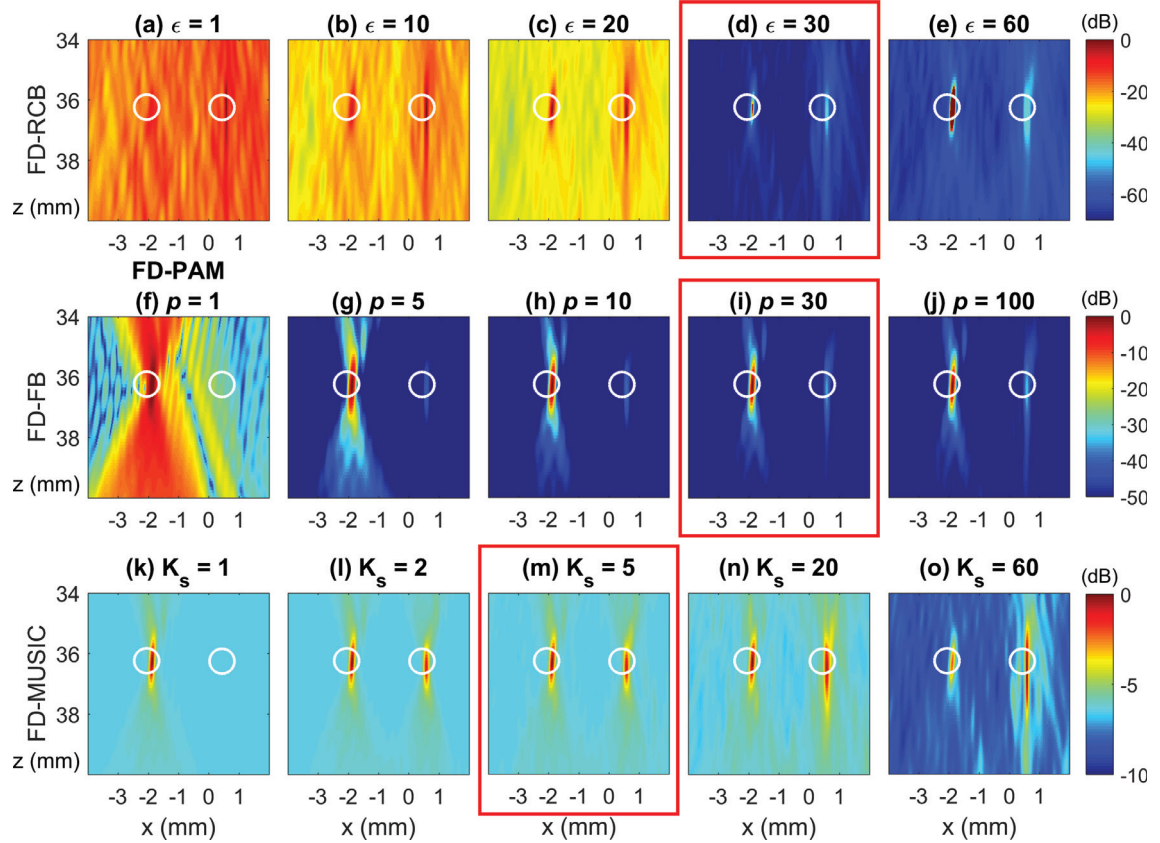


FIGURE 3.21 – Evolution des cartes normalisées de localisation de fils vibrants en fonction du paramètre d’adaptativité pour (a-e) le FD-RCB, (f-j) le FD-FB et (k-o) le FD-MUSIC. Le FD-PAM en (f) correspond au FD-FB pour $p = 1$. Les centres des cercles blancs repèrent les positions des fils mesurées par imagerie active. Elles sont reconstruites à 8 MHz. Le tir ultrasonore du monoélément arrive par la gauche de l’image.

3.3.3.3 Performances de localisation et comparaison des méthodes adaptatives FD

Les cartes de localisation des méthodes FD sont étudiées sur la configuration latérale (A) en Figure 3.22 et la configuration axiale (B) en Figure 3.23 pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB avec $\epsilon = 30$, (c) le FD-FB avec $p = 30$ et (d) le FD-MUSIC avec $K_s = 5$. Elles sont reconstruites à 8 MHz. Pour mettre en évidence les effets des méthodes adaptatives, les projetés du maximum de puissance sur l'axe x pour la configuration (A) (Fig. 3.22 (e)) et sur l'axe z pour la configuration (B) (Fig. 3.23 (e)) sont réalisés. Trois métriques, dont les valeurs sont indiquées en Figure 3.24, sont considérées :

- Les résolutions latérale et axiale sont mesurées sur la source stable : la valeur indiquée est la moyenne des deux valeurs mesurées sur la configuration (A) et (B). Elles sont exprimées en pourcentage par rapport au FD-PAM : 0.2 mm en latéral et 1.9 mm en axial.
- Le contraste est mesuré sur la configuration latérale (A), par rapport à la source stable. La région d'artefacts est indiquée par les pointillés blancs en Figure 3.22 (a-d). Le contraste du FD-PAM vaut 14 dB.
- Pour quantifier l'émergence de la source inertielle de faible puissance du bruit de fond, l'écart en décibel entre le sommet du lobe de source inertielle et le minimum entre les deux lobes est mesuré, dans la direction latérale sur la courbe Fig. 3.22 (e) et la direction axiale sur la courbe Fig. 3.23 (e). Un exemple est donné en bleu clair sur la Figure 3.22 (e).

A partir de ces mesures, les méthodes adaptatives FD sont évaluées de manière quantitative :

- Résolutions - Les lobes principaux s'affinent dans les mêmes proportions pour une même méthode sur la configuration (A) (Fig. 3.22 (a-d)) et la configuration (B) (Figure 3.23 (a-d)). Les métriques (Fig. 3.24) indiquent des résolutions latérale et axiale, en pourcentage du FD-PAM, pour le FD-RCB de 19 % et 21 %, pour le FD-FB de 32 % et 30 % et pour le FD-MUSIC de 69 % et 68 %, respectivement.
- Contraste - Une augmentation de contraste par rapport au FD-PAM (14 dB) est observée pour le FD-RCB (69 dB) et pour le FD-FB (54 dB). En revanche le FD-MUSIC dégrade le contraste (6 dB). En effet, sur la configuration (A) (Fig. 3.22), les lobes secondaires du (a) FD-PAM en forme de sablier sont complètement atténué sur la carte (b) FD-RCB. Ils sont fortement atténués sur (c) par le FD-FB. Pour le FD-MUSIC, la tendance à rehausser et homogénéiser le fond de carte observée en simulation (Fig. 3.15 (b,c)) est fortement marquée ici expérimentalement (Fig. 3.22 (d)) : les sources sont donc bien mises en évidence.
- Émergence de la source de faible puissance - Sur les Figure 3.22 et Figure 3.23, contrairement au (a) FD-PAM, les trois méthodes adaptatives (b-d) localisent la source de faible puissance. Pour les configurations latérale (Fig. 3.22 (e)) et axiale (Fig. 3.23 (e)), celle-ci émerge du bruit de fond, pour le FD-RCB de + 24 dB et + 17 dB, pour le FD-FB + 16 dB et + 9 dB et pour le FD-MUSIC + 5 dB et + 4 dB, respectivement. A noter que la localisation des deux sources dans la configuration

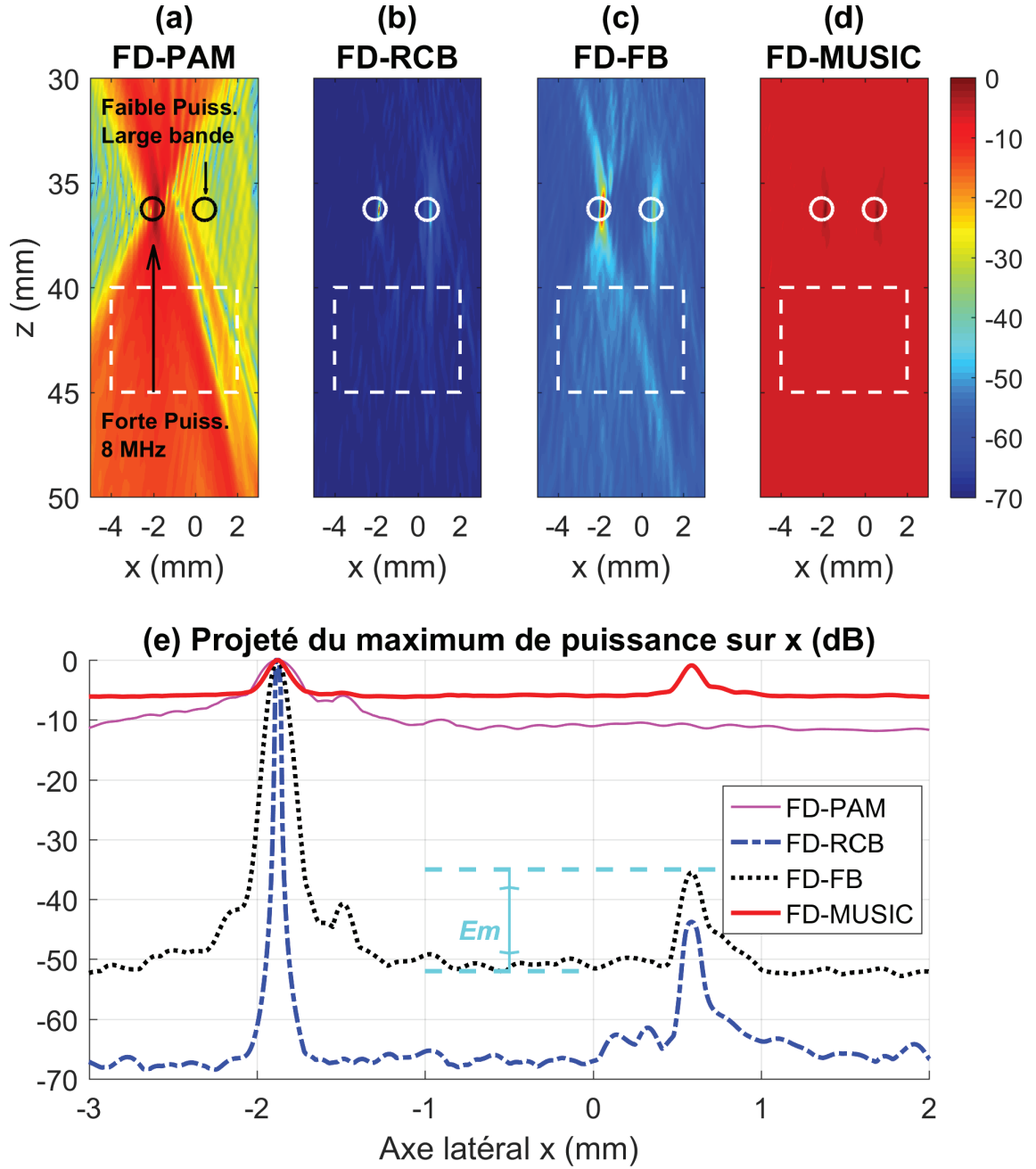


FIGURE 3.22 – Cartes de localisation passive de deux fils vibrants sur la configuration latérale (A), pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB avec $\epsilon = 30$, (c) le FD-FB avec $p = 30$ et (d) le FD-MUSIC avec $K_s = 5$. Elles sont reconstruites à 8 MHz. Sur les cartes (a-d), les centres des ronds sont les positions des fils détectés par imagerie active et les pointillés blancs indiquent la région d'artefacts pour la mesure de contraste. Les projetés du maximum de puissance sur l'axe x sont représentés en (e). Sur (e), en bleu ciel, la mesure d'émergence de la source faible est illustrée pour le FD-FB.

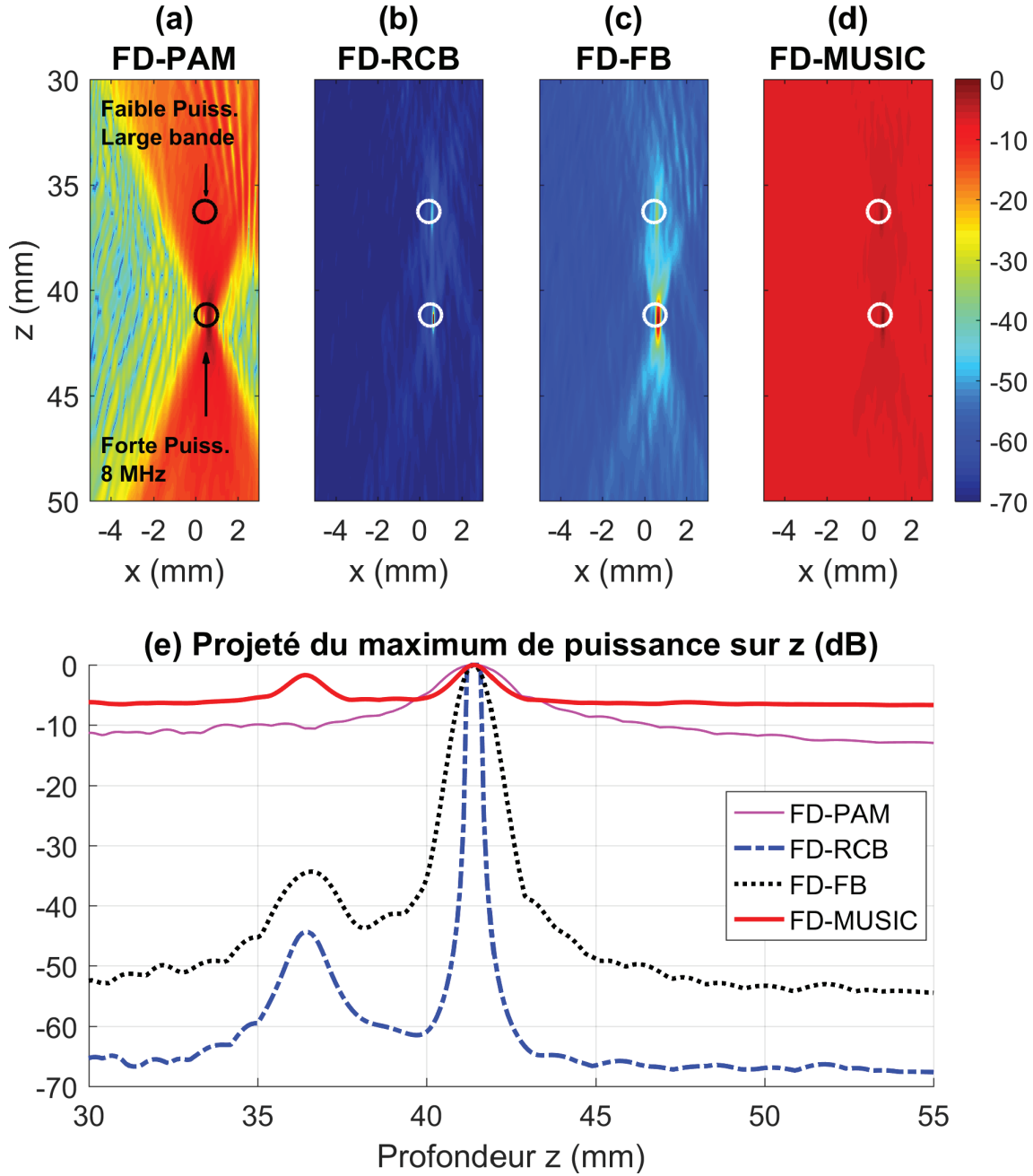


FIGURE 3.23 – Cartes de localisation passive de deux fils vibrants sur la configuration axiale (B), pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB avec $\epsilon = 30$, (c) le FD-FB avec $p = 30$ et (d) le FD-MUSIC avec $K_s = 5$. Elles sont reconstruites à 8 MHz. Sur les cartes (a-d), les centres des ronds sont les positions des fils détectés par imagerie active. Les projetés du maximum de puissance sur l'axe z sont représentés en (e).

	Emergence de la source de faible puissance (dB)		Résolution par rapport au FD-PAM (%)		Contraste (dB)
	Latérale	Axiale	Latérale	Axiale	
FD-RCB	24	17	19	21	69
FD-FB	16	9	32	30	54
FD-MUSIC	5	4	69	68	6

FIGURE 3.24 – Synthèse des métriques de qualité d’image pour la localisation passive de fil vibrant pour les méthodes adaptatives FD-RCB, FD-FB et FD-MUSIC.

axiale (B) est plus difficile malgré un plus grand espacement des sources, que dans la configuration latérale (A).

- Les variations de positions des maxima des lobes qui localisent les sources, d’une méthode à l’autre, sont inférieures à 0.05 mm et ne sont donc pas significatives.
- Pour illustrer la différence de complexité des méthodes, les temps de calculs ont été évalués sous Matlab, pour une zone de 10^5 pixels. Les méthodes FD-PAM, FD-FB et FD-MUSIC s’exécutent en 0.5 s et le FD-RCB en 24 s.

Cette analyse démontre le potentiel des méthodes adaptatives FD pour améliorer la localisation passive de sources, et permet une première comparaison. Le FD-RCB offre clairement les meilleures performances en termes de résolutions et de contraste : seuls deux lobes principaux très fins sont observés au niveau des fils sur les cartes Fig. 3.22 (b) et Fig. 3.23 (b). Les cartes de FD-FB Fig. 3.22 (c) et Fig. 3.23 (c) sont moins résolues et contiennent plus d’artefacts que le FD-RCB : la source faible apparaît mais pourrait être confondue avec un artefact, notamment pour Fig. 3.23 (c). Bien que le FD-MUSIC n’améliore pas franchement la résolution du FD-PAM et même dégrade le contraste, sa capacité à lisser le bruit de fond aide à localiser les deux sources : la dynamique des cartes est moindre mais la localisation est possible.

3.3.4 Discussions

Cette étude expérimentale *in vitro* a confronté les méthodes FD dans un contexte plus réaliste que la simulation. Les positions des sources estimées par imagerie passive sont corrélées avec celles obtenues par imagerie active, avec un écart de position inférieur à 0.3 mm.

Le protocole expérimental proposé synthétise la coexistence de deux sources qui émettent sur des bandes de fréquence différentes. Nous avons montré que l’exploitation de l’analyse spectrale permet d’isoler les sources dont les supports fréquentiels sont disjoints. En revanche, lorsque les sources coexistent sur une même bande de fréquences, les artefacts du FD-PAM limitent leur localisation.

La capacité des méthodes adaptatives FD à localiser de faibles sources, masquées par d’autres de plus forte puissance, a été mise en évidence dans les dimensions latérale

et axiale. A noter que le protocole expérimental proposé constitue une synthèse de la coexistence des deux sources : elles créent des interférences au niveau des signaux reçus sur la sonde, mais celle-ci n'interfèrent pas à l'émission. Toutefois, bien que plus proche des conditions réelles, le montage expérimental nécessaire serait alors plus complexe et n'a pas été considéré pour cette étude préliminaire, mais l'est au chapitre suivant.

La démarche pour le choix des paramètres d'adaptativité réalisant le meilleur compromis de résolutions et de contraste reste relativement similaire aux conclusions obtenues en simulation. Néanmoins, la présence d'erreurs de modèle encourage à augmenter ϵ pour le FD-RCB et diminuer le p pour le FD-FB. Pour le FD-MUSIC, le paramètre K_s ne semble pas influencer la robustesse aux erreurs de modèle.

Une comparaison des trois méthodes adaptatives FD a été établie. Le FD-RCB offre les meilleures performances en résolutions et contraste. En revanche, le paramètre ϵ doit être choisi avec précaution : une valeur de ϵ optimale pour un jeu de données ne l'est pas forcément sur un autre, et dégrade même potentiellement les performances, en dessous de celles du FD-PAM. Néanmoins, les performances sont améliorées sur une large plage de valeurs. La résolution et le contraste du FD-FB est intermédiaire à celle du FD-PAM et du FD-RCB. Il est plus stable que le FD-RCB par rapport à son paramètre d'adaptativité p . Le comportement du FD-MUSIC est en marge des autres méthodes. Dès que l'hypothèse de décorrélation de sources avec le bruit de fond n'est pas respectée le contraste se dégrade par rapport au FD-PAM. Des techniques de blanchissement de bruit pourraient être alors envisagées [82]. En revanche, puisqu'il ne conserve pas leurs niveaux respectifs, une source de faible puissance ressort potentiellement autant qu'une source de plus forte puissance. Cela constitue à la fois un avantage pour la détection de source et un désavantage pour leur quantification relative.

3.4 Conclusions

Ce chapitre expose le formalisme théorique pour quatre méthodes de formation de voies FD que nous avons adaptées à l'imagerie passive de la cavitation : il introduit notamment le concept de matrice de densité spectrale de puissance à partir de laquelle de nombreuses méthodes de traitement d'antenne ont été développées pour l'imagerie acoustique aérienne et sous-marine [77]. Ainsi, cette contribution ouvre la voie à l'imagerie passive de la cavitation vers de nouvelles techniques avancées (*e.g.* débruitage, déconvolution).

La méthodologie introduite pour le FD-PAM, le FD-RCB, le FD-FB et le FD-MUSIC est similaire à celle développée pour l'imagerie acoustique aérienne et sous-marine. L'originalité réside dans l'analyse des plans d'imagerie reconstruits, puisque les applications ont été initialement orientées vers l'estimation d'angle d'arrivée [43, 76, 82], ou bien de l'imagerie de plans parallèles aux antennes 2D utilisées [79, 80].

L'étude conjointe, sur des jeux de données communs, des quatre méthodes de formation de voies situe les avantages et les inconvénients de chaque méthode par rapport aux autres, en termes de qualité d'image, de temps de calcul et de stabilité. Sur ce dernier point, nous avons observé que les performances de localisation dépendent du choix du paramètre d'adaptativité pour le FD-RCB, FD-FB et FD-MUSIC. Les démarches à suivre pour le réglage de ce paramètre sont décrites en simulation et conditions expérimentales.

Il s'agit maintenant d'évaluer ces quatre méthodes de localisation passive sur de véritables signaux de cavitation, plus complexes que ceux synthétisés en simulation ou diffusés par un fil.

Chapitre 4

Evaluation *in vitro* des méthodes d'imagerie passive dans le domaine de Fourier sur bulles de cavitation

Les méthodes de formation de voies pour l'imagerie passive de la cavitation dans le domaine de Fourier (FD) via la matrice de densité inter-spectrale (CSM) ont été présentées au chapitre 3. Le formalisme de quatre méthodes a été développé, ainsi que les hypothèses de travail sur lesquelles elles s'appuient. Leurs performances de localisation de sources ainsi que leurs robustesses ont été évaluées et validées en simulation et en conditions expérimentales *in vitro* sur un fil vibrant.

Dans ce chapitre, ces performances de localisation sont étudiées dans des conditions expérimentales *in vitro* sur de véritables signaux de cavitation. L'expérience consiste à imager passivement des bulles de cavitation créées dans une cuve d'eau. Les cartes de localisation reconstruites sont corrélées avec des images optiques acquises simultanément avec une caméra rapide.

Dans un premier temps, le montage expérimental est décrit. Ensuite les données brutes d'images optiques et de signaux ultrasonores sont commentées et interprétées. L'intérêt de l'analyse fréquentielle pour la localisation de la cavitation est illustré. Enfin, l'étude et la comparaison des méthodes adaptatives sur des sources de cavitation sont présentées. Une discussion conclut cette analyse expérimentale.

4.1 Montage expérimental

Le dispositif expérimental pour cette étude a été développé au sein du Laboratoire d'Applications Thérapeutiques des Ultrasons (LabTAU). Il est représenté sur la Figure 4.1. Nous commençons ci-dessous par présenter le matériel utilisé pour créer des bulles de cavitation. Ensuite, les systèmes d'imagerie ultrasonore et optique ainsi que leur mise en commun sont décrits.

4.1.1 Formation de nuages de bulles de cavitation

Les nuages de bulles de cavitation sont créés à l'aide d'un transducteur de thérapie. C'est un monoélément à la forme d'une calotte sphérique focalisé à 8 cm et un diamètre actif 10 cm, avec un trou circulaire au centre de 4.5 cm de diamètre (IMASONIC, France). Il dispose d'une fréquence de tir $f_{HIFU} = 1$ MHz. Il est immergé dans une cuve d'eau (Fig. 4.1) ayant préalablement été filtrée et dégazée (concentration de dioxygène à 2.5 mg/L). Le foyer théorique est situé à 8 cm du centre du transducteur, selon l'axe x . Le volume focal à -3 dB est de forme ellipsoïdale, de 8.3 mm de longueur dans l'axe x et de 1.1 mm de diamètre. Le transducteur HIFU est relié à un amplificateur de puissance (Gain de 63 dB, GN1000, PRÂNÀ, France) piloté par PC. Il transmet quatre tirs pulsés monofréquentiels à 1 MHz, chacun d'une durée de 20 ms toutes les 200 ms, constituant un paramétrage cohérent avec l'application thérapeutique (*e.g.* thrombolyse ultrasonore [22]). L'amplitude délivrée est réglable mais constante au cours du tir. Différentes amplitudes, entre 10 mV et 150 mV, sont utilisées pour transmettre des niveaux de pression compris entre 0.7 MPa et 11 MPa dans la cuve, et observer ainsi différents comportements de bulles et/ou nuages de cavitation.

La formation des bulles de gaz a lieu au-delà d'un certain seuil de pression : le seuil de cavitation. Ce seuil est local et dépend du degré de pureté du milieu ambiant : ce seuil s'abaisse au niveau des impuretés présentes dans l'eau, même en-dehors du foyer de thérapie. Afin de mieux maîtriser les zones d'apparition des bulles de cavitation un fil est placé au niveau du foyer de thérapie¹ (fil 1 sur le schéma Fig. 4.1(a)). Ainsi les bulles se forment préférentiellement à l'intersection du fil et du foyer. En l'absence de fil, il est difficile de prévoir où le développement de la cavitation aura lieu : ce serait en fonction des impuretés passant au voisinage de la zone focale du transducteur. Dans une seconde configuration, un fil est ajouté pour créer une deuxième source de cavitation (fil 2 sur le schéma Fig. 4.1(a)).

4.1.2 Système d'imagerie de la cavitation

Le but de ce montage expérimental est d'étudier les performances de localisation de l'imagerie passive ultrasonore. Pour cela nous comparons les images ultrasonores obtenues aux images optiques acquises par ombroscopie à l'aide d'une caméra rapide.

4.1.2.1 Imagerie ultrasonore

Pour l'imagerie passive ultrasonore, une sonde d'imagerie échographique linéaire L7-4 (Verasonics, Fig. 1.4) est utilisée. Elle est composée de $N = 128$ éléments espacés de 298 μm , pour une largeur totale de 38 mm. Sa fréquence centrale est de 5.2 MHz et sa bande passante à -6 dB est [3.5 - 7.5] MHz (Fig. 2.4). Elle est connectée à l'échographe de recherche Vantage 256 (Verasonics, Etats-Unis). Celui-ci réalise des acquisitions passives d'une durée de 24 ms à une fréquence d'échantillonnage $f_s = 20.8$ MHz.

A noter que le signal de thérapie oscille à une fréquence fondamentale de $f_{HIFU} = 1$ MHz, en-dehors de la bande passante de la sonde d'imagerie, comme souvent

1. Un support amovible matérialisant le foyer HIFU est ajouté au transducteur pour situer le fil.

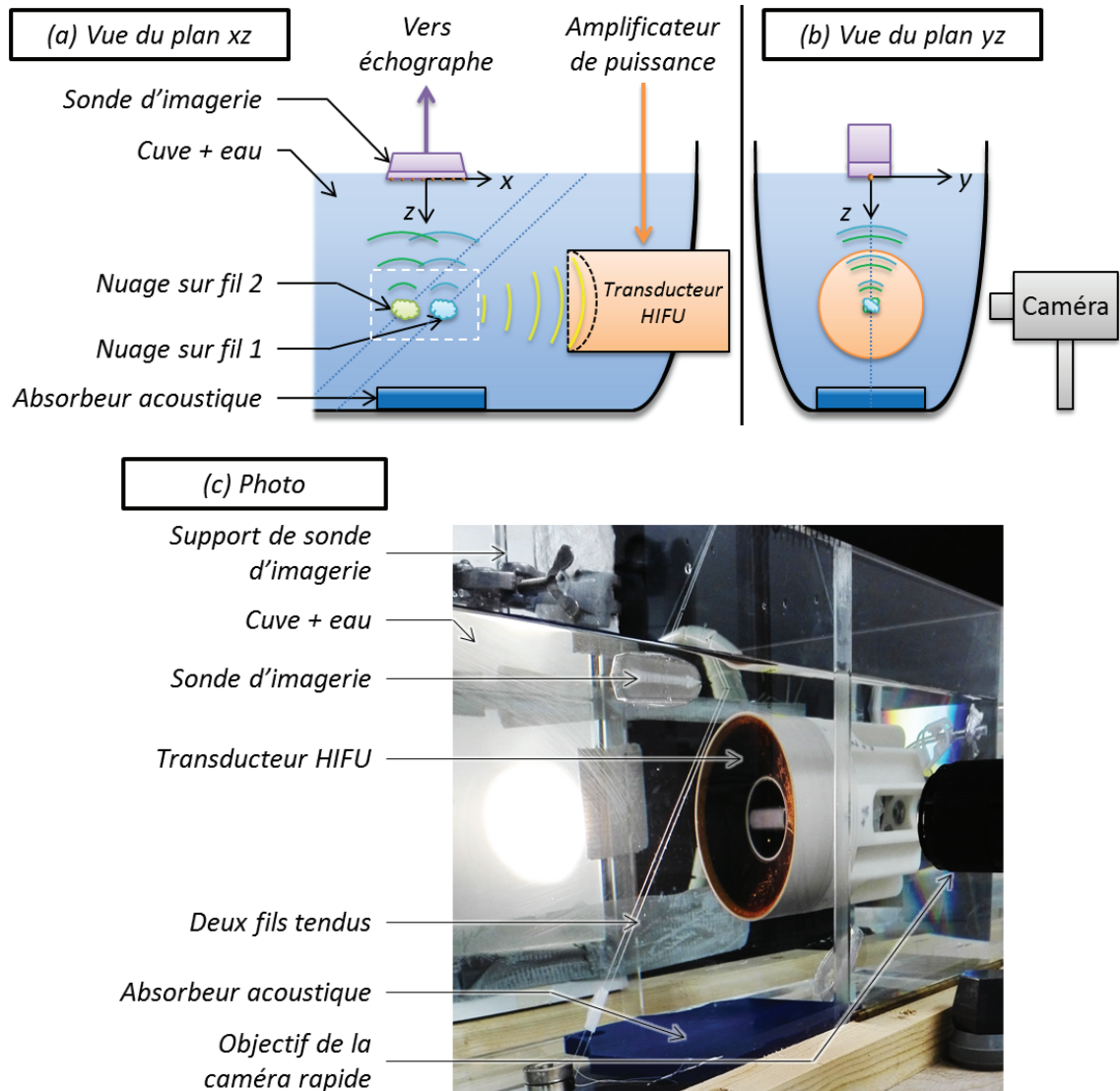


FIGURE 4.1 – Dispositif expérimental pour la localisation passive de source de cavitation en cuve d'eau. Un schéma représente une vue du montage dans (a) le plan xz et (b) le plan yz . Une photographie du montage est donnée en (c). Le fil 1 est placé au niveau du foyer théorique du transducteur de thérapie HIFU pour favoriser l'apparition de la cavitation. Les HIFU se propagent dans le sens opposé à l'axe x . Lorsque le transducteur HIFU tire, un nuage de cavitation se crée : le signal acoustique émis par les bulles est reçu passivement par la sonde d'imagerie. Dans une deuxième configuration, un second fil est ajouté en aval du foyer de thérapie, parallèle au fil 1 dans le plan xz . Sur (a), les pointillés blancs indiquent la portion du plan xz filmé par la caméra rapide.

dans la littérature [17, 36, 23, 19]. En effet, l'amplitude de la fréquence fondamentale est assez élevée pour être traitée par la sonde d'imagerie. De plus, les images sont généralement reconstruites en exploitant de plus hautes fréquences issues de la cavitation (harmoniques, ultra-harmoniques, large bande), qui sont dans la bande passante de la sonde d'imagerie, pour assurer une meilleure résolution [23]. Par la suite, différentes fréquences de reconstruction sont considérées, entre 4.5 MHz et 5 MHz.

La sonde est placée environ 6 cm au dessus du foyer de thérapie. L'axe latéral x de la sonde d'imagerie est parallèle à l'axe acoustique de thérapie (il pointe vers le transducteur HIFU), comme décrit sur le schéma Fig. 4.1(a,b). Les images ultrasonores sont reconstruites dans le plan xz .

4.1.2.2 Imagerie optique

Une caméra optique rapide Phantom v12.1 (Vision Research Inc., Etats-Unis) filme en ombroscopie le phénomène de cavitation avec une cadence de 10 000 images par seconde (soit une image toutes les 100 μs), et un temps d'exposition de 99 μs . Le film obtenu dure 24 ms. Les images de caméra obtenues sont dans le même plan xz que les images ultrasonores (Fig. 4.1(a,b)). Elles mesurent 1.6 cm de large et 1.1 cm de hauteur, et contiennent le foyer de thérapie.

Les images sont obtenues par ombroscopie. Une source de lumière intense est placée en face de la caméra et éclaire la cuve (Fig. 4.1(c)) : les objets non-transparents (fils, bulles) passant entre l'objectif de la caméra et cette lumière apparaissent comme des ombres sur les images optiques.

4.1.2.3 Synchronisation et recalage d'images

Synchronisation temporelle - Le schéma Figure 4.2 décrit la synchronisation des deux systèmes d'imagerie par rapport au (a) signal HIFU pour un tir ultrasonore d'une durée de 20 ms. Le système de pilotage du transducteur HIFU génère un signal de synchronisation (front montant) une milliseconde avant le début du tir. Ce signal est reçu par l'échographe et déclenche (b) l'acquisition passive pendant une durée de 24 ms. Il en est de même pour (c) la caméra. Les temps de propagation des ultrasons et les délais de déclenchement des appareils sont inférieurs à 100 μs (non représentés). Ainsi, le phénomène de cavitation est imagé sur la totalité du tir.

Pour l'imagerie ultrasonore passive, le suivi-spatio-temporel de la cavitation est assuré en divisant l'acquisition totale de 24 ms en 120 sous-acquisitions de $T_{rec} = 200 \mu s$ (d). De cette manière, toutes les 200 μs une carte de localisation est reconstruite, à partir de $K = 130$ réalisations d'une durée $T_{snap} \simeq 15 \mu s$ avec un recouvrement $p_{ov} = 90 \%$ (ces paramètres sont ceux choisis au chapitre 3). Pour chaque image ultrasonore, deux images optiques sont acquises (e).

Recalage spatial - Les images ultrasonores et optiques sont recalées spatialement à l'aide de deux noeuds placés sur le fil comme repères. Avant le tir ultrasonore, ceux-ci sont localisés par imagerie active. Leurs coordonnées sont ensuite attribuées aux noeuds visibles sur l'image optique. De cette manière, les images optiques sont décrites via les axes x et

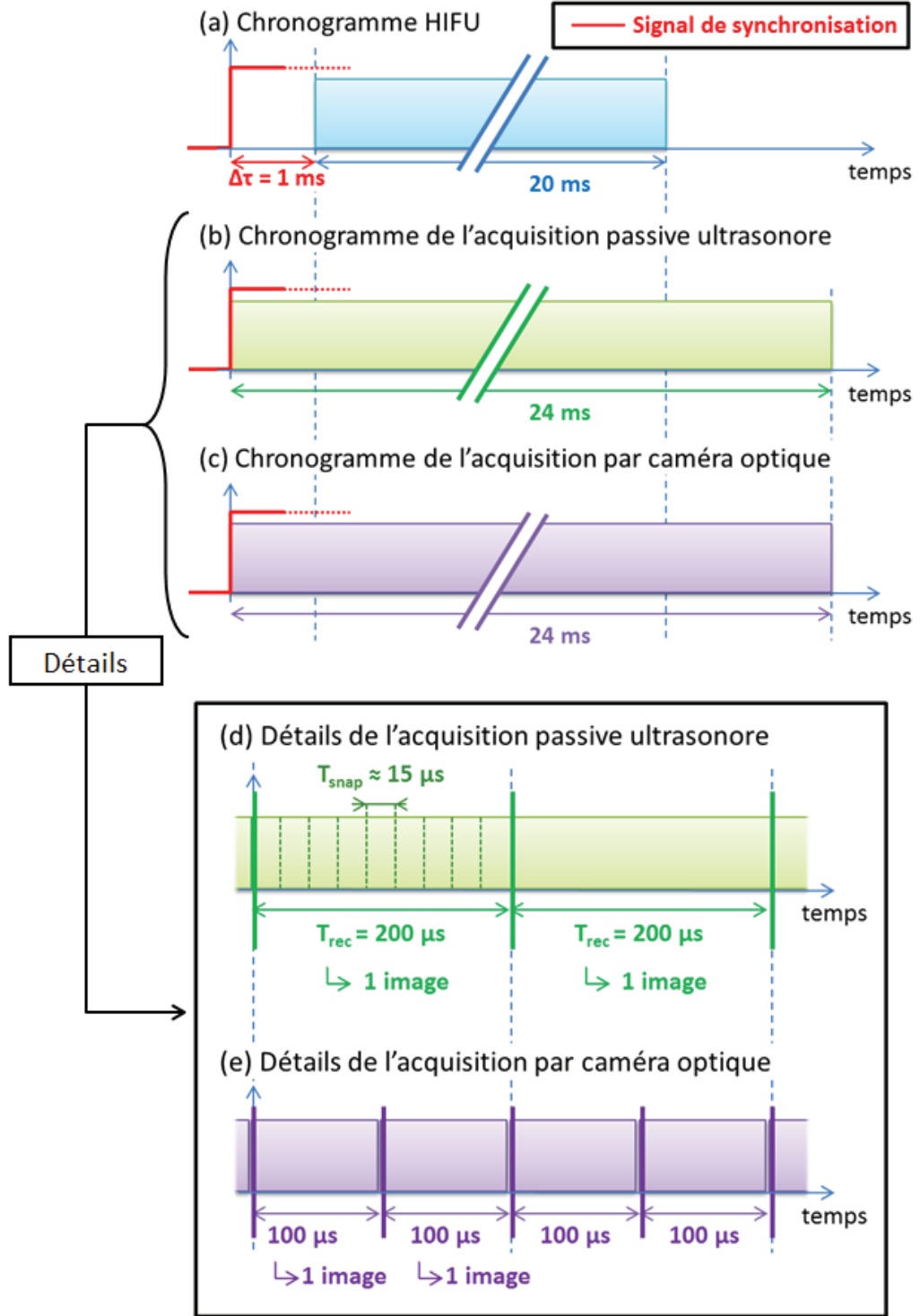


FIGURE 4.2 – Schéma de synchronisation pour l'imagerie (b) ultrasonore et (c) optique de la cavitation, par rapport au (a) tir HIFU. Les systèmes d'imagerie commencent leurs acquisitions respectives 1 ms avant le début du tir ultrasonore. Celles-ci durent 24 ms, de telle sorte que l'intégralité du phénomène de cavitation est imagée au cours des 20 ms du tir HIFU. En divisant l'acquisition ultrasonore en 120 sous-acquisitions, (d) une carte de localisation ultrasonore passive est obtenue toutes les 200 μs (avec $K = 130$ réalisations de $T_{\text{snap}} \simeq 15 \mu\text{s}$ et un recouvrement $p_{ov} = 90 \%$). La caméra optique fait deux acquisitions dans le même temps (e).

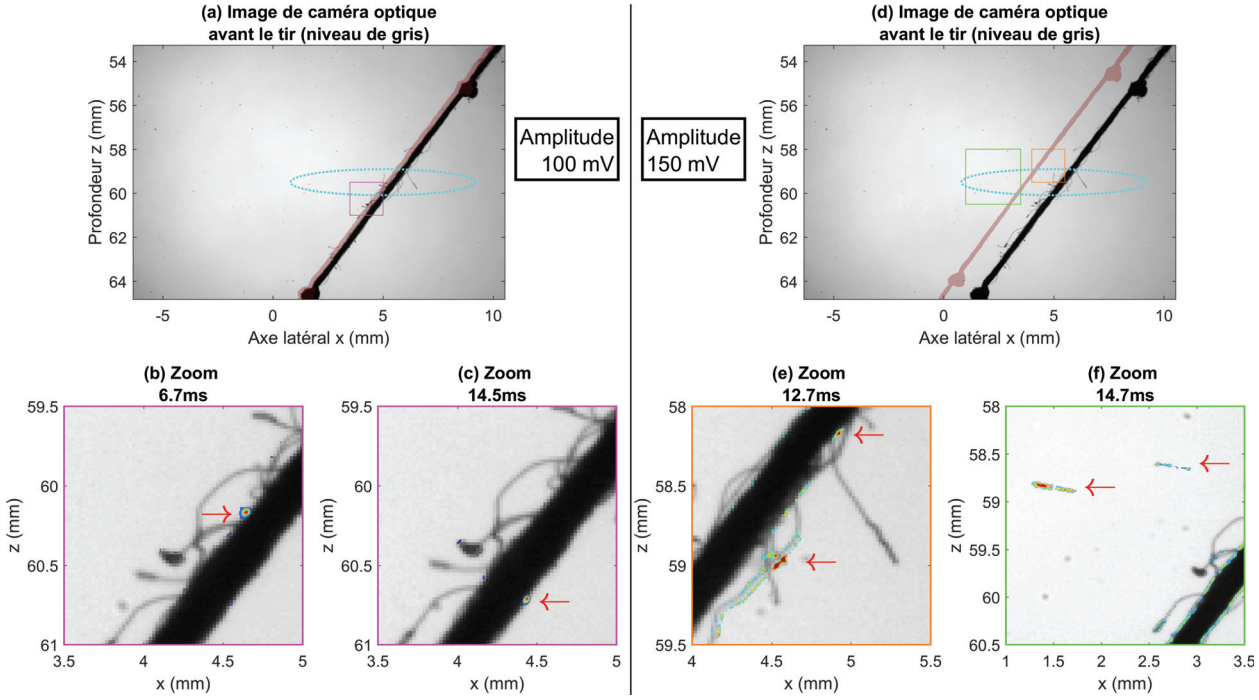


FIGURE 4.3 – Analyse d’images optiques pour la détection de bulles de cavitation pour deux niveaux d’amplitudes : (a-c) 100 mV et (d-f) 150 mV. Les images en niveau de gris (a) et (d) sont acquises avant le début du tir. L’ombre rouge superposée indique la position du fil 10 ms après le début du tir. L’ellipse bleue indique la position du foyer théorique. Les HIFU se propagent depuis la droite vers la gauche de l’image. Les images (b,c) et (e,f) sont des zooms des images (a) et (d) respectivement, sur lesquelles est superposée, en couleur, la différence de deux images successives pour mettre en évidence les bulles (indiquées par les flèches rouges). Elles sont prises à différents instants au cours du tir.

z , communs aux images ultrasonores. La corrélation avec les cartes de localisation de la cavitation par imagerie ultrasonore passive est alors possible.

4.2 Analyse des données brutes

Cette section analyse les données brutes en amont de l’étude des cartes de localisation passive de la cavitation. Notamment, il s’agit de préciser quelles informations sont tirées de chaque modalité. Dans un premier temps, les images optiques sont commentées. Ensuite, les spectres des signaux ultrasonores de cavitation sont interprétés.

4.2.1 Analyse des images optiques

La Figure 4.3 présente des images acquises à la caméra optique, pour la configuration à un seul fil. Deux amplitudes de tir HIFU sont considérées : (a-c) 100 mV et (d-f) 150 mV. Les images (a,d) en gris montrent le fil avant le tir HIFU. L’ellipse en bleu clair indique le placement du foyer de thérapie (à l’aide d’un support amovible) et ses dimensions théoriques à -3 dB (1.1 mm de diamètre et 8.3 mm de long).

Au cours du tir, deux phénomènes sont observés :

- Le fil est poussé par la force de radiation des ultrasons qui arrivent par la droite de l'image : le fil se décale de droite à gauche au cours du tir. L'ombre rouge superposée sur les images indique la position du fil poussé (a) à faible amplitude et (d) à forte amplitude, au milieu du tir (10 ms).
- Pour le tir d'amplitude 100 mV, de petites taches (quelques pixels) s'agitent le long du fil : elles correspondent aux bulles de cavitation. Pour ce niveau d'amplitude, les bulles sont visibles uniquement sur le fil et majoritairement dans la région zoomée en (b) et (c). Deux exemples illustrent la détection de bulles pour des instants différents du tir (b) à 6.7 ms et (c) 14.5 ms : les bulles sont ici mises en évidence par différence de deux images successives (taches de couleur, indiquées par les flèches rouges sur (b,c)). A noter qu'une image seule ne permet pas d'identifier les bulles, mais c'est leur agitation au cours du temps qui les met en évidence : sur les images optiques, elles sont visibles par intermittence.
- Pour le tir d'amplitude 150 mV, les petites bulles s'agitent plus fortement et sont plus nombreuses : elles s'étendent le long du fil entre 57.5 mm et 61.5 mm de profondeur. Des bulles s'agitent assez fortement pour mettre en mouvement les poils constituant le fil (e). Parfois même, elles se détachent du fil, s'en éloignent (f) et sont alors clairement visibles.

L'imagerie optique confirme la présence du phénomène de cavitation et la région où il se développe : les bulles observées apparaissent majoritairement à l'intersection du foyer de thérapie et du fil. L'extension du nuage de bulles le long du fil est cohérente avec l'augmentation du niveau d'amplitude d'excitation [24].

L'imagerie optique ne constitue cependant pas une vérité terrain absolue mais est à corrélérer avec les émissions acoustiques et les cartes de localisation. En effet, à cause de la petite taille des bulles et du principe d'ombroscopie, des bulles présentes dans l'épaisseur du fil restent invisibles pour la caméra. Dans la section suivante, l'analyse des signaux ultrasonores indique, dans certains cas, la présence de bulles bien qu'elles ne soient pas visibles à la caméra.

4.2.2 Analyse des signaux ultrasonores de cavitation

L'analyse spectrale des signaux acoustiques bruts, reçus par la sonde d'imagerie, est un indicateur de la présence de cavitation [12, 15, 84]. Notamment, il s'agit de vérifier si des bulles sont présentes tout au long du tir, ou bien seulement par intermittence (comme indiqué par les images optiques). La Figure 4.4 présente les spectrogrammes² obtenus à partir d'un capteur au centre de la sonde d'imagerie, pour trois niveaux de tir HIFU : (a) 60 mV, (b) 70 mV et (c) 100 mV. L'origine des temps à 0 ms est choisie pour le début du tir HIFU, soit 1 ms après le début de l'acquisition. Par ailleurs, l'amplitude moyenne de quatre composantes fréquentielles est tracée en fonction du niveau de tir HIFU : les courbes sont indiquées en (d) pour la fréquence fondamentale $f_{HIFU} = 1$ MHz, (e) l'harmonique à 3 MHz, (f) l'ultra-harmonique à 4.5 MHz et (f) une composante « inharmonique » à 4.7 MHz (*i.e.* ni harmonique, ni ultra-harmonique mais exclusivement représentative de la présence d'un signal large bande. Ce terme est repris de la littérature [23]).

2. La taille de la fenêtre d'analyse pour le spectrogramme est identique à celle pour l'imagerie passive, elle vaut $T_{snap} \simeq 15 \mu s$ avec un recouvrement de 90 %.

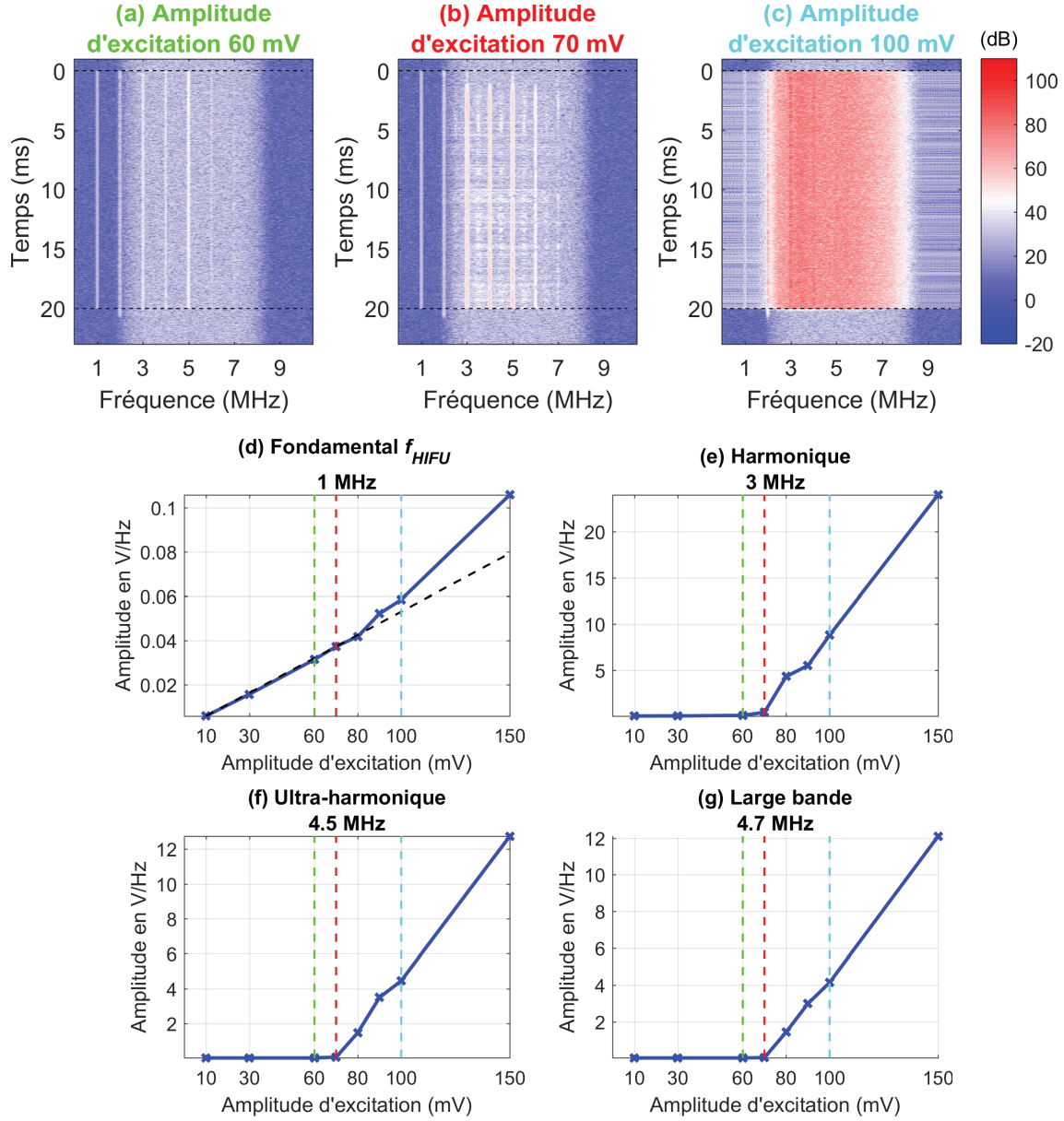


FIGURE 4.4 – Analyse fréquentielle des signaux reçus pour l'imagerie de la cavitation *in vitro*. Les spectrogrammes sont obtenus à partir d'un capteur au centre de la sonde d'imagerie, pour trois niveaux de tir HIFU : (a) 60 mV, (b) 70 mV et (c) 100 mV. L'origine des temps est fixée à $0 \mu s$ pour le début du tir HIFU, soit 1 ms après le début de l'acquisition. Au cours du tir, l'évolution des amplitudes moyennes de quatre composantes fréquentielles est tracée, en fonction du niveau de tir HIFU, en (d) pour la fondamentale $f_{HIFU} = 1$ MHz, (e) l'harmonique à 3 MHz, (f) l'ultra-harmonique à 4.5 MHz et (g) l'inharmorique à 4.7 MHz. Les pointillés noirs sur (d) constituent une régression linéaire sur les 4 premiers points de la courbe (amplitudes inférieures ou égales à 70 mV).

- Avant le tir ultrasonore, pendant 1 ms, seule la contribution du bruit de mesure dans la bande passante de la sonde d'imagerie (entre 2 MHz et 8 MHz) est visible, de manière identique sur les trois spectrogrammes (a-c). Ensuite, durant le tir, entre 0 ms et 20 ms, le spectrogramme s'enrichit de composantes spectrales différentes en fonction du niveau d'émission HIFU (détaillées ensuite au cas par cas). En fin de tir, après 20 ms, ces composantes disparaissent.
- Pour (a) une amplitude de 60 mV, la composante fondamentale $f_{HIFU} = 1$ MHz est visible, ainsi que ses harmoniques jusqu'à 5 MHz, et leurs amplitudes restent constantes au cours du tir. A ce stade de l'analyse, il n'est pas possible de savoir s'il s'agit d'harmoniques créées par de la cavitation stable, ou bien engendrées par la propagation non-linéaire des ultrasons dans le fil, ou même directement transmis par le transducteur de thérapie [66, 23].
- Pour (b) une amplitude de 70 mV, les amplitudes des composantes harmoniques dans la bande passante de la sonde, varient au cours du temps. Par moment (*e.g.* entre 4 ms et 5 ms), des composantes ultra-harmoniques (2.5 MHz, 3.5 MHz, 4.5 MHz, 5.5 MHz) émergent, et du contenu large bande se détache du bruit de mesure (*e.g.* autour de 10 ms). Ces deux types de signatures fréquentielles sont caractéristiques des émissions de cavitation : elles ne peuvent pas être issues du transducteur de thérapie ou d'un phénomène de propagation non-linéaire comme les harmoniques [85, 23]. De plus, elles apparaissent de manière ponctuelle au cours du tir HIFU dont l'amplitude de tir est pourtant constante. Ce caractère aléatoire témoigne de la présence d'un phénomène chaotique : la cavitation se met en place de manière intermittente pour ce niveau de tir intermédiaire [86, 20].
- Pour (c) une amplitude de 100 mV, une forte contribution large bande est présente sur toute la durée du tir. Elle est forte au point de masquer les harmoniques de fréquences supérieures à 3 MHz : il s'agit d'un régime de cavitation inertielle.
- Sur les courbes d'évolution des composantes (e) harmonique, (f) ultra-harmonique et (h) inharmonique, une nette augmentation, correspondant à un changement net de régime, est visible pour une amplitude d'excitation supérieure à 70 mV : le seuil de cavitation est franchi pour une amplitude comprise entre 60 mV et 80 mV.
- La tendance de la courbe (d) de la composante fondamentale est également révélatrice du franchissement du seuil de cavitation autour de 70 mV. L'évolution de la composante suit effectivement une loi linéaire jusqu'à 80 mV, puis soudainement s'écarte de ce modèle. Le gain de l'amplificateur de puissance est linéaire par rapport à l'amplitude de tir. Il en est de même pour le transducteur de thérapie (pour sa fréquence centrale). En ce qui concerne la propagation acoustique, si elle était non-linéaire, elle déformerait l'onde acoustique qui s'enrichirait en composantes harmoniques, au prix d'une perte d'énergie de la composante fondamentale, mais certainement pas une augmentation. L'évolution non-linéaire, marquée pour une amplitude de tir supérieure à 80 mV, traduit l'apparition d'un phénomène autre qu'une simple propagation acoustique. Deux explications coexistent : premièrement, l'apparition de bulles, bien plus diffusantes que le fil, rediffusent la composante fondamentale vers la sonde avec bien plus d'énergie, et secondement, le bruit large-bande issu de l'implosion des bulles vient s'ajouter à la composante

fondamentale (comme en (c)).

En conclusion, l'analyse des composantes fréquentielles des signaux acoustiques reçus sur la sonde assure de la présence de bulles de cavitation pour des amplitudes d'excitation supérieures ou égales à 70 mV. Notamment, la présence de bruit large bande et d'ultra-harmoniques témoignent des émissions acoustiques des bulles de cavitation.

Cette observation montre que l'imagerie optique ne constitue pas une vérité terrain absolue pour ce qui est de la présence de bulles. Mais elle permet une localisation précise et incontestable pour les bulles qui y sont visibles. Pour le tir à 100 mV, le spectrogramme indique la présence de la cavitation sur toute la durée du tir, bien que les bulles ne soient visibles que par intermittence par ombroscopie avec la caméra.

4.3 Analyse des cartes de localisation obtenues par imagerie ultrasonore passive

Dans cette section, les cartes obtenues par imagerie passive ultrasonore sont analysées : dans un premier temps, l'influence de la fréquence de reconstruction est illustrée, ensuite, les performances de localisation des méthodes adaptatives FD sont étudiées et comparées.

4.3.1 Intérêt de l'analyse fréquentielle

Cette partie a pour but de vérifier que l'utilisation de différentes fréquences de reconstruction révèle des informations complémentaires sur le régime de cavitation imagé. La Figure 4.5 montre les cartes de cavitation obtenues avec le FD-PAM, pour différentes fréquences de reconstruction : (a,d,g) une harmonique à 5 MHz, (b,e,h) une ultra-harmonique à 4.5 MHz et (c,f,i) une composante inharmonique à 4.7 MHz. Ces cartes sont reconstruites pour trois amplitudes de tir différentes : (a-c) à 60 mV avant de franchir le seuil de cavitation, (d-f) à 70 mV juste au-dessus du seuil de cavitation et (g-i) à 100 mV bien au-dessus du seuil de cavitation. Les cartes sont celles obtenues 13.5 ms après le début du tir, et sont représentatives des observations faites sur l'ensemble du tir.

- Les cartes (a,d,g), reconstruites à la fréquence harmonique 5 MHz, indiquent la présence d'une source à l'intersection du fil et du foyer théorique, et ce, même en l'absence de cavitation pour le tir (a) à 60 mV. Cette observation montre le risque d'interpréter comme une source de cavitation les objets qui diffuseraient de manière non-linéaire le signal HIFU ou bien qui seraient directement excités par des composantes harmoniques du signal de thérapie. Les cartes obtenues en (d) et (g) sont donc potentiellement un mélange des émissions de bulles et de signal diffusé par le fil. Il est donc plus raisonnable de considérer les composantes ultra-harmoniques pour identifier la cavitation stable [85, 23].
- Les cartes reconstruites à la fréquence ultra-harmonique 4.5 MHz, indiquent la présence de sources seulement pour les niveaux de tirs (e) à 70 mV et (h) 100 mV, où le seuil de cavitation a été atteint : aucune source n'est détectée pour (b) 60 mV.
- Parmi les cartes reconstruites via la composante inharmonique à 4.7 MHz, une source de cavitation est clairement détectée seulement pour (i) le plus fort niveau

de tir à 100 mV. Pour 70 mV, le spectrogramme à 13.5 ms (Figure 4.4(b)) n'indique pas une émergence marquée d'une contribution large bande. Pourtant sur la carte (f), un faible artefact à -38 dB s'étale proche de la région où la cavitation est attendue. Celui-ci résulte potentiellement d'une fuite spectrale des harmoniques et ultra-harmoniques, comme vu en Figure 3.20 et dans l'étude [23]. En-dessous du seuil de cavitation (c), aucune source n'est détectée.

Cette analyse montre que les cartes reconstruites aux fréquences harmoniques ne permettent pas d'assurer la présence de cavitation. Les fréquences ultra-harmoniques ou inharmoniques constituent quant à elles des indicateurs plus fiables de la cavitation, et du régime dans lequel elle évolue.

La comparaison des cartes reconstruites aux fréquences ultra-harmoniques et inharmoniques est cohérente avec l'apparition progressive de la cavitation stable puis de la cavitation inertielle avec l'augmentation de l'amplitude du tir HIFU, comme indiquée par la théorie (Fig. 1.2) et l'étude expérimentale (Fig. 1.3).

Bien que les cartes de localisation présentées soient représentatives de leurs allures au cours du tir, par moments de petites sources supplémentaires sont localisées par intermittence, pour les fréquences harmoniques et ultra-harmoniques seulement (un exemple est donné en annexe C). Ces observations préliminaires nous encouragent à exploiter les différentes bandes de fréquences pour en tirer des informations complémentaires révélatrices du régime de cavitation mis en jeu. Toutefois, l'interprétation de ce genre de phénomène demanderait une analyse plus avancée qui sort du cadre de ce travail.

Pour la suite, l'intérêt des approches adaptatives est montré sur les bandes de fréquences inharmoniques seulement, afin de fournir une interprétation claire des méthodes de formation de voies proposées, avec l'aide de la caméra optique.

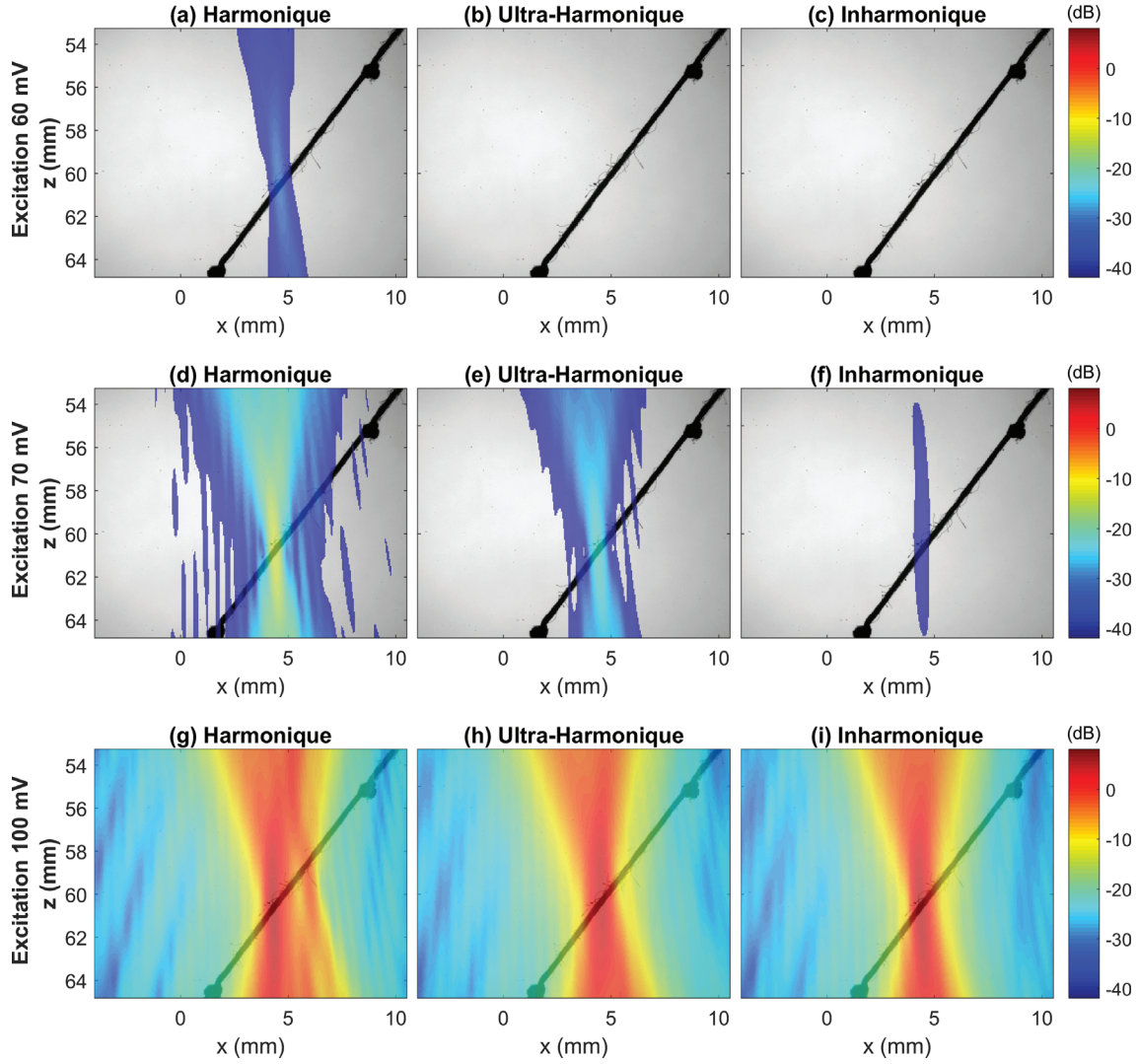


FIGURE 4.5 – Cartes de cavitation, non-normalisées, pour différentes fréquences de reconstruction : (a,d,g) une harmonique à 5 MHz, (b,e,h) une ultra-harmonique à 4.5 MHz et (c,f,i) une inharmonique à 4.7 MHz, pour trois amplitudes de tir différentes : (a-c) à 60 mV avant de franchir le seuil de cavitation, (d-f) à 70 mV juste au-dessus du seuil de cavitation et (g-i) 100 mV bien au-dessus du seuil de cavitation.

4.3.2 Performances de localisation de source de cavitation par méthodes adaptatives FD

L'étude de performances de localisation s'effectue pour une amplitude de tir à 100 mV : cette valeur se situant au-delà du seuil, la cavitation a lieu tout au long du tir et les images optiques montrent que les bulles sont localisées exclusivement sur le fil. Les cartes sont reconstruites pour la fréquence inharmoine 4.7 MHz seulement (proche de la fréquence centrale de la sonde d'imagerie), pour les raisons évoquées en section 4.3.1.

Dans un premier temps, les mesures de résolutions et de contraste sont effectuées sur une source seule (*i.e.* configuration à un fil). Ensuite, un second fil est ajouté comme décrit sur la Figure 4.1. Il s'agit en premier de vérifier la bonne localisation des deux sources via chaque méthode. Enfin, sur cette configuration, le potentiel de ces méthodes pour un suivi-spatio-temporel de la cavitation est illustré.

Les paramètres d'adaptativité du FD-RCB, FD-FB et FD-MUSIC sont déterminés empiriquement pour satisfaire un compromis entre résolution et contraste, en suivant les démarches décrites au chapitre 3. Pour le FD-RCB et le FD-FB, les valeurs sont déterminées relativement aisément en quelques essais. Elles conviennent sur toute la durée du tir et pour les deux configurations. En revanche, pour le FD-MUSIC le paramètre d'adaptativité K_s dépend intrinsèquement du nombre de sources présentes dans le milieu. Il est choisi constant au cours d'un tir, mais différent d'une configuration à l'autre.

4.3.2.1 Localisation d'une source de cavitation seule

La Figure 4.6 montre les cartes obtenues pour localiser une source de cavitation, au milieu du tir à $t = 10$ ms, pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB ($\epsilon = 10$), (c) le FD-FB ($p = 30$) et (d) le FD-MUSIC ($K_s = 3$). Pour chaque méthode, les statistiques des performances de localisation sont calculées sur les 100 cartes reconstruites durant les 20 ms de tir et représentées en (e) pour la résolution axiale, (f) pour la résolution latérale et (g) pour le contraste.

- Pour les quatre méthodes (a-d), le lobe principal coïncide avec la zone où des bulles ont été détectées à la caméra optique (sur l'ensemble du tir) et suivent le léger mouvement de fil observé (Fig. 4.3(a)). La forme de sablier du (a) FD-PAM, qui n'a a priori pas de sens physique, est corrigée par les approches adaptatives. Le (b) FD-RCB et (c) FD-FB présentent un lobe principal lisse et plus ovale, plus en adéquation avec la zone où les bulles de cavitation ont été détectées avec l'imagerie optique. L'allure du lobe principal du (d) FD-MUSIC est moins homogène, comme un agglomérat de plusieurs petits lobes.
- Les résolutions axiales (e) sont clairement meilleures pour les approches adaptatives, avec une moyenne pour le FD-PAM de 7.5 mm, le FD-RCB de 3.7 mm (soit 50 % du FD-PAM), le FD-FB de 4.6 mm (soit 61 % du FD-PAM) et le FD-MUSIC de 2.7 mm (soit 36 % du FD-PAM). Les indices de dispersions sont relativement faibles et comparables pour les quatre méthodes avec des espacements inter-quartiles compris entre 0.5 mm et 0.6 mm.
- Les résolutions latérales (f) sont relativement identiques d'une méthode à l'autre, avec une moyenne pour le FD-PAM de 0.38 mm, le FD-RCB de 0.32 mm (soit 85 %

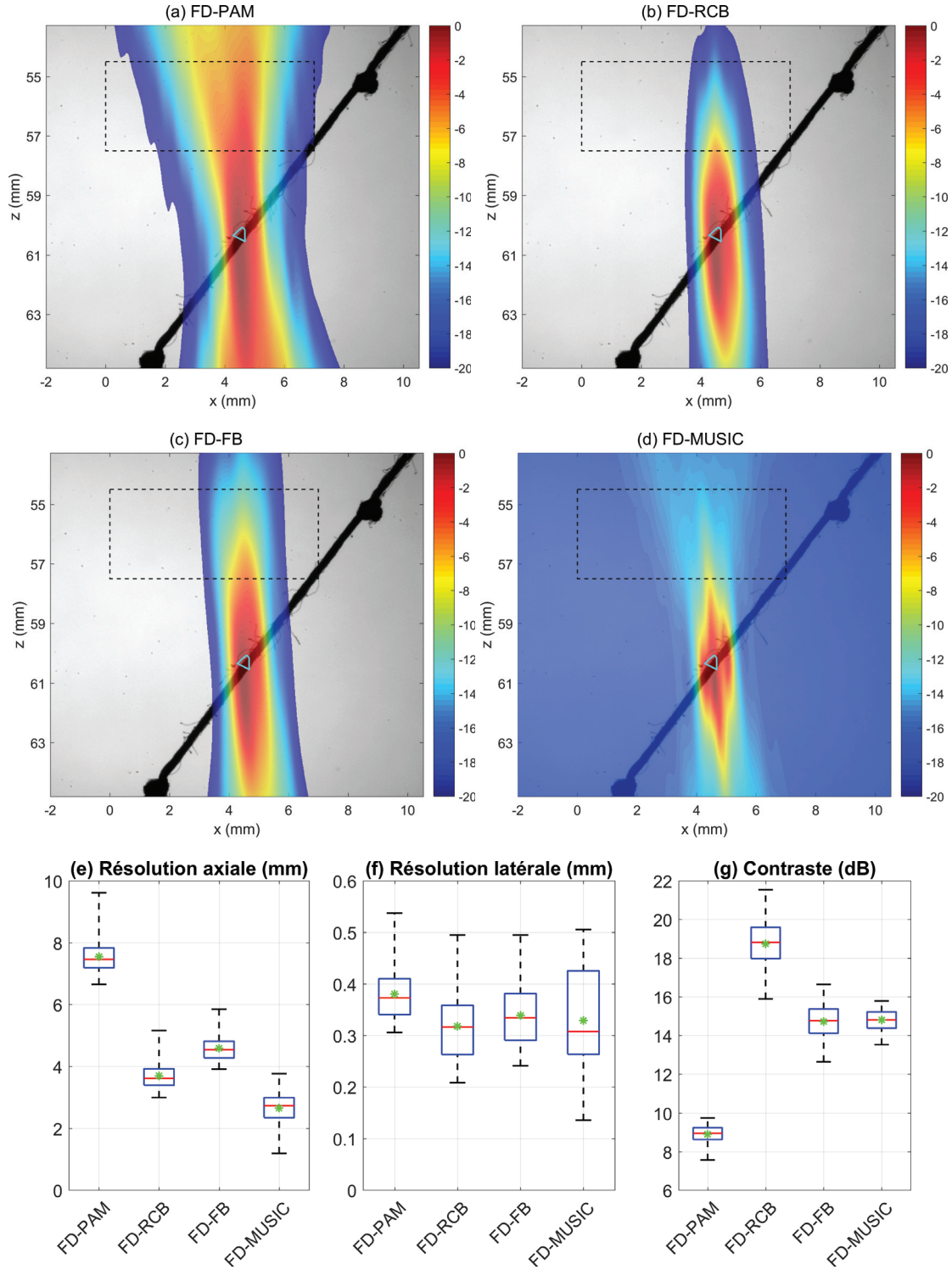


FIGURE 4.6 – Cartes de localisation normalisées d’une source de cavitation *in vitro* sur un fil tendu, pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB ($\epsilon = 10$), (c) le FD-FB ($p = 30$) et (d) le FD-MUSIC ($K_s = 3$), au milieu du tir HIFU (10 ms). Le rectangle en pointillé indique la région d’artefact pour la mesure de contraste en rapport du maximum d’amplitude de la carte. La zone bleue claire indique la région où des bulles ont été détectées à la caméra, sur l’ensemble du tir. Les statistiques des performances de localisation sont calculées sur les 100 cartes reconstruites durant les 20 ms de tir et représentées en (e) pour la résolution axiale, (f) pour la résolution latérale et (g) le contraste, avec la médiane en rouge, la moyenne en vert, le premier et troisième quartile en bleu, l’étendue totale en noir.

du FD-PAM), le FD-FB de 0.34 mm (soit 89 % du FD-PAM) et le FD-MUSIC de 0.33 mm (soit 87 % du FD-PAM). Les indices de dispersions sont relativement plus importants que pour la résolution axiale, notamment pour le FD-MUSIC dont l'espacement inter-quartiles vaut 0.17 mm.

- Le contraste (g) est nettement amélioré pour les méthodes adaptatives, avec une moyenne pour le FD-PAM à 9 dB, le FD-RCB à 19 dB, le FD-FB à 15 dB et le FD-MUSIC à 15 dB. La tendance du (d) FD-MUSIC à lisser le fond de carte est présente. Les indices de dispersions sont relativement faibles : les espacements inter-quartiles sont tous inférieurs à 2 dB.

Cette analyse montre la capacité des méthodes adaptatives à améliorer la localisation d'une source de cavitation, en termes de résolutions (principalement axiale) et de contraste. Les indices de dispersion statistique relativement faibles indiquent une bonne stabilité au cours du temps des méthodes, malgré le déplacement du fil ainsi que le caractère aléatoire et chaotique du nuage de bulles.

4.3.2.2 Localisation de deux sources de cavitation

Pour cette étude, un second fil est ajouté en aval du foyer de thérapie (Fig. 4.1) pour créer une seconde source de cavitation³. Afin de favoriser l'apparition de bulles de cavitation sur les deux fils, l'eau de la cuve, à l'origine filtrée et dégazée, est laissée 24 h de sorte que la concentration de dioxygène s'élève à 6 mg/L. L'amplitude de tir est de 100 mV.

◇ Analyse des images optiques

La Figure 4.7 illustre les observations effectuées au cours du tir sur les images optiques (a) entre 0 ms et 10 ms, puis (b) entre 10 ms et 20 ms.

- Dans cette configuration, le déplacement des fils est important : au bout de 10 ms (ombres rouges superposées en (a)), il est de plus de 1 mm pour le fil 1 (au foyer à 0 ms), alors qu'il était inférieur à 0.5 mm dans l'eau dégazée à 2.5 mg/L (Fig. 4.3(a)). En effet, l'eau riche en gaz dissout favorise l'apparition de cavitation sur les fils : ceux-ci sont poussés d'autant plus fort par la force de radiation appliquée sur les bulles plus nombreuses. La tension des fils et l'éloignement du foyer dû à leur déplacement, conduisent à un déplacement moindre au cours de la deuxième partie du tir (ombres vertes superposées en (b)).
- Dans la première partie du tir, (a) entre 0 ms et 10 ms, des bulles sont détectées sur les deux fils (tracés rouges). Dans la seconde partie du tir, (b) entre 10 ms et 20 ms, des bulles sont détectées seulement sur le fil de gauche (tracé vert). Elles se situent entre 58.5 mm et 60 mm de profondeur (soit une profondeur moyenne de 59.25 mm).

3. Entre temps les fils ont été changés, et la sonde d'imagerie remplacée. L'écart entre les noeuds et leur profondeur relative à la sonde d'imagerie sont légèrement différents, de l'ordre de quelques millimètres.

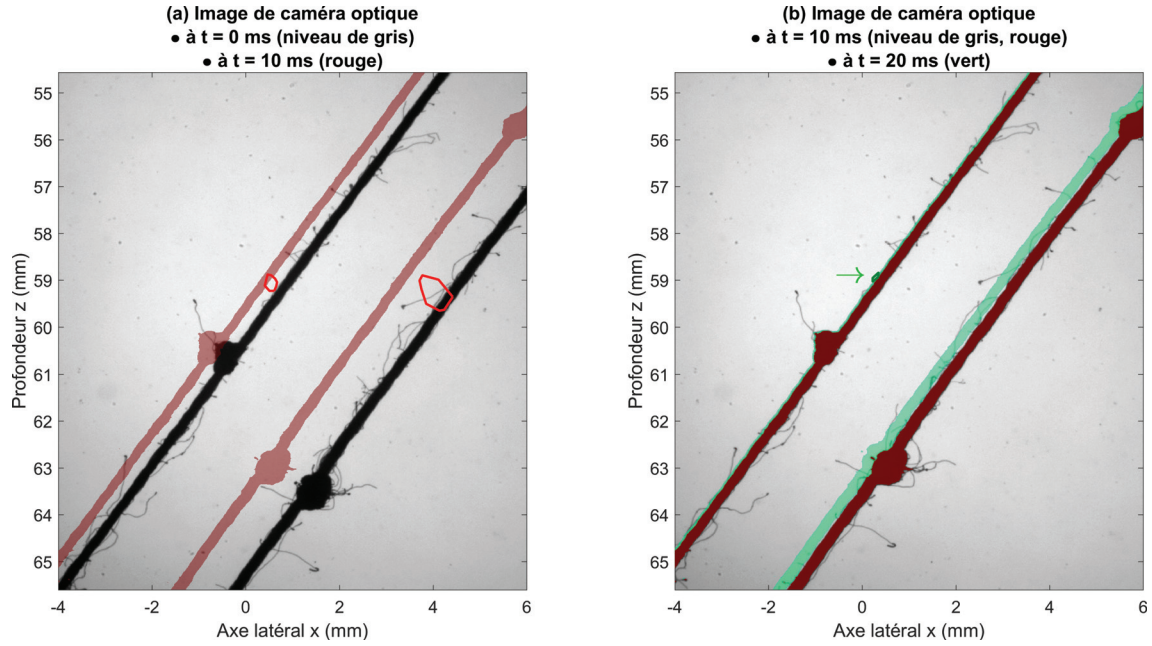


FIGURE 4.7 – Images de caméra optique pour la configuration à deux fils, en mouvement au cours du tir ultrasonore. (a) L'image en niveau de gris est acquise juste avant le début du tir HIFU, les ombres rouges superposées indiquent les positions des deux fils après 10 ms de tir. Les tracés rouges indiquent les deux zones dans lesquelles des bulles ont été détectées entre 0 ms et 10 ms. (b) L'image en niveau de gris (fils surlignés en rouge) est acquise 10 ms après le début du tir HIFU, les ombres vertes superposées indiquent les positions des deux fils à la fin du tir à 20 ms. Le tracé vert indique la zone dans laquelle des bulles ont été détectées entre 10 ms et 20 ms (flèche verte).

La configuration considérée et les phénomènes mis en jeu étant plus complexes, l'analyse des cartes de localisation ultrasonore se poursuit en deux temps. D'abord, les cartes de localisation obtenues pour deux sources de cavitation sont analysées, pour un instant représentatif de la première partie du tir. Ensuite, le suivi spatio-temporel de ces sources est considéré.

◇ Analyse des cartes de localisation en présence de deux sources

La Figure 4.8 montre les cartes de localisation normalisées de deux sources de cavitation *in vitro* sur fils tendus, pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB ($\epsilon = 10$), (c) le FD-FB ($p = 30$) et (d) le FD-MUSIC ($K_s = 4$), au cours de la première partie du tir à $t = 5$ ms. Les projetés du maximum de puissance sur l'axe x sont représentés en (e). Cette représentation est intéressante pour mesurer la capacité d'une méthode à faire émerger le lobe principal d'une source par rapport au fond de carte (*cf* analyse sur fil vibrant, chapitre 3, section 3.3.3.3).

- Les deux sources sont détectées par les quatre méthodes (a-d) : les lobes principaux observés sont centrés sur chaque fil à environ 59 mm de profondeur (comme les bulles détectées à la caméra Fig. 4.7).
- Les allures des lobes principaux en forme de sablier pour (a) le FD-PAM sont corrigées par les méthodes adaptatives (b-d), de la même manière que pour les cartes de localisation sur source seule (Fig. 4.6). Cette tendance des méthodes adaptatives décharge les cartes d'artefacts et facilite la détection des sources en présence.
- De cette manière, le FD-RCB et le FD-FB ont de meilleurs contrastes que le FD-PAM (f). Ils valent pour le FD-PAM, 9 dB, le FD-RCB, 14 dB et le FD-FB, 12 dB. Pour le FD-MUSIC, le contraste est identique au FD-PAM, il vaut 9 dB. Pourtant, par rapport au (a) FD-PAM, la quantité d'artefacts a clairement diminué sur la carte (d) du FD-MUSIC : le fond de carte est plus homogène, et facilite la localisation des deux sources.
- Cette tendance est mise en évidence en observant (e) le projeté du maximum d'intensité sur l'axe x pour chaque carte. La mesure d'émergence de la source de gauche par rapport au fond de carte (comme indiqué en bleu clair sur (e)) donne pour le FD-PAM, 2.5 dB, le FD-RCB, 6.0 dB, le FD-FB, 5.0 dB et le FD-MUSIC, 6.5 dB. Les méthodes adaptatives facilitent la localisation de la source de gauche. Notamment sur (e), la capacité du FD-MUSIC à ne pas conserver les niveaux relatifs des sources, et donc à faire émerger les sources faibles, est observée.

Ainsi, les quatre méthodes FD sont capables de localiser simultanément deux sources de cavitation. En particulier, les méthodes adaptatives rejettent efficacement les artefacts qui limitent la détection des sources sur le FD-PAM.

Bien que l'exemple choisi en Figure 4.8 soit représentatif de la première partie du tir HIFU (entre 0 ms et 10 ms), il ne rend pas compte de la capacité des méthodes d'imagerie à effectuer un suivi spatio-temporel des sources.

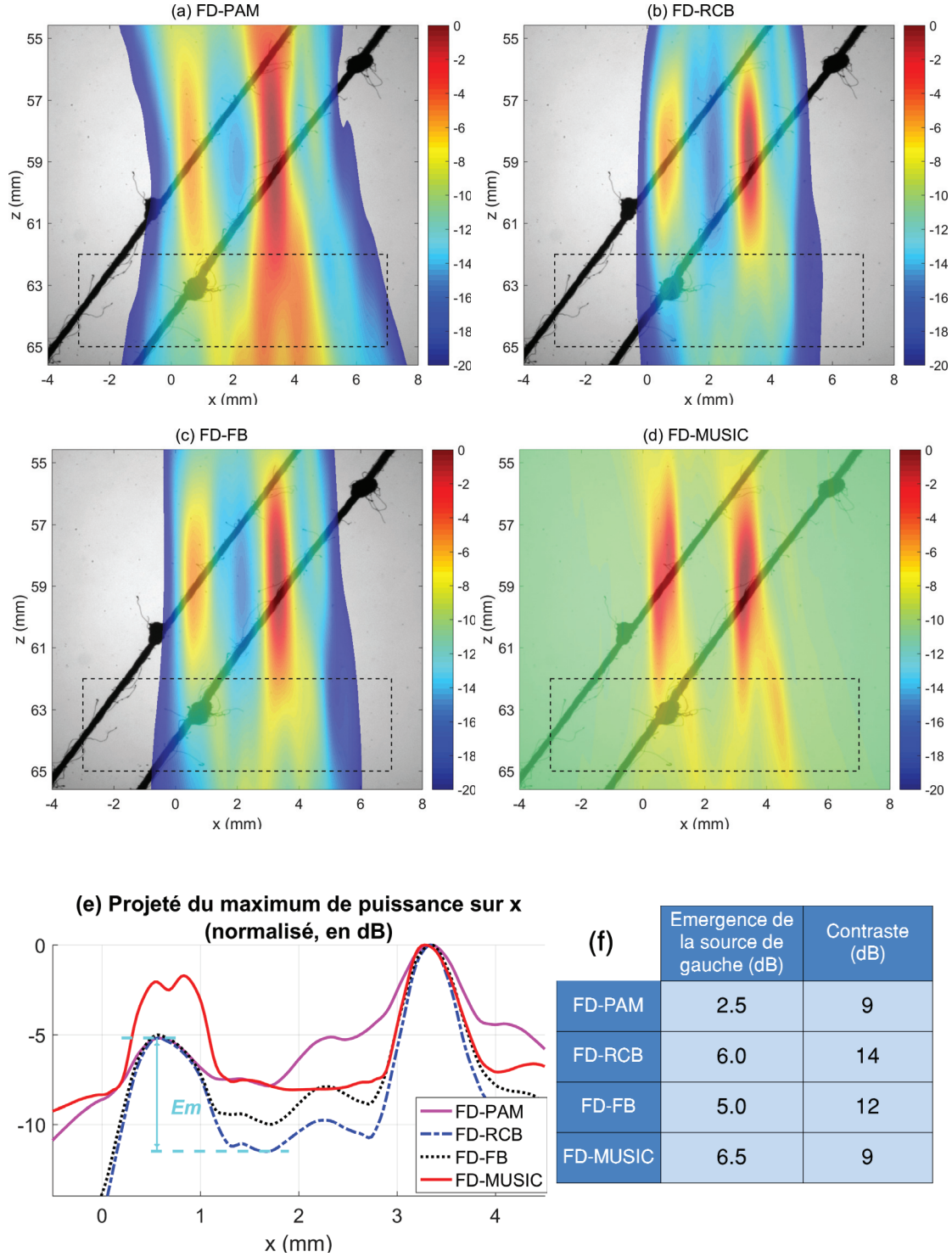


FIGURE 4.8 – Cartes de localisation normalisées de deux sources de cavitation *in vitro* sur fils tendus, pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB ($\epsilon = 10$), (c) le FD-FB ($p = 30$) et (d) le FD-MUSIC ($K_s = 4$), à 5 ms. Le rectangle en pointillé indique la région d'artefact pour la mesure de contraste en rapport du maximum d'amplitude de la carte. Les projetés du maximum de puissance sur l'axe x sont représentés en (e). Sur (e), en bleu clair, la mesure d'émergence de la source de gauche est illustrée pour le FD-RCB.

◇ **Vers un suivi spatio-temporel des nuages de cavitation**

Pour illustrer le suivi spatio-temporel des sources via les méthodes d'imagerie passive, les courbes du projeté des maximum sur l'axe x (Fig. 4.8 (e)) sont représentées au cours du tir HIFU. La Figure 4.9 représente cette évolution pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB, (c) le FD-FB et (d) le FD-MUSIC. Notamment, l'évolution des maxima locaux des cartes de localisation est corrélée avec les déplacements des fils sur lesquels se créent les bulles de cavitation.

- Pour le FD-PAM (Fig. 4.9(a)), deux tracés sont observés. Le tracé le plus à droite (autour de $x = 4$ mm), très énergétique sur la première partie du tir (au moins les 5 premières millisecondes), correspond au lobe principal centré sur le fil 1. Le tracé plus à gauche (autour de $x = 1$ mm), moins énergétique, correspond au lobe principal centré sur le fil 2. Toutefois, jusqu'à environ $t = 10$ ms, ce dernier est noyé dans les artefacts issus du tracé de droite plus énergétique.
- Les méthodes adaptatives FD-RCB (Fig. 4.9(b)) et FD-FB (Fig. 4.9(c)) rejettent efficacement ces artefacts et font ressortir le tracé de gauche : le suivi spatio-temporel est facilité. Cette observation est cohérente avec les mesures de contraste et d'émergence (Fig. 4.8(f)). Pour le FD-MUSIC (Fig. 4.9(d)), le nuage de cavitation sur le fil 2 est réhaussé au même niveau d'amplitude que la cavitation sur le fil 1 : au-dessus de -8 dB sur toute la durée du tir. Cette observation est cohérente avec le fait que le FD-MUSIC ne conserve pas les amplitudes relatives des sources et permet de mettre en évidence les sources de faible amplitude.
- L'absence de détection de cavitation sur le fil 1 au-delà de 10 ms, sur l'ensemble des figures Fig. 4.9(a-d), est cohérente avec les observations par imagerie optiques (Figure 4.7). Il en est de même pour la détection de la cavitation sur le fil 2 tout au long du tir HIFU.
- Entre 10 ms et 20 ms, les méthodes adaptatives FD-RCB (Fig. 4.9(b)) et FD-FB (Fig. 4.9(c)) rejettent efficacement les lobes secondaires issus de la source de cavitation sur le fil 2 : le tracé est affiné et son suivi facilité. Pour le FD-MUSIC (Fig. 4.9(d)), ce tracé est réhaussé au-dessus de -5 dB.
- Pour les quatre méthodes Fig. 4.9(a-d), les deux tracés se déplacent de droite à gauche au cours du temps, de manière cohérente avec ceux des fils observés à la caméra optique (Fig. 4.7). En effet, pour une profondeur de 59.25 mm⁴, le fil 1 débute sa course à $x = 4.4$ mm et la termine 20 ms plus tard à $x = 2.8$ mm (Fig. 4.7) : pour les méthodes adaptatives (Fig. 4.9(b-d)), le tracé de droite commence effectivement centré autour de $x = 4.4$ mm puis tend vers $x = 2.8$ mm mais la source de cavitation semble s'éteindre après 10 ms de tir. Pour le FD-PAM (Fig. 4.9(a)), l'étalement est plus important et rend plus difficile l'analyse. Le déplacement du fil 2 est moindre, il commence à $x = 0.8$ mm et termine sa course 20 ms plus tard autour de $x = 0.2$ mm (Fig. 4.7). Pour les méthodes adaptatives (Fig. 4.9(b-d)), le tracé de gauche commence effectivement centré autour de $x = 0.8$ mm puis achève son

4. $z = 59.25$ mm correspond à la profondeur moyenne à laquelle les bulles ont été détectées à l'imagerie optique, sur la totalité du tir.

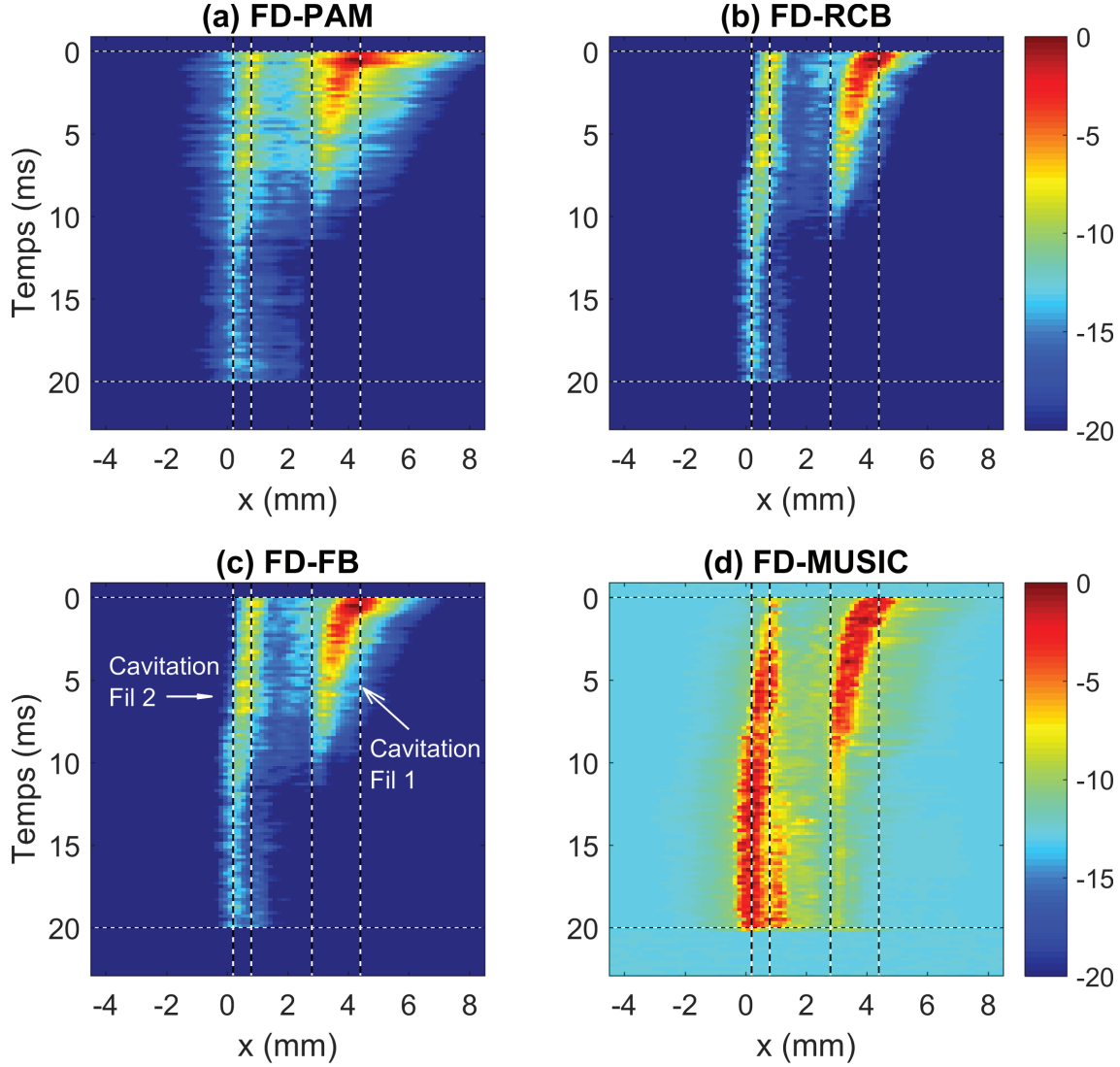


FIGURE 4.9 – Suivi spatio-temporel de deux sources de cavitation *in vitro*. Les figures représentent l'évolution du projeté des maximum sur l'axe x (comme en Fig. 4.8) au cours du tir HIFU, pour (a) le FD-PAM, (b) le FD-RCB, (c) le FD-FB et (d) le FD-MUSIC. Chaque méthode est normalisée par rapport au maximum d'amplitude obtenu au cours du tir. Les pointillés blancs horizontaux indiquent le début à 0 ms et la fin à 20 ms du tir. Les pointillés verticaux noirs indiquent les positions du centre de chaque fil en début et fin de tir (pour $z = 59.25$ mm profondeur moyenne à laquelle les bulles ont été détectées à la caméra.)

déplacement autour de 0.2 mm. Là encore, pour le FD-PAM (Fig. 4.9(a)), l'étalement est plus important et rend plus difficile l'analyse.

Cette analyse montre que les méthodes d'imagerie proposées offrent un suivi spatio-temporel des nuages de cavitation cohérent avec les observations faites par imagerie optique. Mais également, elle illustre l'intérêt des méthodes adaptatives pour l'imagerie passive de la cavitation : le rejet des artefacts de reconstruction présents pour l'approche non-adaptative FD-PAM améliore la lisibilité des cartes. Le FD-RCB et le FD-FB reconstruisent des cartes aux allures similaires, avec tout de même une supériorité de localisation pour le FD-RCB. Ces deux méthodes sont stables au cours des tirs : les valeurs choisies pour leurs paramètres d'adaptativité respectifs sont constantes et sont compatibles avec un suivi temporel. Le FD-MUSIC propose des allures de cartes très différentes des trois autres méthodes : les amplitudes relatives sont ignorées au profit d'une détection de source améliorée. En revanche, sur les signaux réels de cavitation, le choix du paramètre K_s est plus délicat (voir annexe D) : le nombre de sources n'est pas connu et peut évoluer au cours du tir. Un réglage automatique pour chaque carte est à envisager.

4.4 Discussions et conclusions

Ce chapitre valide les quatre méthodes de formation de voies proposées dans le domaine de Fourier, via la matrice de densité inter-spectrale sur un montage expérimental *in vitro* et de véritables nuages de cavitation. Notamment, cette étude montre le potentiel des méthodes adaptatives pour améliorer la localisation et la détection de sources, et par conséquent, le suivi spatio-temporel de la cavitation. La robustesse du FD-RCB et du FD-FB est compatible avec les conditions expérimentales *in vitro* en cuve (par rapport au bruit de mesure et aux erreurs de modèle). Par ailleurs, ces valeurs n'ont pas besoin d'être adaptées au cours du tir. Le FD-MUSIC fournit également une bonne détection de la présence des sources de cavitation dans le milieu, mais ses performances de localisation sont assez sensibles au choix de K_s .

Chaque méthode constitue un outil haute résolution pour l'étude de la dynamique de la cavitation, avec la possibilité d'exploiter l'analyse fréquentielle des signaux acoustiques émis par les bulles, pour la caractérisation de régime de cavitation. Notamment, les allures de cartes observées diffèrent en fonction des fréquences choisies : cela souligne l'intérêt des approches dans le domaine de Fourier.

Le dispositif expérimental développé constitue une plateforme de recherche aux nombreux atouts. Notamment, la corrélation des cartes d'imagerie passive ultrasonore avec les images optiques acquises par caméra rapide, confirme la possibilité d'un suivi spatio-temporel de la cavitation. Les quatre méthodes fournissent des suivis cohérents avec les images optiques. En revanche, pour une analyse encore plus fine, les images optiques ne constituent pas une vérité terrain absolue : des bulles de cavitation peuvent ne pas être détectées dans l'épaisseur du fil.

Conclusions et perspectives

Conclusions

Les conclusions ci-dessous reprennent les contributions avancées au cours de cette thèse. L'état de l'art et les études menées ont positionné les différentes méthodes dont une synthèse est donnée en page 137.

◇ Critères de comparaison des méthodes

(chapitre 1)

Le premier chapitre a précisé le contexte et l'intérêt de l'imagerie ultrasonore passive de la cavitation pour le suivi et le contrôle de geste de thérapie par ultrasons. De cette manière, quatre critères d'évaluation ont été identifiés pour comparer les méthodes de formation de voies : la qualité d'image, la capacité à distinguer les différents régimes de cavitation, la stabilité et le temps de calcul.

◇ Evaluations des méthodes d'imagerie

(chapitres 2, 3, 4)

Plusieurs protocoles ont été mis en place pour évaluer et comparer les méthodes d'imagerie. En simulation, elles ont été testées sur différents modèles de source de type cavitation : sur bulle unique ou sur un nuage de bulles, mais également, pour des signaux à bande étroite ou large bande. Cette dernière fonctionnalité du simulateur a été introduite au cours de la thèse. Les modèles numériques ont été des moyens simples et rapides pour valider les méthodologies.

Ensuite, un premier dispositif expérimental en cuve d'eau a eu pour but d'évaluer les performances des méthodes de localisation passive d'un fil vibrant. Dans ces conditions, nous avons appréhendé la robustesse des méthodes en présence de sources quasi ponctuelles, de bruit de mesure réel, d'erreurs de modèle de propagation, et d'erreurs de calibration de la sonde ultrasonore.

Enfin, un second dispositif expérimental en cuve d'eau, a permis d'évaluer les méthodes sur de vraies sources acoustiques complexes correspondant à des événements de cavitation : les sources sont des nuages de bulles, non ponctuelles, changeant de tailles, en mouvement. Les cartes de localisation par imagerie ultrasonore passive ont été comparées aux images optiques acquises par caméra rapide.

◇ **Formations de voies adaptatives dans le domaine temporel**

(chapitres 1, 2)

Un premier axe de travail consistait à étudier les méthodes adaptatives de la littérature, alors essentiellement formalisées dans le domaine temporel. Celles-ci améliorent la qualité d'image en termes de résolution et de contraste, et donc, améliorent potentiellement aussi la localisation des bulles de cavitation par rapport à la méthode non-adaptative TD-PAM. La littérature propose des méthodes adaptatives par optimisation, dont la stabilité est plus fragile et implique une surcharge de calcul plus élevée (TD-CB, TD-RCB), mais également une approche heuristique basée sur la mesure de cohérence de phase plus stable et peu coûteuse en temps de calcul (TD-PCF).

◇ **Le TD- p PAM, une méthode TD adaptative basée sur la racine $p^{\text{ème}}$**

(chapitre 2)

Nous avons proposé une alternative de faible complexité algorithmique basée sur la cohérence d'amplitude. La méthode de formation de voies développée compresse l'amplitude des signaux reçus en considérant leur racine $p^{\text{ème}}$: le TD- p PAM. L'étude en simulation a montré que le TD- p PAM offre des performances similaires au TD-PCF (sans hypothèse de signal à bande étroite inhérente à la mesure de phase instantanée du TD-PCF), pour une complexité équivalente au TD-PAM conventionnel.

◇ **Avantages des méthodes dans le domaine de Fourier**

(chapitres 1, 3, 4)

Les méthodes de reconstruction d'image doivent, à terme, être facilement mises en application pour l'étude de la cavitation (outre l'optimisation de l'implémentation des codes informatiques). Les techniques de formation de voies dans le domaine de Fourier ont le potentiel de réduire considérablement les temps de calcul pour tendre vers un contrôle en temps réel (notamment pour la focalisation des signaux bruts). Elles facilitent également l'analyse fréquentielle des émissions acoustiques pour la caractérisation de régime (*i.e.* s'affranchissant ainsi de conception de filtre complexe). Notre travail s'est alors concentré sur le développement de méthodes adaptatives, jusqu'alors absentes dans le domaine de Fourier pour l'imagerie passive de la cavitation.

◇ **Expression des données via la matrice de densité inter-spectrale**
(chapitre 3)

La littérature pour l'aéro-acoustique et l'acoustique sous-marine a inspiré nos travaux sur les méthodes adaptatives d'imagerie passive de la cavitation. Il a fallu cependant traduire le problème d'imagerie de la cavitation dans le formalisme propre à l'imagerie acoustique (au sens large), notamment via la matrice de densité inter-spectrale (CSM). Cette description des données présente l'avantage majeur d'être la base commune de nombreuses méthodes avancées de traitement d'antenne. Ce manuscrit pose les bases de ce formalisme pour cette application, offrant ainsi un cadre général de passage aux méthodes avancées FD. La démarche à suivre pour le choix des paramètres d'estimation robuste de la CSM (*i.e.* nombre, durée et recouvrement des réalisations) a été décrite, et son influence sur l'allure des cartes de localisation illustrée. Cette estimation robuste est indispensable pour stabiliser les méthodes adaptatives.

◇ **Etude et comparaison des méthodes d'imagerie FD**
(chapitres 3, 4)

Précédemment, la comparaison des méthodes dans le domaine temporel a révélé la difficulté à satisfaire au mieux tous les critères d'évaluation simultanément. Nous avons alors choisi de proposer quatre formations de voies pour l'imagerie passive de la cavitation, et de les comparer pour mettre en évidence leurs avantages et inconvénients respectifs. Les méthodes FD ont été évaluées en simulation, en conditions expérimentales sur fil vibrant ainsi que sur sources de cavitation.

L'approche non-adaptative FD-PAM offre des performances équivalentes au FD-PCI (cas particulier du FD-PAM, pour lequel l'estimation de la CSM se fait à partir d'une seule réalisation). Le FD-PAM constitue une méthode non-adaptative de référence, utile à la comparaison des approches plus avancées.

La méthode robuste de Capon FD-RCB améliore clairement la localisation de source en termes de résolutions et de contraste. Le paramètre d'adaptativité ϵ qui assure le compromis entre performances et robustesse du FD-RCB, doit être déterminé empiriquement, en quelques essais. Le FD-RCB est donc un excellent candidat pour la localisation haute résolution de la cavitation. Son principal inconvénient est la surcharge de calcul nécessaire pour le calcul de la pondération adaptative optimisée.

Le Functional Beamforming FD-FB offre des performances intermédiaires entre FD-PAM et le FD-RCB, pour une charge de calcul quasi équivalente au FD-PAM. Le paramètre d'adaptativité p se détermine de manière empirique. Dans les études menées, nous n'avons pas observé de valeurs de p qui rendent les cartes de localisation instables. Le FD-FB constitue un outil d'étude de la cavitation qui fournit une bonne qualité d'image, avec un faible temps de calcul supplémentaire, et une bonne stabilité.

La méthode Multiple Signal Classification FD-MUSIC met en évidence la présence de sources mais ne fournit pas une estimation de puissance en chaque point de l'espace : la quantification absolue, ni même la quantification relative des puissances des sources n'est pas possible. Ainsi les allures des cartes de localisation obtenue via le FD-MUSIC sont différentes de celles obtenues par le FD-PAM, FD-RCB et FD-FB. Nous

avons remarqué que le FD-MUSIC tend à faire émerger efficacement les sources faibles dans le milieu. Bien que le fond de carte soit rehaussé, il est plus lisse et donc les sources sont clairement identifiables. En revanche, la stabilité et les performances du FD-MUSIC dépendent du choix du paramètre K_s qui est lié au nombre de sources présentes dans le milieu et de la corrélation qui existe entre elles.

◇ **Les méthodes FD pour le suivi spatio-temporel de la cavitation**

(chapitre 4)

Un dispositif expérimental a été développé pour étudier les performances de localisation des méthodes d'imagerie ultrasonore passive sur des nuages de bulles de cavitation en cuve d'eau. Il résulte du développement de code d'imagerie passive sur un échographe de recherche, de la prise en main du système HIFU (avec ajout d'un signal de synchronisation) ainsi que d'une caméra optique rapide. Dès lors, le phénomène de cavitation a été analysé expérimentalement, à l'aide de deux modalités complémentaires : ultrasonore et optique.

De cette manière, les cartes de cavitation obtenues par les méthodes FD développées au chapitre 3 ont démontré leur potentiel à assurer le suivi spatio-temporel des nuages de bulles au cours du tir HIFU, par corrélation avec les images acquises optiques obtenues par caméra rapide.

◇ **Conclusion générale**

Ce travail a constitué essentiellement un apport méthodologique visant à développer le traitement d'antenne adaptatif pour l'imagerie passive de la cavitation. Les avantages et les inconvénients de chaque méthode ont été mis en évidence. Notamment, les influences des paramètres sur l'allure des cartes de localisation ont été illustrées tels que ceux pour l'estimation de la CSM ou des paramètres d'adaptativité. Le formalisme développé au chapitre 3 constitue une base méthodologique pour le développement des méthodes dans le domaine de Fourier.

Ce manuscrit synthétise les démarches à suivre pour évaluer et comparer des méthodes d'imagerie passive, depuis celles déjà existantes jusqu'à celles proposées au cours de la thèse. Si les trois premiers chapitres sont plutôt centrés sur la méthodologie, le chapitre 4 illustre clairement le potentiel des méthodes FD adaptatives pour l'étude de la cavitation.

Domaine Temporel					Méthode proposée
	TD-PAM	TD-CB	TD-RCB	TD-PCF (cohérence de phase)	TD-pPAM (cohérence d'amplitude)
Adaptatif	Non	<u>Oui</u>	<u>Oui</u>	<u>Oui</u>	<u>Oui</u>
Qualité d'image					
Stabilité					
Complexité					
Temps de Calcul					
Caractérisation du régime de cavitation					

Domaine Fréquentiel	Méthodes proposées				
	FD-PCI	FD-PAM	FD-RCB	FD-FB	FD-MUSIC
Adaptatif	Non	Non	<u>Oui</u>	<u>Oui</u>	<u>Oui</u>
Qualité d'image					 / 
Stabilité					
Complexité					
Temps de Calcul					
Caractérisation du régime de cavitation					

Synthèse des méthodes d'imagerie étudiées et développées

Perspectives

Ce travail de thèse s’est concentré autour du développement de méthodes de formation d’image. Notamment, l’étude des approches développées dans le domaine de Fourier doit se poursuivre sur un plan méthodologique et d’interprétation pour l’imagerie de la cavitation.

Méthodologie et implémentation

◇ Vers une meilleure stabilité des méthodes adaptatives FD

A ce stade, la stabilité du FD-RCB et du FD-FB nous a semblé suffisante pour effectuer un premier suivi spatio-temporel de la cavitation. En revanche, nous avons observé que les performances du FD-MUSIC dépendent du paramètre K_s qui est lié au nombre de sources, et que celui-ci est amené à varier au cours du tir ultrasonore. Si le choix des paramètres d’adaptativité du FD-RCB et du FD-FB est essentiellement empirique, le paramètre K_s du FD-MUSIC est directement relié à la décroissance des valeurs propres. Il serait donc judicieux d’adapter la valeur de K_s de manière automatique au cours du tir ultrasonore (*e.g.* critère empirique, ou d’Akaike [83]).

◇ Exploiter l’analyse fréquentielle

Nous avons montré qu’effectivement les méthodes FD facilitent l’analyse fréquentielle des signaux acoustiques émis par les bulles. En revanche, nous nous sommes limités à reconstruire les cartes de localisation pour une fréquence unique. Toutefois des techniques de fusions de cartes à différentes fréquences de reconstruction sont envisageables pour améliorer la localisation de sources et la robustesse des méthodes [87, 76].

◇ Déconvolution des cartes de puissance

Le formalisme développé dans le domaine de Fourier, donne accès à de nombreuses autres méthodes avancées d’imagerie acoustique. Parmi les techniques qui visent à améliorer la résolution des cartes de localisation, il existe les techniques de déconvolution qui traitent les cartes *a posteriori* de la formation de voies (*e.g.* DAMAS, CLEAN-SC [88, 77, 89, 90]). Elles ont pour but de retirer l’allure du motif de PSF qui repère chaque source. Les approches par déconvolution ont donc le potentiel d’améliorer la localisation de source et notamment la résolution axiale qui reste une limite majeure de l’imagerie passive.

◇ Vers une imagerie temps réel et 3D

L'échographe de recherche (Vantage 256, Verasonics, Etats-Unis) possède de nombreux atouts à exploiter. Notamment, l'implémentation d'un module de visualisation temps-réel pour l'imagerie passive de la cavitation constituerait un premier pas vers un suivi temps-réel de la cavitation. Au laboratoire, des premiers tests ont été effectués sur le FD-PAM et sont encourageants (de l'ordre d'une image par seconde, sans optimiser les codes). Les complexités du FD-FB et du FD-MUSIC étant équivalents au FD-PAM, leurs implémentations ne devraient pas être problématiques. Pour le FD-RCB, la charge de calcul explose, mais sa version dans le domaine temporel a été implémentée en temps réel (cadence 1 Hz) sur GPU [46].

Par ailleurs, grâce à la collaboration entre CREATIS et le LabTAU, quatre systèmes Vantage 256 peuvent être mis en commun pour piloter une sonde d'imagerie matricielle de 1024 éléments. Le développement de l'imagerie 3D de la cavitation est alors envisageable pour détecter les sources hors du plan d'imagerie avec une sonde linéaire.

L'imagerie passive au service de l'étude de la cavitation

◇ Vers un contrôle spatio-temporel de la cavitation

Le dispositif expérimental pour l'imagerie de source de cavitation en cuve d'eau présente un grand potentiel pour l'étude de la dynamique des bulles de cavitation. En particulier, le PC de contrôle des HIFU est capable de générer des régimes de cavitation stable ou inertielle régulés [20, 66]. L'exploitation de cette fonctionnalité stabiliserait potentiellement les nuages de cavitation et donc faciliterait l'analyse et le développement des méthodes d'imagerie.

Pour l'instant cette régulation n'est que temporelle et s'effectue à l'aide d'un hydrophone (PCD, Passive Cavitation Detection [15]). Elle pourrait être étendue en un contrôle spatio-temporel complet, capital dans l'objectif d'un transfert clinique potentiel [85].

◇ Extension aux milieux complexes

Les méthodes adaptatives ont montré leur potentiel à améliorer la résolution et le contraste des cartes de localisation de source de cavitation dans une cuve d'eau. Notamment, la caméra optique a validé leur capacité à imager les nuages de bulles. Premièrement, évaluer les méthodes FD sur différentes configurations à deux fils préciserait leurs performances de localisation (*e.g.* configuration latérale puis axiale, avec différentes distances entre fils) [46]. Deuxièmement, l'étude de la dynamique des bulles de cavitation dans des milieux opaques et plus complexes est à envisager (*e.g.* fantômes en gel [24, 91]). En effet, des études de caractérisation de lésions par imagerie passive ont été menées sur les méthodes non-adaptatives TD-PAM [36] et FD-PCI [19], et ont dû se limiter à l'exploitation de coupes latérales des cartes de localisation, tant la résolution axiale était pauvre. Les méthodes adaptatives semblent être de bons candidats pour étendre ces études à l'exploitation complète des cartes (dimensions latérale et axiale).

◇ Détection de l'étendue d'un nuage de bulles

Les méthodes FD développées reposent sur l'hypothèse que les sources imagées sont ponctuelles, ce qui n'est pas totalement vérifié pour un nuage de bulles. Bien que nous ayons démontré qu'elles ont le potentiel d'assurer un suivi spatio-temporel de la cavitation (la position de maxima locaux sur les cartes indiquent approximativement le centre du nuage), la taille du lobe ne renseigne pas précisément sur son étendue. Un travail plus précis de corrélation entre les images ultrasonores et l'étendue du nuage de cavitation (*e.g.* mesurée par caméra optique) est à poursuivre. Certaines études font la corrélation des cartes de localisation ultrasonores, *a posteriori*, avec l'étendue des lésions produites par la cavitation [19, 17]. Toutefois, de telles approches s'éloignent de l'objectif de suivi temps-réel.

Annexe A

Imagerie ultrasonore active par compression non-linéaire d'amplitude : p DAS

La méthode d'imagerie ultrasonore passive TD- p PAM, présentée au chapitre 2, est l'adaptation d'une méthode que nous avons proposée pour l'imagerie ultrasonore active. Cette annexe a deux objectifs principaux. Premièrement, elle introduit le principe d'imagerie active et la technique de formation d'image conventionnelle (DAS pour Delay And Sum, en anglais). Ensuite, elle présente la méthode proposée : le DAS avec compression en amplitude des signaux ultrasonores via la racine $p^{\text{ème}}$: le p DAS. La capacité du p DAS à améliorer la qualité des images B-Mode (*i.e.* des images ultrasonores actives) est illustrée.

A.1 Principe de l'imagerie active (échographie)

L'imagerie active utilise le principe d'échographie, pour détecter la position des diffuseurs qui composent le milieu imagé (*e.g.* organes, lésions, sang). Or ceux-ci n'émettent *a priori* aucune onde ultrasonore naturellement. Une sonde d'imagerie ultrasonore est alors utilisée en mode « émission/réception » (pour la suite, TX : émission, RX : réception). Dans un premier temps, elle émet une onde ultrasonore pour exciter les diffuseurs. Elle bascule ensuite en mode réception pour enregistrer les échos se formant aux niveaux des diffuseurs et retournant à la sonde. Le principe échographique est illustré sur la Figure A.1(a) sur un diffuseur ponctuel placé en $\vec{r}_0 = [x_0 = -1 ; z_0 = 35]$ mm. Les signaux ultrasonores reçus sont représentés en (b).

◊ Lien entre le front d'onde reçu et la position du diffuseur

Contrairement à l'imagerie passive, où la localisation est assurée en cartographiant la puissance acoustique émise par les sources, l'imagerie active détecte les diffuseurs grâce aux formes d'onde des échos.

Pour reconstruire une image, appelée image B-mode, à partir des échos reçus, il faut supposer que la vitesse de propagation des ultrasons c est constante dans le milieu (souvent $c = 1540$ m/s dans les tissus biologiques) et que l'écho se propage de manière sphérique. Ainsi, l'onde plane émise par la sonde, met un temps $\tau_{TX}(\vec{r}) = z/c$ pour atteindre un diffuseur situé en $\vec{r} = [x; z]$. Ensuite, l'écho met un temps $\tau_{RX,n}(\vec{r}) = \|\vec{r} - \vec{r}_n\|/c$ pour aller depuis la position $\vec{r}$ jusqu'à chaque capteur situé en $\vec{r}_n$ (avec $n = 1 \dots N$). De cette manière, si un diffuseur est effectivement présent en $\vec{r}$ alors le front d'onde qui s'inscrit sur les signaux enregistrés est décrit par la loi de retards dans le vecteur $\boldsymbol{\tau}(\vec{r})$, contenant les $N = 128$ retards $\tau_n(\vec{r}) = \tau_{TX}(\vec{r}) + \tau_{RX,n}(\vec{r})$. Sur la Figure A.1(b), différentes lois de retards sont représentées en pointillées, pour trois positions (indiquées sur l'image B-mode (d)) : sur le diffuseur en $\vec{r}_0 = [-1; 35]$ mm en rose, et pour deux autres pixels en $\vec{r} = [1.5; 34.5]$ mm en vert et en $\vec{r} = [-1; 37]$ mm en bleu.

◊ Reconstruction d'image B-mode : DAS

La méthode de reconstruction d'image conventionnelle DAS procède pixel par pixel. Pour chaque pixel en $\vec{r}$, il faut :

- L'étape « Delay » : calculer la loi de retards $\boldsymbol{\tau}(\vec{r})$, et sélectionner sur chaque signal $y_n(t)$ reçu par le capteur n , l'échantillon correspondant au retard calculé $\tau_n(\vec{r})$,
- L'étape « Sum » : faire la moyenne des $N = 128$ échantillons ainsi sélectionnés, notée $g_{DAS}(\vec{r})$, et l'attribuer au pixel courant.

Finalement, une image est obtenue, dite « image RF » (RadioFréquence), dont chaque pixel reconstruit par DAS vaut :

$$g_{DAS}(\vec{r}) = \sum_{n=1}^N a_n \cdot y_n(\tau_n(\vec{r})) \quad (\text{A.1})$$

avec a_n les coefficients pour effectuer la somme pondérée (*e.g.* uniforme, Hann, Tukey). Le terme image RF est utilisé car, un diffuseur est repéré par un motif oscillant (PSF) (Fig. A.1(c)). L'oscillation est à la fréquence de l'onde plane émise par la sonde (ici, $f_0 = 2.5$ MHz). Afin de faciliter la lecture de cette image, une détection d'enveloppe est appliquée dans la dimension z , puis une compression logarithmique¹ est effectuée : l'image B-mode est obtenue (d).

Bien que le diffuseur soit ponctuel, l'image B-mode (d) le repère par un lobe principal centré sur la source (tache blanche centrée avec le carré rose), mais également d'artefacts structurés en forme de « X » (parfois appelés « moustaches »). En effet, la loi de retards verte (b) associée au pixel vert (d), recoupe le front d'onde du diffuseur et génère des

1. Simplement, (Image B-mode) = $20 \log_{10}(|H(\text{Image RF})|)$, avec $|H(\cdot)|$ le module du signal analytique (souvent obtenu en combinant le signal et sa transformée de Hilbert), pour la détection d'enveloppe le long de l'axe z .

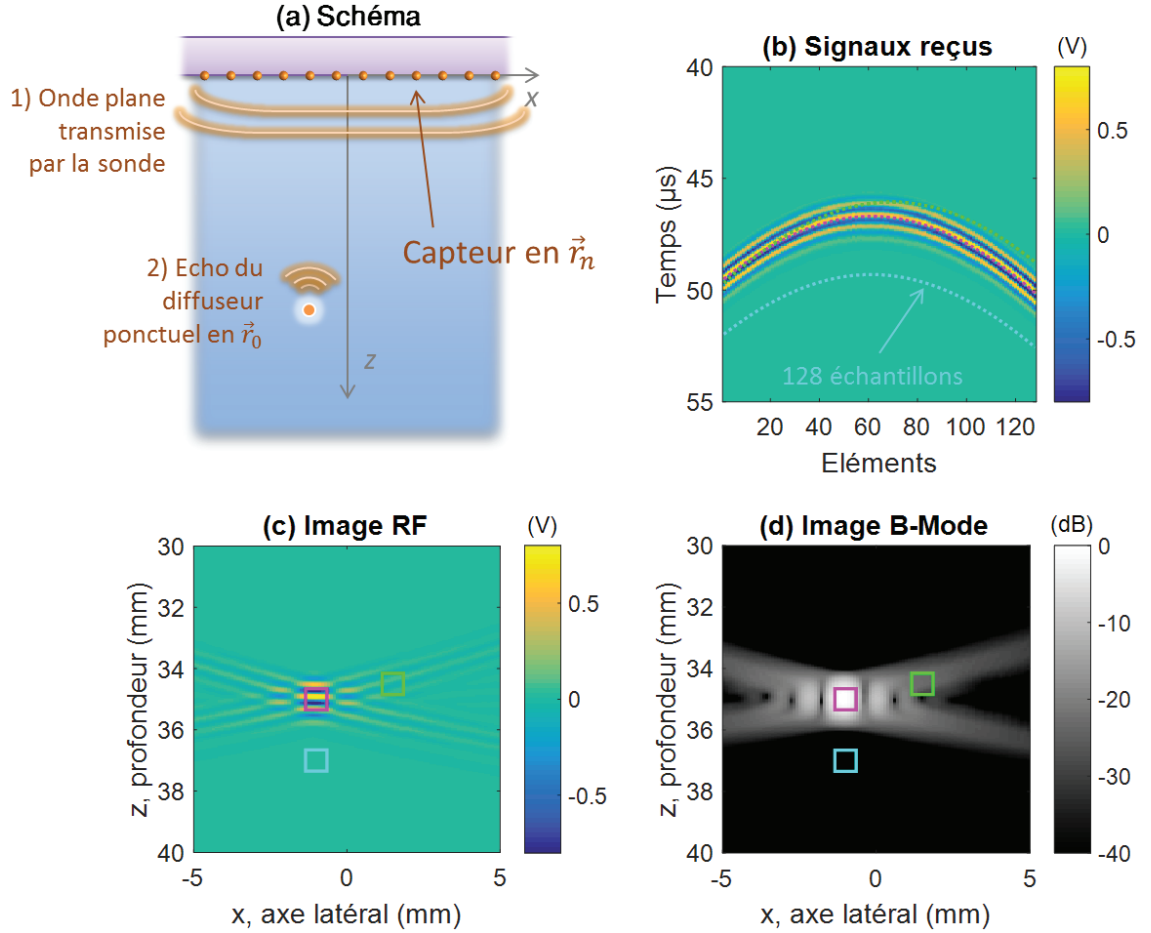


FIGURE A.1 – Illustration du principe d'imagerie active par onde plane (a). Les signaux reçus par les $N = 128$ capteurs, pour une onde ultrasonore plane émise à $f_0 = 2.5$ MHz, sont représentés en (b). L'image RF reconstruite par le DAS est donnée en (c) et sa version B-Mode en (d). Trois lois de retards (et donc pour chacune les $N = 128$ échantillons sélectionnés) sont représentées en couleur sur (b), pour les trois positions de pixels correspondantes indiquées sur (c,d)).

artefacts sur l'image. Ceux-ci polluent l'image B-mode et impactent donc la qualité d'image, notamment son contraste.

A.2 Reconstruction d'image et compression d'amplitude via la racine $p^{\text{ème}}$: $p\text{DAS}$

Pour réduire ces artefacts, de nombreuses méthodes adaptatives ont été mises au point (*e.g.* l'approche de Capon [41], la correction par PCF [47], le FDMAS [62]). Nous avons proposées une méthode basée sur la cohérence d'amplitude qui améliore la résolution et le contraste des images pour une complexité équivalente au DAS.

◇ Méthodologie pour le $p\text{DAS}$

La méthode de reconstruction d'image $p\text{DAS}$ est très similaire au DAS. Il s'agit dans

un premier temps d'appliquer le DAS à la racine signée des signaux reçus, ce qui revient à considérer :

$$\tilde{g}_{p-DAS}(\vec{r}) = \sum_{n=1}^N w_n(\vec{r}) \cdot y_n(\tau_n(\vec{r})), \quad (\text{A.2})$$

où $w_n(\vec{r})$ sont des coefficients de pondération considérés comme adaptatifs puisqu'ils dépendent de l'amplitude des signaux reçus (contrairement aux a_n fixés à l'équation A.1) :

$$w_n(\vec{r}) = \frac{1}{|y_n(\tau_n(\vec{r}))|^{\frac{p-1}{p}}}. \quad (\text{A.3})$$

Ensuite la puissance $p^{\text{ème}}$ signée est appliquée à la quantité $\tilde{g}_{p-DAS}(\vec{r})$ pour rétablir la dimension originale des signaux reçus (*i.e.* si $y_n(t)$ est en Volt, $\tilde{g}_{p-DAS}(\vec{r})$ est alors en Volt^{1/p}). Finalement, la valeur des pixels de l'image RF obtenue par le p DAS est :

$$g_{pDAS}(\vec{r}) = \text{sign}(\tilde{g}_{pDAS}(\vec{r})) \cdot |\tilde{g}_{pDAS}(\vec{r})|^p. \quad (\text{A.4})$$

A noter, qu'un filtre passe-bande autour de la fréquence d'oscillation de l'onde plane émise f_0 est nécessaire pour supprimer d'éventuelles fréquences harmoniques introduites par les opérations non-linéaires. Le p DAS améliore la qualité d'image grâce à la pondération de l'équation A.3 dont une explication est donnée en [59]. En particulier, plus la valeur de p augmente, plus les artefacts sont rejetés efficacement.

◇ Effets du p DAS sur des images B-Mode

La Figure A.2 illustre l'effet du p DAS sur la qualité des images B-mode en simulation (jeux de données obtenus sur la plateforme libre d'accès PICMUS [61]). La première simulation (a) est constituée de 20 sources ponctuelles. La seconde (b) est constituée d'une zone hyperéchogène (en blanc) et de neuf inclusions hypoéchogènes (en noir).

Pour le DAS, les artefacts (ou moustaches) dégradent la qualité d'image : en (b) ils sont présents autour de chaque diffuseur, en (f) les neuf inclusions sont grisées (artefacts de fortes intensités de la zone blanches débordant dans les inclusions). Pour le p DAS avec $p = 2$, les moustaches sont clairement atténuées en (c), et les inclusions sont noircies (g). Cette tendance est d'autant plus forte quand $p = 3$ (d,h). En revanche, le p DAS tend à noircir également le « speckle » (grain de l'image dans la partie hyperéchogène), quand p augmente. Or la structure du « speckle » est parfois utilisée pour distinguer les tissus biologiques. La quantification de ces performances et une analyse plus détaillée, en simulation et en conditions expérimentales, sont données en [59].

A.3 Conclusion

Bien que l'allure des images B-mode diffèrent des cartes de puissance de l'imagerie passive, et qu'elles n'exploitent pas les mêmes signaux ultrasonores, la méthodologie est similaire. Notamment, l'origine des artefacts de reconstruction est la même : la moyenne des amplitudes sur la dimension des éléments ne s'annule pas parfaitement pour les

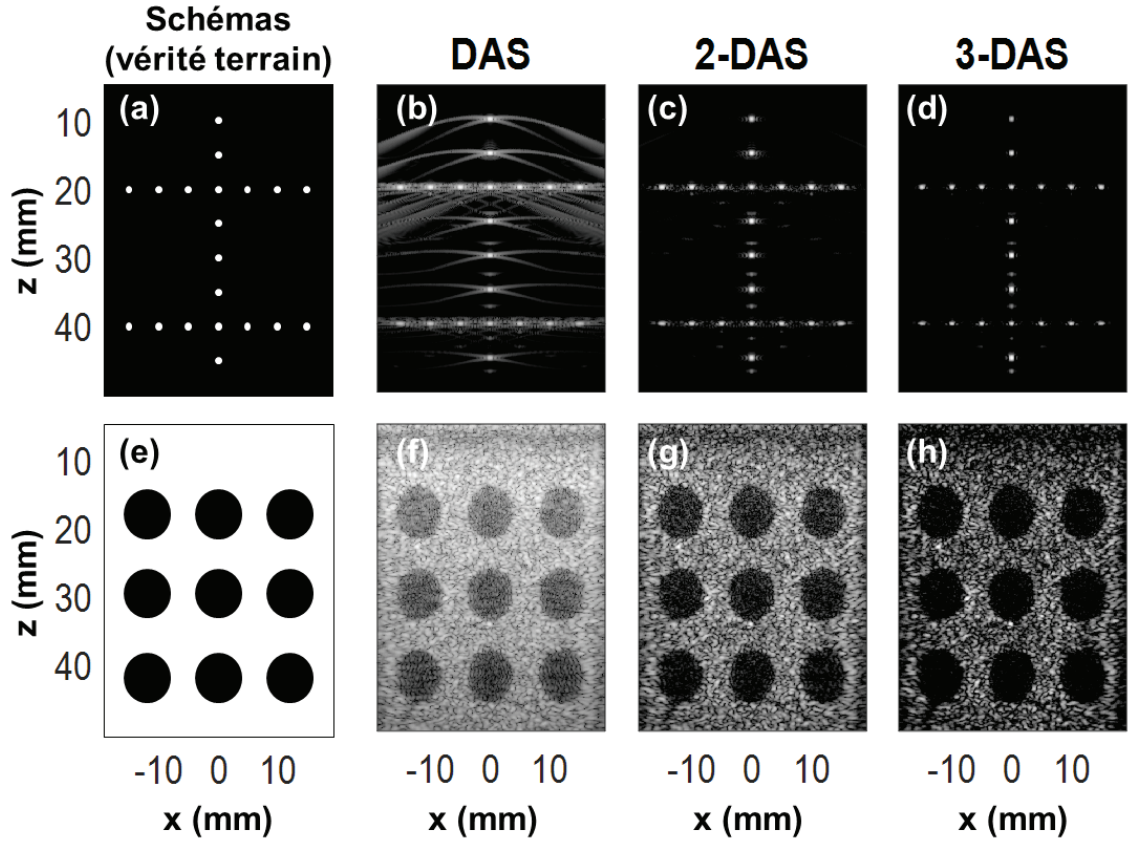


FIGURE A.2 – Images B-mode obtenues sur un fantôme numérique de résolution (a-d) et de contraste (e-h), dont les vérités terrains sont indiquées en (a) et (e) respectivement. Les images sont obtenues via différentes méthodes : (b,f) le DAS, (c,g) le p DAS pour $p = 2$, et (d,h) le p DAS pour $p = 3$.

pixels voisins de ceux des diffuseurs/sources. Cette observation explique que les approches développées pour l'imagerie passive de la cavitation s'inspirent parfois de celles pour l'imagerie active.

Annexe B

Les différents formalismes pour la formation de voies non-adaptative

La Figure B.1 est une synthèse des différents formalismes pour la formation de voies non-adaptative. Elle identifie les principales différences entre les formalismes utilisés dans la littérature (pour l'approche la plus simple, non-adaptative).

Très souvent, les méthodes de formation de voies sont exprimées dans le domaine temporel pour des signaux $\mathbf{y}(t)$ supposés à bande étroite (*cf* « Approche de référence » [75]). Cette hypothèse est faite pour pouvoir exprimer les signaux sous leur forme analytique complexe $\mathbf{y}_a(t)$. Par conséquent, les retards de propagation sont compensés par de simples déphasages contenus dans le vecteur de pointage complexe $\mathbf{h}(\vec{r})$. Il est appliqué directement sur la matrice $\hat{\mathbf{R}}_{\mathbf{a}}$, calculée une seule fois pour tout le processus de formation de voies, à partir des signaux analytiques $\mathbf{y}_a(t)$.

Gyöngy *et al.* [24] ont utilisé la formation de voies dans le domaine temporel pour des signaux $\mathbf{y}(t)$ supposés large bande pour l'imagerie de la cavitation (TD-PAM). Sous cette hypothèse, les retards de propagation ne peuvent plus être compensés par simple déphasage : une focalisation dans le domaine temporel est nécessaire (*e.g.* par interpolation) pour chaque pixel $\vec{r}$, et donne les $\mathbf{y}_{\vec{r}}(\vec{r}, t)$. Le vecteur de pointage $\mathbf{w}$ est réel et identique pour tous les pixels, puisqu'il ne sert plus qu'à la pondération. Il est appliqué sur les matrices $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ re-calculées pour chaque pixel $\vec{r}$.

Pour utiliser un vecteur de pointage complexe qui rephase et pondère à la fois, sur des signaux large bande, les signaux reçus $\mathbf{y}(t)$ sont exprimés dans le domaine fréquentiel par transformée de Fourier (éventuellement sur plusieurs bloc comme pour le FD-PAM). Par conséquent, à une fréquence donnée f , les retards de propagation sont compensés par de simples déphasages contenus dans le vecteur de pointage complexe $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$. Il est appliqué directement sur la matrice $\hat{\mathbf{M}}(f)$, calculée une seule fois pour tout le processus de formation de voies. Éventuellement, le processus est à répéter pour reconstruire les cartes de puissance $\hat{\mathbf{P}}(\vec{r}, f)$ à différentes fréquences, puis elles sont combinées (*e.g.* moyenne).

Différents formalismes pour la formation de voies non-adaptative

Approche de référence [Stoica et Moses, 2004] <u>Hypothèse sur le signal source:</u> Bande étroite <u>Représentation des signaux :</u> $y_a(t)$ signaux analytiques des signaux réels reçus $y(t)$ Les signaux $y_a(t)$ sont complexes <u>Vecteur de pointage :</u> $\mathbf{h}(\vec{r})$ est complexe Il rephase et pondère $\hat{\mathbf{R}}_a$ <u>Estimation de puissance :</u> $\hat{P}(\vec{r}) = \mathbf{h}^*(\vec{r}) \hat{\mathbf{R}}_a \mathbf{h}(\vec{r})$ avec $\mathbf{h}(\vec{r}) = \frac{1}{N} \mathbf{a}(\vec{r})$ et $\hat{\mathbf{R}}_a = \frac{1}{T} \int y_a(t) y_a^*(t) dt$	Approche TD-PAM [Gyöngy, 2010] <u>Hypothèse sur le signal source:</u> Large bande <u>Représentation des signaux :</u> $y_\tau(\vec{r}, t)$ version focalisée à la position $\vec{r}$, des signaux réels reçus $y(t)$ Les signaux $y_\tau(\vec{r}, t)$ sont réels <u>Vecteur de « pointage » :</u> $\mathbf{w}$ est réel Il pondère seulement $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r})$ <u>Estimation de puissance (1.6):</u> $\hat{P}(\vec{r}) = \mathbf{w}^T \hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) \mathbf{w}$ avec $\mathbf{w} = \frac{1}{N} \mathbf{1}_N = \frac{1}{N} [1 \dots 1]^T$ et $\hat{\mathbf{R}}(\vec{r}) = \frac{1}{T} \int y_\tau(\vec{r}, t) y_\tau^*(\vec{r}, t) dt$	Approche FD-PAM [proposée, chapitre 3] <u>Hypothèse sur le signal source:</u> Large bande <u>Représentation des signaux :</u> $y_k(f)$ Transformée de Fourier en f de $y_k(t)$, le $k^{\text{ème}}$ snapshot de $y(t)$ Les signaux $y_k(f)$ sont complexes <u>Vecteur de pointage :</u> $\mathbf{h}(\vec{r}, f)$ est complexe Il rephase et pondère $\hat{\mathbf{M}}(f)$ <u>Estimation de puissance en f (3.13):</u> $\hat{P}(\vec{r}, f) = \mathbf{h}^*(\vec{r}, f) \hat{\mathbf{M}}(f) \mathbf{h}(\vec{r}, f)$ avec $\mathbf{h}(\vec{r}, f) = \frac{1}{N} \mathbf{a}(\vec{r}, f)$ et $\hat{\mathbf{M}}(f) = \frac{1}{T} \sum_k y_k(f) y_k^*(f)$
--	--	---

FIGURE B.1 – Synthèse des différents formalismes pour la formation de voies non-adaptative.

Annexe C

Cartes de cavitation pour différentes fréquences de reconstruction

La Figure C.1 est révélatrice de deux éléments importants d'analyse. Premièrement, la fréquence de reconstruction révèle des allures de cartes différentes même quand les deux régimes de cavitation coexistent : leur répartition n'est pas forcément identique. En effet, avec les composantes fréquentielles (d) harmonique et (e) ultra-harmonique, deux sources sont identifiées le long du fil : une de forte intensité à $x = 5$ mm et une plus faible à $x = 6$ mm. Pour une composante (f) inharmonique seule une source est détectée à $x = 5$ mm. Une interprétation possible est l'apparition d'une bulle de cavitation stable à $x = 6$ mm, à côté d'un nuage de bulles de cavitation dans un régime à la fois stable et inertiel à $x = 5$ mm. Secondement, deux fréquences de reconstruction de même type (a,d) harmoniques à 4 MHz et 5 MHz, (b,e) ultra-harmoniques à 4.5 MHz et 5.5 MHz ou (c,f) inharmoniques à 4.7 MHz et 5.7 MHz fournissent des cartes d'allures comparables.

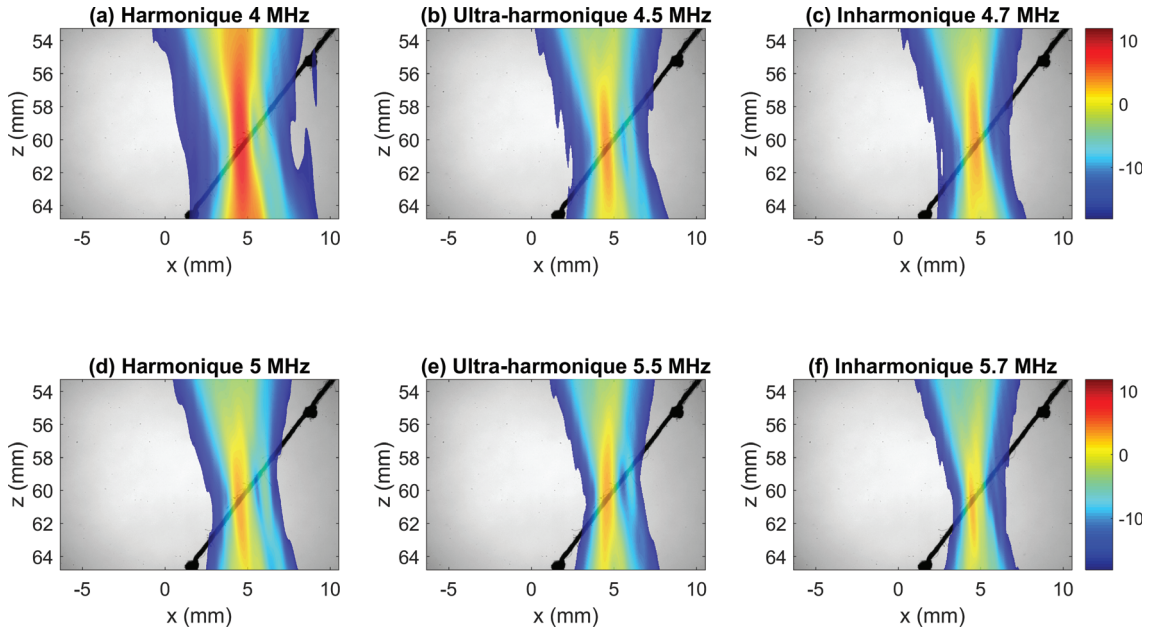


FIGURE C.1 – Cartes de localisation non-normalisées FD-PAM de la cavitation *in vitro* obtenues pour différentes fréquences de reconstruction : (a,d) harmoniques, (b,e) ultra-harmoniques et (c,f) inharmoniques. Les cartes sont celles obtenues à $t = 5$ ms.

Annexe D

Choix du paramètre K_s pour le FD-MUSIC

La Figure D.1 illustre la nécessité d'adapter le paramètre K_s automatiquement. Elle présente les cartes de localisation de la cavitation *in vitro* obtenues pour (a,e) le FD-PAM, (c,g) le FD-MUSIC ($K_s = 2$) et (d,h) le FD-MUSIC ($K_s = 4$), respectivement à $t = 2$ ms (première partie du tir) et à $t = 12$ ms (seconde partie du tir). Les vingt premières valeurs propres normalisées de la CSM sont données en (b) à $t = 2$ ms et (f) à $t = 12$ ms. Les cartes obtenues sont reconstruites à $f = 4.7$ MHz.

Nous avons vu précédemment que dans la première partie du tir, deux nuages de cavitation coexistent, un sur chaque fil. Ceci est clairement visible sur (a) le FD-PAM et (d) le FD-MUSIC ($K_s = 4$). En revanche, pour (c) le FD-MUSIC ($K_s = 2$), seulement la source de droite est clairement détectée. Le choix de $K_s = 4$ semble donc le plus indiqué ici (confirmé par le « coude » observé pour la quatrième valeur propre sur (b)).

Toutefois, nous avons vu précédemment que dans la seconde partie du tir, un seul nuage de cavitation est présent sur le fil de gauche. Ceci est clairement visible sur (a) le FD-PAM et (g) le FD-MUSIC ($K_s = 2$). En revanche, pour (h) le FD-MUSIC ($K_s = 4$) le lobe principal s'étale, et un artefact est présent entre les deux fils (autour de $x = 4$ mm et $z = 57$ mm). Cette fois, le choix de $K_s = 2$ semble donc le plus indiqué (confirmé par le « coude » observé pour la deuxième valeur propre sur (f)).

En résumé, les performances de localisation du FD-MUSIC sont sensibles au choix du paramètre K_s . Celui-ci doit être adapté au cours du tir HIFU. Une piste envisageable pour automatiser pourrait être l'exploitation de la décroissance des valeurs propres.

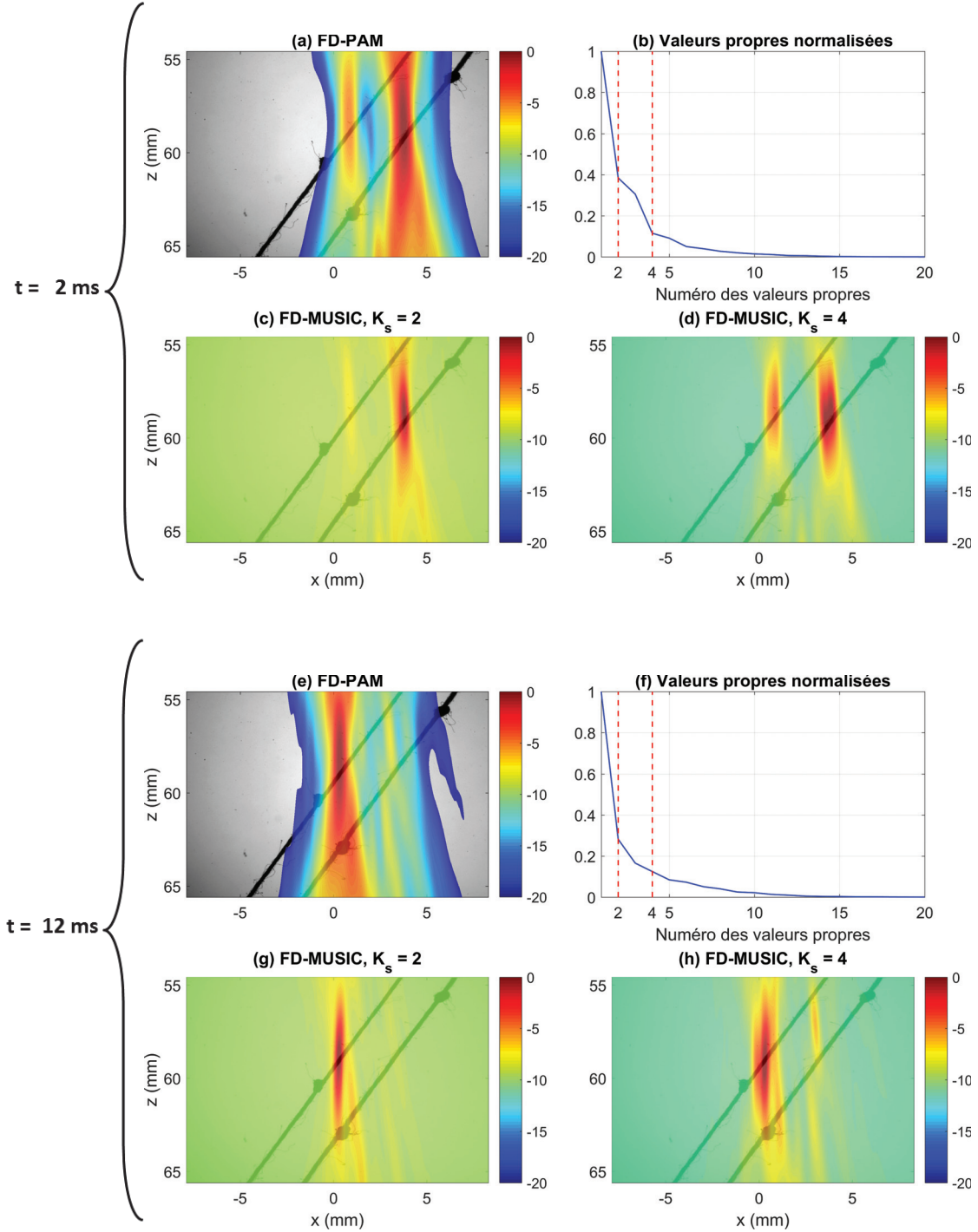


FIGURE D.1 – Cartes de localisation normalisées de la cavitation *in vitro* obtenues pour (a,e) le FD-PAM, (c,g) le FD-MUSIC ($K_s = 2$) et (d,h) le FD-MUSIC ($K_s = 4$), respectivement à $t = 2$ ms (première partie du tir) et à $t = 12$ ms (seconde partie du tir). Les vingt premières valeurs propres normalisées de la CSM sont données en (b) à $t = 2$ ms et (f) à $t = 12$ ms. Les cartes sont reconstruites à la fréquence $f = 4.7$ MHz.

Bibliographie

- [1] T. Leighton, *The Acoustic Bubble*. Academic Press, Nov 1993.
- [2] C. E. Brennen, *Cavitation and Bubble Dynamics*. Cambridge University Press, Dec 2013, ch. Cavitating Flows.
- [3] S. N. Patek and R. L. Caldwell, “Extreme impact and cavitation forces of a biological hammer : strike,” *J. Exp. Biol.*, vol. 208, no. 19, pp. 3655–3664, Oct 2005.
- [4] W. Mingxi, Y. Feng, and G. Ter Haar, *Cavitation in Biomedicine : Principles and Techniques*. Springer, 2015, ch. Cavitation-Enhanced Thermal Effects and Applications.
- [5] W. Mingxi, Y. Feng, and G. Ter Haar, *Cavitation in Biomedicine : Principles and Techniques*. Springer, 2015, ch. Cavitation-Enhanced Mechanical Effects and Applications.
- [6] M. C. Fyfe and M. I. Bullock, “Therapeutic Ultrasound : Some Historical Background and Development in Knowledge of its Effect on Healing,” *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 31, no. 6, pp. 220–224, Jan 1985.
- [7] D. L. Miller, N. B. Smith, M. R. Bailey, G. J. Czarnota, K. Hynynen, I. R. S. Makin, and B. C. of the American Institute of Ultrasound in Medicine, “Overview of therapeutic ultrasound applications and safety considerations,” *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 31, no. 4, pp. 623–634, 2012.
- [8] G. ter Haar and C. Coussios, “High intensity focused ultrasound : physical principles and devices,” *International journal of hyperthermia*, vol. 23, no. 2, pp. 89–104, 2007.
- [9] D. Vray, E. Brusseau, V. Detti, F. Varray, A. Basarab, O. Beuf, O. Basset, C. Cachard, H. Liebgott, and P. Delachartre, “Imagerie médicale ultrasonore,” in *Imagerie médicale à base de champs magnétiques et d’ultrasons*, B. André, F. Hervé, S.-M. Dominique, and V. Didier, Eds. Hermes-Lavoisier, Apr. 2014.
- [10] J.-M. Escoffre and A. Bouakaz, *Therapeutic ultrasound*. Springer, 2015, vol. 880.
- [11] W. Mingxi, Y. Feng, and G. Ter Haar, *Cavitation in Biomedicine : Principles and Techniques*. Springer, 2015, ch. Fundamentals of Cavitation.
- [12] S. Barnett, “Nonthermal issues : Cavitation—its nature, detection and measurement,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 24, pp. S11–S21, 1998.
- [13] W. Mingxi, Y. Feng, and G. Ter Haar, *Cavitation in Biomedicine : Principles and Techniques*. Springer, 2015, ch. Cavitation Mapping.
- [14] W. Mingxi, Y. Feng, and G. Ter Haar, *Cavitation in Biomedicine : Principles and Techniques*. Springer, 2015, ch. Cavitation Imaging in Tissues.

- [15] J. McLaughlan, I. Rivens, T. Leighton, and G. ter Haar, “A study of bubble activity generated in ex vivo tissue by high intensity focused ultrasound,” *Ultrasound in medicine & biology*, vol. 36, no. 8, pp. 1327–1344, 2010.
- [16] H. Chen, X. Li, and M. Wan, “Spatial–temporal dynamics of cavitation bubble clouds in 1.2 mhz focused ultrasound field,” *Ultrasonics sonochemistry*, vol. 13, no. 6, pp. 480–486, 2006.
- [17] C. R. Jensen, R. W. Ritchie, M. Gyöngy, J. R. Collin, T. Leslie, and C. C. Coussios, “Spatiotemporal monitoring of high-intensity focused ultrasound therapy with passive acoustic mapping,” *Radiology*, vol. 262, no. 1, pp. 252–261, 2012.
- [18] K. J. Haworth, V. A. Salgaonkar, N. M. Corregan, C. K. Holland, and T. D. Mast, “Using Passive Cavitation Images to Classify High-Intensity Focused Ultrasound Lesions,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 41, no. 9, pp. 2420–2434, Sep 2015.
- [19] K. B. Bader, K. J. Haworth, A. D. Maxwell, and C. K. Holland, “Post Hoc Analysis of Passive Cavitation Imaging for Classification of Histotripsy-Induced Liquefaction in Vitro,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 37, no. 1, pp. 106–115, Jan 2018.
- [20] C. Desjouy, A. Poizat, B. Gilles, C. Insera, and J.-C. Bera, “Control of inertial acoustic cavitation in pulsed sonication using a real-time feedback loop system,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 134, no. 2, p. 1640, Aug 2013.
- [21] C. Cornu, M. Guédra, J.-C. Béra, H.-L. Liu, W.-S. Chen, and C. Insera, “Ultrafast monitoring and control of subharmonic emissions of an unseeded bubble cloud during pulsed sonication,” *Ultrasonics sonochemistry*, vol. 42, pp. 697–703, 2018.
- [22] A. Poizat, “Contrôle temporel de la cavitation ultrasonore : application à la thrombolyse ultrasonore extracorporelle,” Ph.D. dissertation, Université de Lyon, Feb 2016.
- [23] K. J. Haworth, K. B. Bader, K. T. Rich, C. K. Holland, and T. D. Mast, “Quantitative frequency-domain passive cavitation imaging,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 64, no. 1, pp. 177–191, 2017.
- [24] M. Gyöngy and C. C. Coussios, “Passive spatial mapping of inertial cavitation during hifu exposure,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 57, no. 1, pp. 48–56, 2010.
- [25] J. Gateau, J.-F. Aubry, M. Pernot, M. Fink, and M. Tanter, “Combined passive detection and ultrafast active imaging of cavitation events induced by short pulses of high-intensity ultrasound,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 58, no. 3, pp. 517–532, Mar 2011.
- [26] M. T. Burgess, I. Apostolakis, and E. E. Konofagou, “Power cavitation-guided blood-brain barrier opening with focused ultrasound and microbubbles,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 63, no. 6, p. 065009, Mar 2018.
- [27] D. S. Escudero, G. Goudot, M. Vion, M. Tanter, and M. Pernot, “2D and 3D real-time passive cavitation imaging of pulsed cavitation ultrasound therapy in moving tissues,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 63, no. 23, p. 235028, Dec 2018.
- [28] V. Madisetti, *The Digital Signal Processing Handbook*. Taylor & Francis, 1997, ch. Beamforming Techniques for Spatial Filtering.

- [29] M. D. Gray, E. Lyka, and C. C. Coussios, “Diffraction effects and compensation in passive acoustic mapping,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 65, no. 2, pp. 258–268, 2018.
- [30] C. Coviello, R. Kozick, J. Choi, M. Gyöngy, C. Jensen, P. P. Smith, and C. C. Coussios, “Passive acoustic mapping utilizing optimal beamforming in ultrasound therapy monitoring,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 137, no. 5, pp. 2573–2585, 2015.
- [31] P. Boulos, F. Varray, A. Poizat, M. A. Kalkhoran, B. Gilles, J. Bera, and C. Cachard, “Passive cavitation imaging using different advanced beamforming methods,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016, pp. 1–4.
- [32] P. Boulos, F. Varray, A. Poizat, A. Ramalli, B. Gilles, J.-C. Bera, and C. Cachard, “Weighting the passive acoustic mapping technique with the phase coherence factor for passive ultrasound imaging of ultrasound-induced cavitation,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 65, no. 12, pp. 2301–2310, 2018.
- [33] E. Lyka, C. Coviello, R. Kozick, and C.-C. Coussios, “Sum-of-harmonics method for improved narrowband and broadband signal quantification during passive monitoring of ultrasound therapies,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 140, no. 1, pp. 741–754, 2016.
- [34] M. Gyöngy, “Passive cavitation mapping for monitoring ultrasound therapy,” Ph.D. dissertation, Jan 2010.
- [35] M. Gyöngy and C.-C. Coussios, “Passive cavitation mapping for localization and tracking of bubble dynamics,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 128, no. 4, pp. EL175–EL180, 2010.
- [36] J. J. Choi, R. C. Carlisle, C. Coviello, L. Seymour, and C.-C. Coussios, “Non-invasive and real-time passive acoustic mapping of ultrasound-mediated drug delivery,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 59, no. 17, p. 4861, 2014.
- [37] S. J. Norton and I. Won, “Time exposure acoustics,” *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 38, no. 3, pp. 1337–1343, 2000.
- [38] S. J. Norton, B. J. Carr, and A. J. Witten, “Passive imaging of underground acoustic sources,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 119, no. 5, pp. 2840–2847, 2006.
- [39] J. Capon, “High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 57, no. 8, pp. 1408–1418, 1969.
- [40] S. A. Vorobyov, “Principles of minimum variance robust adaptive beamforming design,” *Signal Process.*, vol. 93, no. 12, pp. 3264–3277, Dec 2013.
- [41] J. Synnevag, A. Austeng, and S. Holm, “Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging,” *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 54, no. 8, p. 1606, 2007.
- [42] P. Stoica, Z. Wang, and J. Li, “Robust Capon beamforming,” *IEEE Signal Process Lett.*, vol. 10, no. 6, pp. 172–175, Jun 2003.

- [43] J. Li, P. Stoica, and Z. Wang, “On robust capon beamforming and diagonal loading,” *IEEE transactions on signal processing*, vol. 51, no. 7, pp. 1702–1715, 2003.
- [44] S. Lu, A. Shi, B. Jing, X. Du, and M. Wan, “Real-time monitoring of controllable cavitation erosion in a vessel phantom with passive acoustic mapping,” *Ultrason. Sonochem.*, vol. 39, pp. 291–300, Nov 2017.
- [45] S. Lu, H. Hu, X. Yu, J. Long, B. Jing, Y. Zong, and M. Wan, “Passive acoustic mapping of cavitation using eigenspace-based robust Capon beamformer in ultrasound therapy,” *Ultrason. Sonochem.*, vol. 41, pp. 670–679, Mar 2018.
- [46] E. Lyka, C. M. Coviello, C. Pavard, M. D. Gray, and C. C. Coussios, “Passive acoustic mapping using data-adaptive beamforming based on higher order statistics,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 37, no. 12, pp. 2582–2592, 2018.
- [47] J. Camacho, M. Parrilla, and C. Fritsch, “Phase coherence imaging,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 56, no. 5, 2009.
- [48] P. Boulos, “Ultrasound imaging of the ultrasound thrombolysis,” Ph.D. dissertation, Université de Lyon, 2017.
- [49] V. A. Salgaonkar, S. Datta, C. K. Holland, and T. D. Mast, “Passive cavitation imaging with ultrasound arrays,” *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 126, no. 6, pp. 3071–3083, 2009.
- [50] K. J. Haworth, T. D. Mast, K. Radhakrishnan, M. T. Burgess, J. A. Kopechek, S.-L. Huang, D. D. McPherson, and C. K. Holland, “Passive imaging with pulsed ultrasound insonations,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 132, no. 1, p. 544, Jul 2012.
- [51] C. D. Arvanitis, C. Crake, N. McDannold, and G. T. Clement, “Passive acoustic mapping with the angular spectrum method,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 36, no. 4, pp. 983–993, 2017.
- [52] K. J. Haworth, J. L. Raymond, K. Radhakrishnan, M. R. Moody, S.-L. Huang, T. Peng, H. Shekhar, M. E. Klegerman, H. Kim, D. D. McPherson, and C. K. Holland, “Trans-Stent B-Mode Ultrasound and Passive Cavitation Imaging,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 42, no. 2, pp. 518–527, Feb 2016.
- [53] K. B. Bader, K. J. Haworth, H. Shekhar, A. D. Maxwell, T. Peng, D. D. McPherson, and C. K. Holland, “Efficacy of histotripsy combined with rt-PA in vitro,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 61, no. 14, pp. 5253–5274, Jun 2016.
- [54] Y. Yang, X. Zhang, D. Ye, R. Laforest, J. Williamson, Y. Liu, and H. Chen, “Cavitation dose painting for focused ultrasound-induced blood-brain barrier disruption,” *Sci. Rep.*, vol. 9, no. 1, p. 2840, Feb 2019.
- [55] S. H. Abadi, K. J. Haworth, K. P. Mercado-Shekhar, and D. R. Dowling, “Frequency-sum beamforming for passive cavitation imaging,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 144, no. 1, p. 198, Jul 2018.
- [56] S. Lu, X. Yu, N. Chang, Y. Zong, H. Zhong, and M. Wan, “Passive acoustic mapping of cavitation based on frequency sum and robust capon beamformer,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1–4.
- [57] F. Vignon and M. R. Burcher, “Capon beamforming in medical ultrasound imaging with focused beams,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 55, no. 3, pp. 619–628, 2008.

- [58] M. Polichetti, F. Varray, G. Matrone, A. S. Savoia, J.-C. Béra, C. Cachard, and B. Nicolas, “A computationally efficient nonlinear beamformer based on p-th root signal compression for enhanced ultrasound B-mode imaging,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1–4.
- [59] M. Polichetti, F. Varray, J.-C. Béra, C. Cachard, and B. Nicolas, “A Nonlinear Beamformer Based on p-th Root Compression - Application to Plane Wave Ultrasound Imaging,” *Applied Sciences*, vol. 8, no. 4, p. 599, 2018, special Issue Ultrasound B-mode Imaging : Beamforming and Image Formation Techniques.
- [60] M. Polichetti, V. Perrot, H. Liebgott, B. Nicolas, and F. Varray, “Influence of beamforming methods on velocity estimation : in vitro experiments,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2018, pp. 1–4.
- [61] H. Liebgott, A. Rodriguez-Molares, F. Cervenansky, J. A. Jensen, and O. Bernard, “Plane-wave imaging challenge in medical ultrasound,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2016, pp. 1–4.
- [62] G. Matrone, A. S. Savoia, G. Caliano, and G. Magenes, “The delay multiply and sum beamforming algorithm in ultrasound b-mode medical imaging,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 34, no. 4, pp. 940–949, 2015.
- [63] F. Prieur, O. M. H. Rindal, S. Holm, and A. Austeng, “Influence of the delay-multiply-and-sum beamformer on the ultrasound image amplitude,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1–4.
- [64] M. Polichetti, F. Varray, J.-C. Béra, C. Cachard, and B. Nicolas, “Advanced beamforming techniques for passive imaging of stable and inertial cavitation,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2018, pp. 1–4.
- [65] K. Vokurka, “Cavitation noise modeling and analyzing,” in *CD-ROM Proceedings of Forum Acousticum 2002*, 2002.
- [66] C. Cornu, “Caractérisation et régulation des régimes de cavitation ultrasonore pour la sonoporation cellulaire,” Ph.D. dissertation, Université de Lyon, Jul 2018.
- [67] S. Lu, X. Yu, R. Li, Y. Zong, and M. Wan, “Passive cavitation mapping using dual apodization with cross-correlation in ultrasound therapy monitoring,” *Ultrasonics sonochemistry*, 2019.
- [68] J. J. Kwan, S. Graham, R. Myers, R. Carlisle, E. Stride, and C. C. Coussios, “Ultrasound-induced inertial cavitation from gas-stabilizing nanoparticles,” *Phys. Rev. E*, vol. 92, no. 2, p. 023019, Aug 2015.
- [69] A. Rodriguez-Molares, O. M. H. Rindal, O. Bernard, A. Nair, M. A. L. Bell, H. Liebgott, A. Austeng, and L. Lovstakken, “The UltraSound ToolBox,” *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, pp. 1–4, Sep 2017.
- [70] C. Vanwynsberghe, R. Marchiano, F. Ollivier, P. Challande, H. Moingeon, and J. Marchal, “Design and implementation of a multi-octave-band audio camera for realtime diagnosis,” *Applied Acoustics*, vol. 89, pp. 281–287, Mar 2015.
- [71] S. Guidati, “Advanced beamforming techniques in vehicle acoustic,” in *Berlin Beamforming Conference (BeBeC)*, 2010.

- [72] J. Cheng and J.-Y. Lu, "Extended high-frame rate imaging method with limited-diffraction beams," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 53, no. 5, pp. 880–899, 2006.
- [73] D. Garcia, L. Le Tarnec, S. Muth, E. Montagnon, J. Porée, and G. Cloutier, "Stolt's fk migration for plane wave ultrasound imaging," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 60, no. 9, pp. 1853–1867, 2013.
- [74] H. Krim and M. Viberg, "Two decades of array signal processing research : the parametric approach," *IEEE Signal Process Mag.*, vol. 13, no. 4, pp. 67–94, Jul 1996.
- [75] P. Stoica and R. Moses, *Spectral analysis of signals*. Pearson Prentice Hall Upper Saddle River, NJ, 2005, ch. Spatial Methods.
- [76] M. R. Azimi-Sadjadi, A. Pezeshki, and N. Roseveare, "Wideband doa estimation algorithms for multiple moving sources using unattended acoustic sensors," *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 44, no. 4, pp. 1585–1599, Oct 2008.
- [77] R. Merino-Martínez *et al.*, "A review of acoustic imaging methods using phased microphone arrays," *CEAS Aeronaut. J.*, vol. 10, no. 1, pp. 197–230, Mar 2019.
- [78] R. P. Dougherty, K. J. Dimond, and OptiNav, "Functional Beamforming," Dec 2013, Brevet US20150180119A1.
- [79] R. Dougherty, "Functional Beamforming," in *Berlin Beamforming Conference*, 2014.
- [80] V. Baron, A. Finez, and B. Nicolas, "Numerical and experimental assessment of functional beamforming for source quantification," in *Berlin Beamforming Conference*, 2018.
- [81] R. Schmidt, "Multiple emitter location and signal parameter estimation," *IEEE transactions on antennas and propagation*, vol. 34, no. 3, pp. 276–280, 1986.
- [82] G. Bienvenu and L. Kopp, "Principe de la goniometrie passive adaptative," *7eme Colloque sur le traitement du signal et des images, 1979; p. 1-10*, 05 1979.
- [83] S. Marcos *et al.*, *Les méthodes à haute résolution*, 1998, vol. 42, ch. Sélection d'ordre de modèle pour les méthodes HR.
- [84] E. A. Neppiras, "Measurement of Acoustic Cavitation," *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, vol. 15, no. 2, pp. 81–88, Apr 1968.
- [85] A. Patel, S. J. Schoen, and C. D. Arvanitis, "Closed Loop Spatial and Temporal Control of Cavitation Activity with Passive Acoustic Mapping," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2018.
- [86] A. Poizat, C. Desjouy, C. Inserra, B. Gilles, and J. Bera, "Régulation temporelle de l'activité de cavitation ultrasonore en régime pulsé," in *Congrès français d'acoustique*, 2014.
- [87] D. Salvati, C. Drioli, and G. L. Foresti, "Incoherent Frequency Fusion for Broadband Steered Response Power Algorithms in Noisy Environments," *IEEE Signal Process Lett.*, vol. 21, no. 5, pp. 581–585, May 2014.
- [88] T. F. Brooks and W. M. Humphreys, "A deconvolution approach for the mapping of acoustic sources (damas) determined from phased microphone arrays," *Journal of Sound and Vibration*, vol. 294, no. 4-5, pp. 856–879, 2006.

- [89] P. Sijtsma, “Clean based on spatial source coherence,” *International journal of aeroacoustics*, vol. 6, no. 4, pp. 357–374, 2007.
- [90] E. Sarradj, “Three-dimensional acoustic source mapping,” in *Proceedings on CD of the 4th Berlin Beamforming Conference*, 2012, pp. 2012–11.
- [91] P. Kim, S. Bae, J. H. Song, and T.-K. Song, “Comparison study of passive acoustic mapping and high-speed photography for monitoring in situ cavitation bubbles,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 145, no. 6, p. EL604, Jun 2019.

Liste des communications

Publication dans une revue internationale

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, J.-C. Béra, C. Cachard, B. Nicolas, “A Nonlinear Beamformer Based on p^{th} Root Compression—Application to Plane Wave Ultrasound Imaging,” *Applied Sciences*, vol. 8 (4), 599, 2018, *Special Issue on “Ultrasound B-mode Imaging : Beamforming and Image Formation Techniques”*.

Communication dans un congrès national sans acte

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, C. Cachard, B. Nicolas et H. Liebgott, “Imagerie harmonique ultrasonore par inversion d’impulsion à haute cadence d’imagerie,” conférence nationale en Recherche en Imagerie et Technologies pour la Santé (RITS) à Lyon, 2017. (poster)

Communication dans un congrès national avec acte

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, B. Gilles, J.-C. Béra et B. Nicolas, “Traitement d’antenne adaptatif robuste appliqué à l’imagerie passive de la cavitation,” accepté pour le colloque francophone de traitement du signal et de l’image GRETSI à Lille, 2019. (oral)

Communications dans un congrès international avec actes

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, G. Matrone, A. S. Savoia, J.-C. Béra, C. Cachard, and B. Nicolas, “A computationally efficient nonlinear beamformer based on p -th root signal compression for enhanced ultrasound B-mode imaging,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2017, pp. 1–4. (poster)

◇ **M. Polichetti**, V. Perrot, H. Liebgott, B. Nicolas, and F. Varray, “Influence of beamforming methods on velocity estimation : *in vitro* experiments,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2018, pp. 1–4. (oral)

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, J.-C. Béra, C. Cachard, and B. Nicolas, “Advanced beamforming techniques for passive imaging of stable and inertial cavitation,” in *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2018, pp. 1–4. (oral)

◇ **M. Polichetti**, F. Varray, A. Falanga, E. Carcreff, B. Gilles, J.-C. Béra, and B. Nicolas, “Fourier domain adaptive beamformers for passive ultrasound imaging – *in vitro* study,” accepted for *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2019. (oral)

Activités complémentaires

Enseignements

- « Mathématiques appliquées » et « Outils logiciels » (192 h)
Cours/Travaux Dirigés et Travaux Pratiques sur les thématiques de :
Transformée de Fourier, Transformée en Z, Probabilités, Matrices, Traitement du signal
à l'IUT Lyon 1, Département Génie Electrique et Informatique Industrielle (GEii)
Lyon (de 2016 à 2018)

Formations transverses

- « Techniques d'expression et gestion du discours. » (21 h) - Formation de l'UDL
Lyon (Juillet 2018)
- « Outils de créativité et d'innovation » (24 h) - Formation de l'UDL
Lyon (Mars 2019)

Formations scientifiques

- « Imagerie et thérapie ultrasonores » (20 h) - Cours Master MISS par Polytech'Lyon
Lyon (Automne 2016-2017)
- « Thérapie ultrasonore » (5 jours) - Ecole d'Hiver par Institut Langevin (Paris)
Les Houches (Mars 2017)
- « Réseaux de neurones et apprentissage profond » (8h)
Formation par FST Lyon1, INSA-LYON, Club EEA, Labex PRIMES
Lyon (Mars 2018)

Animations scientifiques

- « Journée des Doctorants de CREATIS », organisation et participation
Lyon (Avril 2017)
- « Journée des Doctorants du LabEx CeLyA », organisation et participation
Lyon (Mars 2018)
- « Fête de la Science 2018 », organisation et animation
Atelier « Introduction à l'analyse fréquentielle de Fourier pour le son », tout public
Lyon (Mars 2018)
- « Festival Pop'Sciences 2019 », organisation et animation
Atelier « Trace ton son », tout public
Lyon (Mai 2019)