



HAL
open science

Distributions de sources virtuelles optimales pour la sommation cohérentes d'ondes divergentes en échographie 3D rapide

Goulven Le Moign

► **To cite this version:**

Goulven Le Moign. Distributions de sources virtuelles optimales pour la sommation cohérentes d'ondes divergentes en échographie 3D rapide. Technologies Émergentes [cs.ET]. Université de Lyon; Université de Sherbrooke (Québec, Canada), 2022. Français. NNT : 2022LYSE1154 . tel-04228443

HAL Id: tel-04228443

<https://theses.hal.science/tel-04228443v1>

Submitted on 4 Oct 2023

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 : 2022LYSE1154

THÈSE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE LYON

Opérée au sein de :

l'Université Claude Bernard Lyon 1

en cotutelle avec :

l'Université de Sherbrooke

École Doctorale N°162

Mécanique, énergétique, génie civil, acoustique

Spécialité de doctorat : Acoustique

Discipline : Imagerie Ultrasonore

Soutenue publiquement le 21/07/2022, par :

Goulven Le Moign

Distributions de sources virtuelles optimales pour la sommation cohérente d'ondes divergentes en échographie 3D rapide

Devant le jury composé de :

Catherine Laporte

Professeure, École de Technologie Supérieure

Jean Provost

Professeur, Polytechnique Montréal

Émilie Bădescu

Ingénieure de Recherche, Philips France

Jean-Christophe Béra

Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1

Émilie Franceschini

Chargée de Recherche, Université de Provence - Aix-Marseille

Hervé Liebgott

Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1

Nicolas Quaegebeur

Professeur, Université de Sherbrooke

Olivier Basset

Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1

Patrice Masson

Professeur, Université de Sherbrooke

Rapporteure

Rapporteur

Examinatrice

Président

Examinatrice

Directeur de thèse

Co-directeur de thèse

Co-encadrant, invité

Co-encadrant, invité

Remerciements

Premièrement, je souhaite remercier l'encadrement dont j'ai bénéficié. Merci, Hervé, pour la direction des travaux, les discussions et les nombreux conseils apportés. Merci, Nicolas, pour la direction également ; je ne compte plus les fois où « un petit coup de pouce » a permis d'accélérer la mise en place de codes de programmation. Merci à Patrice pour les discussions et l'excellente expérience que j'ai eue avec les enseignements. Merci, Olivier, pour tous les conseils sur les différentes présentations que j'ai pu faire pendant ces dernières années. Merci, Christian, d'avoir d'avoir été présent au démarrage du doctorat.

Ensuite, je souhaite remercier tous les membres du jury qui ont accepté d'évaluer mes travaux de thèse. Les commentaires et discussions ont permis d'apporter un regard critique ainsi que de prendre davantage de recul sur le travail qui a été fait.

Merci, dans un troisième temps, à tous les membres des deux laboratoires que j'ai pu côtoyer. Merci à Florian, Charles, Matthieu, Maxime P., Nina, Valentin, Vincent et Émeline, du côté de CREATIS, et à Maxime B., Philippe, Raphaël, Jérémy, Koussila, Joëlle et Romain, du côté de l'Université de Sherbrooke. Ça a été un plaisir de partager tous ces moments. Merci également à Pierre, Fabrice et HuiZhong pour les nombreux dépannages d'ordre informatique. Merci également à tous les membres que j'ai pu connaître, à CREATIS et à l'Université de Sherbrooke, que j'aurai oublié de mentionner.

Pour terminer, merci à mes parents et ma sœur pour tout le soutien apporté durant toutes ces années.

Résumé

Distributions de sources virtuelles optimales pour l'échographie 3D rapide

L'échographie en 3D permet d'améliorer la représentation d'un organe et d'effectuer des diagnostics plus avancés par rapport à l'échographie 2D. La sommation cohérente d'ondes est une méthode souvent utilisée pour faire de l'échographie 3D rapide. Cette méthode consiste à transmettre plusieurs ondes acoustiques dans un milieu pour reconstruire une image ou un volume ; ces ondes sont représentées par la position d'une source dite virtuelle. Les travaux de cette thèse portent sur la recherche de distributions de sources virtuelles qui améliorent plusieurs critères d'imagerie par rapport à des distributions couramment utilisées dans la littérature relative à la sommation cohérente d'ondes. Une méthode est proposée pour évaluer la performance d'une distribution selon deux critères d'imagerie : le contraste et la résolution latérale dans les volumes. Un algorithme d'optimisation est utilisé pour rechercher des distributions optimales lorsque vingt-cinq sources virtuelles sont utilisées. Différentes distributions optimales ont été trouvées selon ces deux critères d'imagerie. Certaines distributions favorisent la qualité d'imagerie dans l'axe de la sonde ; d'autres permettent de conserver une qualité d'image homogène dans l'ensemble du volume d'imagerie. Ces résultats améliorent alors la qualité des volumes reconstruits par sommation cohérente d'ondes ; ils devraient permettre d'améliorer des diagnostics médicaux basés sur l'imagerie 3D rapide.

Summary

Optimal virtual sources distributions in 3D echography

Three-dimensional echography allows better organ representation as well as more accurate medical diagnosis than two-dimensional echography. Coherent Compounding method is often used in fast 3D echography. It consists in transmitting several acoustic waves in a medium to reconstruct an image or a volume. These waves are controlled using the position of a so-called virtual source. In this work, we are looking for virtual sources distributions that can outperform standard distributions used in the literature, regarding imaging criteria. To do so, a method for evaluating a virtual source distribution performance is proposed by looking at two quantities : contrast and lateral resolution measured inside an imaging volume. The research for new distributions is done by using an optimization routine, with a fixed number of twenty-five virtual sources. Several optimized distribution have been found according to the two imaging criteria. Some of them help to have a better imaging quality along the axis of the probe ; some others ensure a more homogeneous distributions of these criteria through the whole volume. The outputs of this work is an imaging quality improvement for a volume when the coherent compounding method is used. These optimized distributions might help performing better medical diagnosis which are based on fast 3D echography.

Liste des abréviations

2D	deux dimensions
3D	trois dimensions
μ -BF	<i>micro-BeamForming</i>
C	Contraste
CPU	processeur central (<i>Central Processing Unit</i>)
CPWC	<i>Coherent Plane Wave Compounding</i>
CR	rapport de contraste (<i>Contrast-Ratio</i>)
CNR	rapport de contraste au bruit (<i>Contrast-to-Noise-Ratio</i>)
DSV	Distribution de Sources Virtuelles
FMC	acquisition pleine matrice (<i>Full Matrix Capture</i>)
FWHM	largeur à mi-hauteur (<i>Full Width at Half Maximum</i>)
GA	algorithme génétique (<i>Genetic Algorithm</i>)
gCNR	<i>generalized Contrast-to-Noise-Ratio</i>
GPU	processeur graphique (<i>Graphical Processing Unit</i>)
I	image
MOGA	algorithme génétique multiobjectif (<i>Multi-Objective Genetic Algorithm</i>)
MOPSO	algorithme d'optimisation multiobjectif à essaim de particules (<i>Multi-Objective Particle Swarm Optimization</i>)
NSGA-II	<i>Non-dominated Sorting Genetic Algorithm II</i>
PSF	fonction d'étalement de la tâche (<i>Point Spread Function</i>)
PSO	algorithme d'optimisation à essaim de particules (<i>Particle Swarm Optimization</i>)
RADAR	<i>RAdio Detection And Ranging</i>
RCA	adressage ligne-colonne (<i>Row-Column-Addressing</i>)
RF	Radio-Fréquence
SA	recuit simulé (<i>Simulated Annealing</i>)
SAP	sous-ouverture (<i>Sub-APerture</i>)
SC	continuation stochastique (<i>Stochastic Continuation</i>)
SLL	niveau de lobe secondaire (<i>Secondary Lobe Level</i>)
SM	<i>Streaming Multiprocessor</i>

SND	Solution Non-Dominée
SNR	rapport signal à bruit (<i>Signal-to-Noise-Ratio</i>)
SV	Source Virtuelle
TFM	focalisation en tout point (<i>Total Focusing Method</i>)
TOF	temps de vol (<i>Time of Flight</i>)

Liste des symboles

$*$	produit de convolution
$\vec{\nabla}$	opérateur différentiel « nabla »
\wedge	produit vectoriel
\odot	produit élément-par-élément ou produit d'Hadamard
$ \cdot $	valeur absolue
$\ \cdot\ $	norme d'un vecteur
$\lceil \cdot \rceil$	arrondi à l'unité supérieure (<i>ceil</i>)
A	amplitude
\mathcal{D}	jeu de données
E	énergie
\vec{F}	vecteur de forces
f	fréquence
g	réponse impulsionnelle électro-mécanique
h	réponse impulsionnelle spatiale
\mathcal{H}	transformation de Hilbert
K	nombre d'itérations par palier de température
N	quantité
n	indice
P	probabilité
p	pression
R	rayon
\vec{r}	vecteur de positions
S	surface
T	température
t	temps
\mathcal{T}	temps de vol
\vec{u}	vecteur de déplacement
V	vitesse de propagation
v, \vec{v}	vitesse, vecteur de vitesses
w	coefficient de pondération
x, y, z	positions
Z	impédance acoustique
α	loi affine

β	température inverse
Δ	écart, différence
δ	fonction delta de Dirac
Θ	mécanisme de communication
θ, ϕ	angles
Λ	premier coefficient de Lamé
λ	longueur d'onde
M	second coefficient de Lamé
μ	moyenne
ν	puissance
ρ	masse volumique
σ	écart-type
ς	nombre de paliers de température
τ	délai
χ	solution
ψ	potentiel des vitesses
Ω	espace des solutions
ω	pulsation

Table des figures

1.1	Représentation spatiale d'un milieu traversé par une onde de compression longitudinale (b) et par une onde de cisaillement transverse (c) à un instant donné	5
1.2	Réflexion spéculaire et diffusion d'une onde mécanique	6
1.3	Propriété piézoélectrique : transduction électromécanique et mécano électrique	7
1.4	Balayage linéaire et sectoriel opéré par une sonde mono élément	8
1.5	Sonde ultrasonore linéaire : tailles des éléments, <i>kerf</i> et <i>pitch</i>	8
1.6	Formation d'une onde focalisée avec une sonde linéaire	9
1.7	Principe de l'échographie conventionnelle : transmission d'ondes focalisées, focalisation en réception pour former une colonne de l'image (colonne RF), répétition pour former toute l'image (BENANE 2018)	9
1.8	Reconstruction d'image d'un diffuseur ponctuel : signaux RF bruts 1.8a, image RF reconstruite 1.8b, image enveloppe 1.8c et image log-compressée 1.8d représentée sur une dynamique de 60 dB. La croix (×) représente la position de l'unique diffuseur ponctuel présent dans la zone d'imagerie. . .	11
1.9	Mesure de la résolution latérale avec une PSF	12
1.10	Mesure du contraste sur une image d'un fantôme de kystes (LIEBGOTT <i>et al.</i> 2016)	13
1.11	Transmission d'ondes larges	15
1.12	Principe de l'acquisition pleine matrice (FMC). Traduction du schéma présenté dans TREMBLAY <i>et al.</i> 2012.	17
1.13	Étapes de formation d'image par sommation des images avec utilisation d'ondes planes (BENANE 2018)	19
1.14	Formes d'ondes transmises par une sonde linéaire	20
1.15	Principe du <i>micro-beamforming</i> intégré (CHEN <i>et al.</i> 2017)	21
1.16	Principe du row-column addressing (RASMUSSEN et JENSEN 2013)	22
1.17	Géométries déterministes et aléatoires de sonde parcimonieuses	23
1.18	Exemple d'une fonction convexe (a) et d'une fonction non convexe (b) . . .	26
1.19	Espace des variables et espace des objectifs	31
1.20	Dominance des solutions dans l'espace des objectifs	32
1.21	Image et volume, pixels et voxels	33

2.1	Configuration générale pour la fonction objectif : position des sources virtuelles, sonde ultrasonore et volume reconstruit	38
2.2	Système de coordonnées sphériques utilisé pour le positionnement de sources virtuelles	38
2.3	Description schématique des trois étapes de la fonction objectif	39
2.4	Système de coordonnées cartésiennes utilisé dans JENSEN et SVENDSEN 1992	40
2.5	Mesure de la résolution sur une PSF 3D	44
2.6	Calcul du contraste d'une PSF : diffuseur placé à [0 ; 0 ; 40] mm, source virtuelle placée à [0 ; 0 ; -40] mm	45
2.7	Angle θ maximum d'une source virtuelle pour insonifier une région d'intérêt donnée	48
2.8	Résultats de l'algorithme d'optimisation par essaim particulaire à objectif unique avec 100k itérations	52
2.9	Comparaison des solutions non dominées obtenues avec le MOGA et le MOPSO à 100k itérations pour deux objectifs : contraste et résolution . . .	54
2.10	Distributions de sources virtuelles obtenues avec un algorithme génétique multiobjectif après 100 000 et PSFs correspondantes sur le plan xy	55
3.1	Configuration du problème d'optimisation pour une région limitée autour de la position du diffuseur placé à [0 ; 0 ; 40] mm	60
3.2	Vue d'ensemble du NSGA-II appliqué au problème de distribution de sources virtuelles, avec 4 de sources virtuelles	62
3.3	Solutions dans l'espace des objectifs : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles	64
3.4	Solutions dans l'espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles (LE MOIGN <i>et al.</i> 2019)	65
3.5	Plans orthogonaux utilisés pour représenter le volume d'imagerie	66
3.6	Cartographies de la résolution latérale (θ_{FWHM} [°]) des distributions déterministes et des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles. La position du diffuseur utilisé lors de l'optimisation est représentée par la croix (×).	67
3.7	Cartographies du niveau de lobe secondaire (SLL [dB]) des distributions déterministes et des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles. La position du diffuseur utilisé lors de l'optimisation est représentée par la croix (×).	69
3.8	Application de symétries pour la distribution de sources virtuelles par réplique	71
3.9	Solutions dans l'espace des objectifs : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	74

3.10	Solutions dans l'espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy en $z = 40$ mm : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	75
3.11	Cartographies de la résolution latérale (θ_{FWHM} [°]) des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	76
3.12	Cartographies du niveau de lobe secondaire (SLL [dB]) des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	78
4.1	Simplification du problème d'optimisation : nombre de variables d'entrée, limites d'exploration des sources virtuelles et nombre de PSF à calculer. Pour la lisibilité de la figure, cinq sources virtuelles sont affichées au lieu de vingt-cinq. Les sources qui contribuent aux variables d'entrée de la fonction objectif sont affichées en rouge (●) et orange (●). Les sources en noire (●) sont placées par symétries à partir des sources libres en rouge.	82
4.2	Configuration du problème d'optimisation : sonde ultrasonore, volume inspecté et disposition diffuseurs	83
4.3	Solutions dans deux espaces objectifs ($[\sigma_1, \sigma_2]$ et $[max_1, max_2]$) : distribution régulière (reg), spirale (spi) puis optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs (σ et max). Les courbes en pointillés représentent les deux fronts de solutions non dominées (SND) sur chaque espace des objectifs.	88
4.4	Solutions dans l'espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy : distribution régulière et sept distributions optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries	90
4.5	Cartographies de la résolution latérale (θ_{FWHM} [°]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec l'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries	91
4.6	Cartographies de la résolution latérale (θ_{FWHM} [°]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries . . .	93
4.7	Cartographies du niveau de lobe secondaire (SLL [dB]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec l'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries	94
4.8	Cartographies du niveau de lobe secondaire (SLL [dB]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries . . .	96
4.9	Volume d'imagerie pyramidal pour l'analyse des distributions de sources virtuelles	99
4.10	Bagplots : comparaison des performances de deux distributions de sources virtuelles optimales et affichage des valeurs des neuf PSFs utilisées par l'optimisation	100
4.11	Performances sur les volumes entiers pour (a) DSV_σ , (b) DSV_{max} et DSV_{reg} - Bagplots	101

4.12 Bagplots : comparaison des performances de la distribution régulière, max_n4_VSD et la distribution en spirale utilisée dans (MATTESINI *et al.* 2018) 102

4.13 Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz obtenues avec les distributions de sources virtuelles déterministes. La dynamique des images est de 40 dB. 106

4.14 Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz , distributions de sources virtuelles optimisées autour de la position d'un diffuseur. La dynamique des images est de 40 dB. 107

4.15 Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz , distributions de sources virtuelles optimisées autour de la position de neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par symétries. La dynamique des images est de 40 dB. 109

4.16 Diagrammes à barres des contrastes (C) mesurés sur les images obtenues, d'un fantôme de trois kystes anéchoïques, avec les distributions déterministes et les distributions optimales 110

Liste des tableaux

2.1	Paramètres de l'algorithme de continuation stochastique	47
2.2	Paramètres de l'algorithme de recuit simulé	48
2.3	Paramètres de l'algorithme génétique	49
2.4	Paramètres de l'algorithme d'optimisation par essaim particulaire	49
2.5	Comparaison des algorithmes d'optimisation à objectif unique : résolution latérale	50
2.6	Comparaison des algorithmes d'optimisation à objectif unique : contraste .	51
2.7	Paramètres de l'algorithme d'optimisation multiobjectif par essaim particulaire	53
2.8	Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif	54
3.1	Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec un placement libre des sources virtuelles	62
3.2	Appellations et vues selon l'axe z de deux distributions déterministes et trois distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles	63
3.3	Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	72
3.4	Appellations et vues de dessus de quatre distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries	73
4.1	Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries	85
4.2	Appellations et vues selon l'axe z de deux distributions déterministes et sept distributions optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs. Les différentes couleurs et tailles des sources correspondent à leur distance par rapport à la sonde ultrasonore (noire : proche, grise : lointaine).	86
4.3	Médianes 2D, minimum et maximum des sacs et des clôtures des distributions de sources virtuelles déterministes et des distributions optimales . . .	103

4.4	Médianes 2D, extensions des sacs et des clôtures des distributions de sources virtuelles déterministes et des distributions optimales	103
4.5	Position des kystes du fantôme pour la mesure de contraste	105

Table des matières

Remerciements	iii
Résumé	v
Summary	vii
Liste des abréviations	ix
Liste des symboles	xi
Introduction	1
1 État de l'art	3
1.1 Généralités sur l'échographie	3
1.1.1 Ondes mécaniques et production d'échos	3
1.1.2 Échographie conventionnelle	8
1.1.3 Reconstruction des images	9
1.1.4 Qualité des images en échographie	11
1.2 Évolutions de l'échographie	15
1.2.1 Échographie ultra-rapide	15
1.2.2 Synthèse d'ouverture	16
1.2.3 Sommation Cohérente	18
1.2.4 Synthèse des techniques d'inspection	19
1.2.5 Échographie 3D	20
1.3 Discussion et problématique	24
1.4 Algorithmes d'optimisation globale	25
1.4.1 Optimisation déterministe et stochastique	25
1.4.2 Optimisation multiobjectif	30
1.4.3 Algorithmes d'optimisation multiobjectif basés sur les solutions non dominées	32
1.4.4 Discussion	33
1.5 Reconstruction d'un volume un processeur graphique	33

2	Méthode de simulations pour l'évaluation et l'optimisation de distributions de sources virtuelles	37
2.1	Configuration utilisée	37
2.2	Propagation d'ultrasons dans un solide élastique isotrope, homogène et sans dissipation	39
2.3	Reconstruction d'un volume par sommation cohérente avec un processeur graphique	41
2.4	Mesures de qualité d'un volume avec un diffuseur simple	43
2.4.1	Évaluation de la résolution latérale	43
2.4.2	Évaluation du contraste	44
2.5	Choix de l'algorithme d'optimisation multiobjectif	46
2.5.1	Algorithmes d'optimisations testés	46
2.5.2	Optimisation multiobjectif	53
2.6	Discussion et conclusion	56
3	Distributions de sources virtuelles optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur en échographie 3D	59
3.1	Configuration	59
3.1.1	Paramètres de simulation	59
3.1.2	Description de la fonction objectif	60
3.1.3	Paramètres d'optimisation	61
3.2	Distributions optimales avec placement libre des sources virtuelles	63
3.2.1	Solutions non dominées dans l'espace des objectifs	64
3.2.2	Solutions non dominées dans l'espace des variables	65
3.2.3	Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans	66
3.2.4	Discussion	70
3.3	Distributions optimales avec placement des sources virtuelles contraintes par des symétries	71
3.3.1	Applications de symétries	71
3.3.2	Solutions non dominées dans l'espace des objectifs	73
3.3.3	Solutions non dominées dans l'espace des variables	74
3.3.4	Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans	76
3.3.5	Discussion	79
3.4	Conclusion	79
4	Distributions de sources virtuelles optimisées pour l'homogénéisation des métriques de qualité en échographie 3D	81
4.1	Configuration de la simulation	81
4.1.1	Paramètres de simulation	81
4.1.2	Description des fonctions objectifs	83
4.1.3	Paramètres pour l'algorithme d'optimisation	84
4.2	Distributions optimales	85
4.2.1	Solutions non dominées dans l'espace des objectifs	87
4.2.2	Solutions non dominées dans l'espace des variables	89

4.2.3	Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans	90
4.2.4	Discussion	97
4.2.5	Analyse statistique bi variante sur l'ensemble du volume	98
4.2.6	Discussion	104
4.3	Résultats d'imagerie sur deux plans d'un fantôme de kystes et mesure de contraste	105
4.3.1	Paramètres de simulation	105
4.3.2	Résultats d'imagerie et mesures de contraste	106
4.3.3	Discussion	111
4.4	Conclusion	111
	Conclusion	113
	Bibliographie	119
	Communications scientifiques	129

Introduction

La nature qui nous environne regorge de phénomènes fascinants qui ont inspiré des technologies qui sont, de nos jours, devenues incontournables pour de multiples applications. C'est le cas de l'écholocalisation : il s'agit de la manière dont certains mammifères, comme les dauphins ou les chauves-souris, utilisent le son pour traquer leurs proies et se repérer dans l'espace. Ce phénomène a donné naissance au sonar qui a été développé durant la Première Guerre mondiale afin d'aider les navires à naviguer et repérer d'autres navires. Le sonar et l'écholocalisation ont ensuite inspiré d'autres cibles : l'imagerie ultrasonore est apparue à la fin des années 50 (DONALD *et al.* 1958) et est devenue populaire dans les années 70. Elle continue d'être largement utilisée de nos jours grâce aux avantages qu'elle offre en comparaison aux autres modalités d'imagerie : faible coût, non invasive, portable et elle permet d'imager en temps réel (VRAY *et al.* 2014). En imagerie médicale, c'est le terme « échographie » qui fait référence à l'imagerie ultrasonore. L'échographie est devenue un outil standard dans plusieurs spécialités telles que la cardiologie (CHEITLIN *et al.* 2003), la médecine cardio-vasculaire (LONG 2017) ou encore la néphrologie (MOSTBECK *et al.* 2001). Plusieurs modalités d'imagerie plus avancées sont ensuite apparues comme l'échographie Doppler (EVANS et MCDICKEN 2000) qui permet de surveiller les sens et les vitesses des flux de sang afin de dépister des maladies cardio-vasculaires. L'échographie évolue constamment et de nouvelles modalités, pour de nouvelles applications, continuent d'apparaître. On peut citer, par exemple, des applications en cours de développement : l'imagerie fonctionnelle du cerveau (MACÉ *et al.* 2011) qui permet de surveiller l'activité du cerveau, ou encore l'imagerie à flux vectoriel (JENSEN *et al.* 2016a) dont les fonctions sont basées sur l'échographie Doppler et sont plus avancées. Ces nouvelles modalités, encore à l'étape de recherche, ont pu voir le jour grâce à des avancées technologiques qui ont permis d'atteindre des cadences d'imagerie qui dépassent les 1 000 images/secondes (TANTER et FINK 2014) ; ce type d'échographie est couramment appelé échographie à haute cadence d'imagerie. Malgré ces progrès liés à la cadence d'imagerie, faire l'imagerie par échographie d'un volume entier reste un défi pour de nombreuses applications cliniques. Actuellement, l'échographie 2D est de mise pour les procédures médicales car les technologies 3D offrent une qualité d'image en retrait par rapport aux technologies 2D. L'imagerie 3D à haute cadence d'imagerie permet pourtant, de façon générale, d'avoir une meilleure représentation et évaluation des organes imagés. Pour reconstruire une image en échographie, les sondes ultrasonores actuelles disposent de plusieurs dizaines à quelques centaines de transducteurs, capables d'émettre et recevoir des ultrasons, disposés sur une ligne. Des sondes 2D, où des trans-

ducteurs sont répartis sur une surface à la place d'une ligne, sont requises pour imager un volume sans avoir à déplacer la sonde. De telles sondes 2D - ou matricielles - ont besoin de milliers de transducteurs, donc de signaux à traiter, pour avoir une qualité d'imagerie comparable à celle de l'échographie 2D obtenue avec une sonde linéaire. Cette complexité électronique n'est actuellement pas compatible avec les avantages de portabilité et de coût de l'échographie 2D. Par conséquent, de nouvelles technologies de sondes matricielles ont émergées (WILDES *et al.* 2016; BOUZARI *et al.* 2017; RAMALLI *et al.* 2022). Elles visent à réduire le nombre de signaux à traiter en sortie des sondes matricielles. Avec une sonde matricielle et peu importe sa technologie, deux aspects d'ordre numérique sont à considérer pour faire de l'échographie 3D. Premièrement, l'algorithme de reconstruction d'image est une partie élémentaire de l'échographie ; il s'agit du calcul qui, en vulgarisant, convertit le son en image. Plusieurs algorithmes ont été développés et chacun d'entre eux présente des avantages et des inconvénients. Deuxièmement, il faut choisir la méthode de transmission d'ondes à utiliser pour inspecter un volume. L'utilisation d'ondes planes et divergentes permet d'inspecter un volume entier avec une seule onde. Il est possible d'utiliser plusieurs de ces ondes pour améliorer la qualité des images (MONTALDO *et al.* 2009). À ces ondes sont associées des sources virtuelles : leurs positions définissent la géométrie de l'onde que la sonde transmet dans le milieu. Des travaux mettent à l'épreuve différentes séquences d'imagerie 3D qui utilisent des ondes divergentes (PROVOST *et al.* 2014) ; l'étude montre que plus il y a d'ondes transmises pour reconstruire une image et meilleure est la qualité de l'image, au détriment d'une perte de cadence d'imagerie.

Même si un nombre de sources virtuelles est fixé, il y a d'innombrables façons de les positionner. Dans la littérature relative aux sources virtuelles, ces sources sont généralement distribuées périodiquement sur une grille. Il a été montré que cette périodicité est à l'origine d'artéfacts qui détériorent la qualité des images (PAPADACCI *et al.* 2014; BAE *et al.* 2019), alors qu'utiliser des distributions irrégulières aide à réduire ces artéfacts (BAE *et al.* 2019).

L'objectif de ces travaux est de définir des stratégies pour optimiser la position des sources virtuelles en imagerie 3D. Un état de l'art est proposé au Chapitre 1 afin de décrire les principes de l'échographie, leurs technologies, ainsi que des algorithmes d'optimisations pouvant être utilisés pour ces travaux. Le Chapitre 2 présente les outils et méthodes utilisés : de la simulation des ultrasons à la façon dont la qualité des volumes est mesurée. Des distributions de sources virtuelles optimales sont ensuite présentées au Chapitre 3 ; elles ont été générées de sorte à améliorer la qualité des images pour une étroite portion d'un volume d'imagerie. Enfin, le Chapitre 4 présente des distributions de sources virtuelles qui ont été optimisées de sorte que la qualité d'image qui soit la plus homogène possible sur l'ensemble d'un volume.

État de l'art

Le présent chapitre fait un état de l'art des notions élémentaires de l'échographie en Section 1.1 et des évolutions que celle-ci a rencontrées au cours des dernières décennies en Section 1.2. Les travaux impliquent l'utilisation d'un algorithme d'optimisation ; ainsi, un état de l'art relatif à l'optimisation est proposé en Section 1.4.

1.1 Généralités sur l'échographie

L'échographie exploite les échos provenant d'ondes mécaniques qui se propagent dans un milieu pour en faire une image. Des notions de propagation d'ondes mécaniques sont détaillées dans les paragraphes qui suivent. Le fonctionnement de l'échographie conventionnelle est ensuite expliqué, suivi du processus de reconstruction d'image puis de la manière dont la qualité des images peut être quantifiée.

1.1.1 Ondes mécaniques et production d'échos

L'échographie a été, comme énoncé dans l'introduction, inspirée du phénomène d'écholocation. Cette habilité que certains mammifères exploitent pour se repérer dans l'espace nécessite qu'une onde mécanique soit produite, qu'elle puisse se propager puis se réfléchir sur des obstacles. Ces notions sont détaillées dans les prochains paragraphes.

Ondes mécaniques et propagation

Une onde mécanique, ou acoustique, peut être définie comme ce qui suit :

Definition 1.1.1 (Onde mécanique, POTEL et BRUNEAU 2006). « Une onde mécanique est un mouvement oscillatoire qui se transmet de proche en proche dans un milieu matériel, comme une information, un changement de position que l'on transmet à son voisin. »

Par exemple, il y a la « ola » dans un stade, une vague que les personnes forment en se levant et se rasant à tour de rôle. Dans les milieux fluides et solides, ce sont les particules qui permettent de transmettre cette information de proche en proche.

Definition 1.1.2 (Particule, POTEL et BRUNEAU 2006). Une particule est un « volume de matière suffisamment grand pour que l'aspect moléculaire soit ignoré, et suffisamment

petit pour que les grandeurs d'intérêt puissent être considérées comme constantes dans cette particule ».

Si l'on ne considère pas les pertes dues aux effets viscoélastiques d'un tissu biologique, il est possible de l'assimiler à un solide élastique isotrope. Dans un milieu élastique isotrope en considérant que la propagation des ondes est linéaire, l'équation du mouvement peut se décrire dans le domaine temporel (sans source) sous la forme (CATHELIN et BENECH 2015 ; ROYER et VALIER-BRASIER 2021) :

$$(\Lambda + 2M)\vec{\nabla}(\vec{\nabla}\vec{u}) = M\vec{\nabla} \wedge \vec{\nabla} \wedge \vec{u} + \rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} \quad (1.1)$$

Λ et M sont respectivement les premier et second coefficients de Lamé, $\vec{\nabla}$ est l'opérateur différentiel « nabra » tel que

$$\vec{\nabla} = \left(\frac{\partial}{\partial x}; \frac{\partial}{\partial y}; \frac{\partial}{\partial z} \right),$$

\vec{u} est le vecteur de déplacement d'une particule, \wedge le produit vectoriel et ρ la masse volumique du milieu élastique isotrope. Les premier et second coefficients de Lamé sont, en général, respectivement notés λ et μ . Dans un tel milieu, deux types d'ondes peuvent se propager : des ondes de compression et des ondes de cisaillement.

Definition 1.1.3 (Onde de compression). Une onde de compression est une succession de compressions et de dilatations dans le volume ; le volume varie localement lors du passage de l'onde.

Definition 1.1.4 (Onde de cisaillement). Une onde de cisaillement se traduit par la succession de cisaillement dans le volume ; il n'y a pas de variation locale de volume.

Les ondes de compression peuvent se propager dans les fluides comme l'air et l'eau. En revanche, les ondes de cisaillement ne peuvent s'y propager, car aucun cisaillement n'est possible. La direction des oscillations des particules est appelée « polarisation ». Si cette polarisation est colinéaire à la direction dans laquelle elle se propage, l'onde est dite longitudinale ; le vecteur de déplacements peut se noter \vec{u}_L . Le vecteur de déplacement est noté \vec{u}_T si la polarisation est perpendiculaire à la direction dans laquelle l'onde se propage ; l'onde est dite transverse. La Figure 1.1 illustre un solide élastique traversé par une onde de compression longitudinale et une onde de cisaillement transverse.

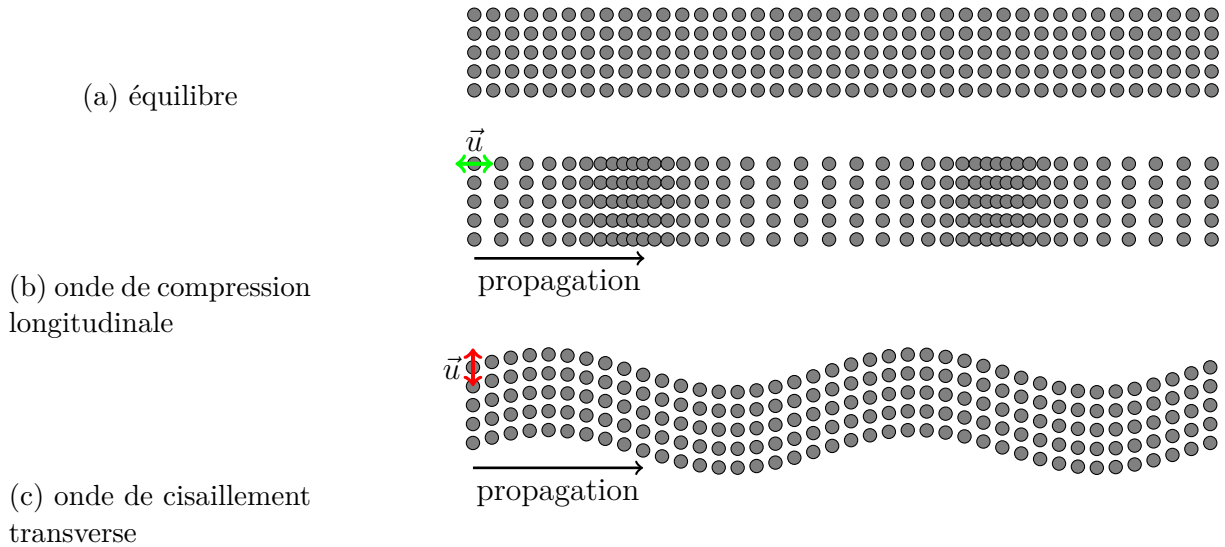


FIGURE 1.1 – Représentation spatiale d'un milieu traversé par une onde de compression longitudinale (b) et par une onde de cisaillement transverse (c) à un instant donné

Les termes simplifiés d'onde longitudinale et d'onde transverse sont parfois employés dans la littérature relative aux ondes mécaniques pour faire référence à ces deux types d'ondes. Le champ des déplacements est irrotationnel ($\vec{\nabla} \wedge \vec{u} = 0$) lorsqu'une onde de compression longitudinale se propage puisqu'aucun cisaillement n'est présent. Lors du passage d'une onde de cisaillement transverse, le champ des déplacements est à divergence nulle ($\vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0$) puisqu'il n'y a aucune variation locale du volume. En partant de l'équation 1.1, une onde de compression longitudinale et une onde de cisaillement transverse peuvent alors se décrire respectivement par les équations de propagation indépendantes et sans source (ROYER et VALIER-BRASIER 2021) suivantes :

$$\frac{\partial^2 \vec{u}_L}{\partial t^2} - V_L^2 \vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{u}_L) = 0 \quad \text{et} \quad \frac{\partial^2 \vec{u}_T}{\partial t^2} + V_T^2 \vec{\nabla} \wedge \vec{\nabla} \wedge \vec{u}_T = 0, \quad (1.2)$$

où V_L et V_T sont respectivement les vitesses de propagation des ondes de compression longitudinales et de cisaillement transverses définies par :

$$V_L = \sqrt{\frac{\Lambda + 2M}{\rho}} \quad \text{et} \quad V_T = \sqrt{\frac{M}{\rho}}. \quad (1.3)$$

Le terme général d'onde de compression est utilisé dans la suite du document ; il intègre le cas particulier de l'onde de compression longitudinale. Sa vitesse de propagation est dénotée V_C .

Les ultrasons utilisés par les échographies sont des ondes de compression dont leur fréquence f est de l'ordre du MHz. Ces ondes sont trop aiguës pour être perçues par l'oreille humaine, qui est en moyenne capable de percevoir des sons jusqu'à 20 kHz. Dans les tissus biologiques, les ultrasons voyagent à des vitesses qui varient entre 1410 m/s et 1640 m/s selon le milieu : muscles, graisse, sang, organes vitaux hors poumons (VRAY *et al.* 2014).

Réflexion et diffusion

Les hétérogénéités présentes peuvent perturber la libre propagation des ondes mécaniques. Les différents milieux possèdent une caractéristique mécanique qui impacte la propagation d'onde mécanique. Une grandeur acoustique permet de caractériser cette résistance : l'impédance acoustique Z , qui peut être définie dans un milieu homogène et isotrope par :

$$Z = \rho V_C. \quad (1.4)$$

Les ondes acoustiques voyagent à des vitesses constantes dans un milieu homogène. Ces vitesses sont aussi constantes, quelles que soient la fréquence et l'amplitude des ondes si le milieu n'est pas dispersif. En présence d'hétérogénéités, les différences d'impédances acoustiques entre le milieu principal et ces hétérogénéités agissent comme un obstacle aux ondes qui s'y propagent. La taille de ces hétérogénéités influence la manière dont l'onde va interagir avec elles. Dans le cas d'une hétérogénéité dont l'interface entre les deux milieux est grande devant la longueur d'onde $\lambda = V_C/f$ (où f est la fréquence de l'onde acoustique), il y a réflexion spéculaire (voir Figure 1.2a). Une partie de l'onde peut être transmise dans le milieu 2. C'est ce qu'il se passe lors d'une échographie : les ondes qui se propagent dans les tissus biologiques sont des ondes qui ont pu être transmises en minimisant la formation d'ondes réfléchies. Dans le cas contraire où les dimensions de l'objet sont de l'ordre de la longueur d'onde, voire inférieure, les ondes qui le rencontrent vont se diffuser (Figure 1.2b) ; on parle dans ce cas d'un diffuseur.

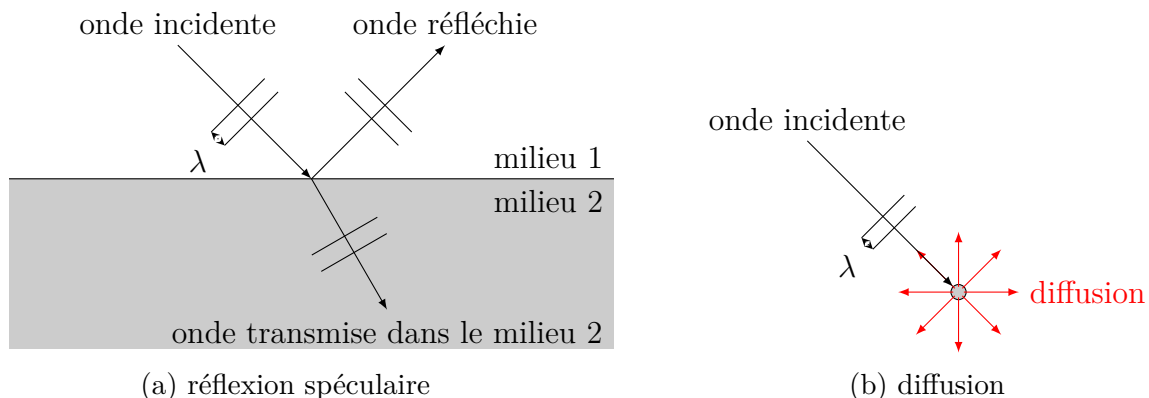


FIGURE 1.2 – Réflexion spéculaire et diffusion d'une onde mécanique

Ce sont ces différentes réflexions et diffusions qui forment les échos et vont servir à reconstruire une image par la suite. Les notions d'ultrasons et d'échos ont été introduites ; cependant, comment est-il possible de générer et recevoir des ultrasons ?

Transmission et réception d'onde

Les sondes ultrasonores sont capables de transmettre et recevoir des ultrasons. Les ondes ultrasonores sont mécaniques : il est nécessaire de transmettre une énergie mécanique à la surface du milieu inspecté pour qu'une onde s'y propage. Les sondes ultrasonores sont composées d'éléments physiques qui assurent la génération d'une énergie mécanique à partir d'une énergie électrique. Les éléments des sondes qui génèrent des ondes sont responsables de cette transduction, autrement dit cette transformation d'énergie. Dans

le cas de transmission d'ondes, on parle de transduction électromécanique : les transducteurs piézoélectriques ou capacitifs micro machinés (ORALKAN *et al.* 2002) sont pilotés électriquement pour générer un mouvement mécanique. Le mouvement mécanique peut engendrer une onde acoustique : il s'agit d'une transduction mécano acoustique. Le terme de transduction électroacoustique qui intègre ces deux transductions est couramment employé. Pour prendre un exemple de transduction électroacoustique, citons celui des cristaux piézoélectriques. Lorsqu'un cristal piézoélectrique subit une différence de potentiel à ses bornes, comme illustré sur la Figure 1.3, il se déforme (selon une certaine polarisation). L'élément peut alors rayonner une pression acoustique $p = \vec{F}/S$ avec \vec{F} la force exercée à la surface du cristal et S sa surface.

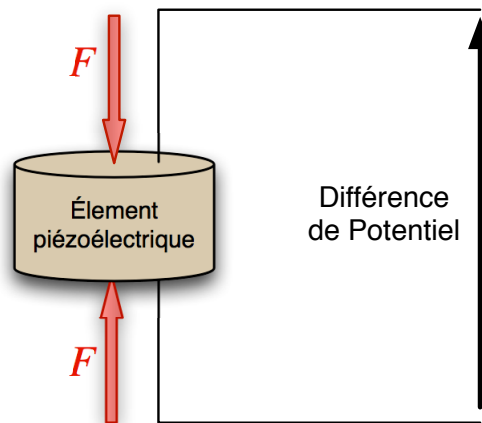


FIGURE 1.3 – Propriété piézoélectrique : transduction électromécanique et mécano électrique

Cet effet est réciproque pour les cristaux piézoélectriques : lorsque le cristal subit une pression acoustique, une différence de potentiel se crée à ses bornes. Les transducteurs piézoélectriques et capacitifs micro machinés sont utilisés pour transmettre et recevoir les ultrasons. Les ondes transmises sont généralement sinusoïdales de forme $A \cos(\omega t)$, avec A l'amplitude des ondes, $\omega = 2\pi f$ la pulsation en rad.s^{-1} et f la fréquence en Hertz (Hz). Les données temporelles récoltées en réceptions sont couramment appelées signaux RF pour Radio-Fréquence par analogie aux ondes électromagnétiques. Ces signaux sont appelés signaux RF « bruts » dans le document pour spécifier qu'il s'agit des signaux en sortie des éléments qui n'ont subi aucune transformation.

Les premières échographies étaient réalisées avec une sonde constituée d'un seul transducteur, que l'on peut appeler sonde mono élément (DONALD *et al.* 1958). Cette sonde reçoit des signaux unidimensionnels qui dépendent du temps. Pour créer une image avec une telle sonde, il est nécessaire de la translater ou la pivoter afin d'inspecter un plan ou un secteur (voir la Figure 1.4).

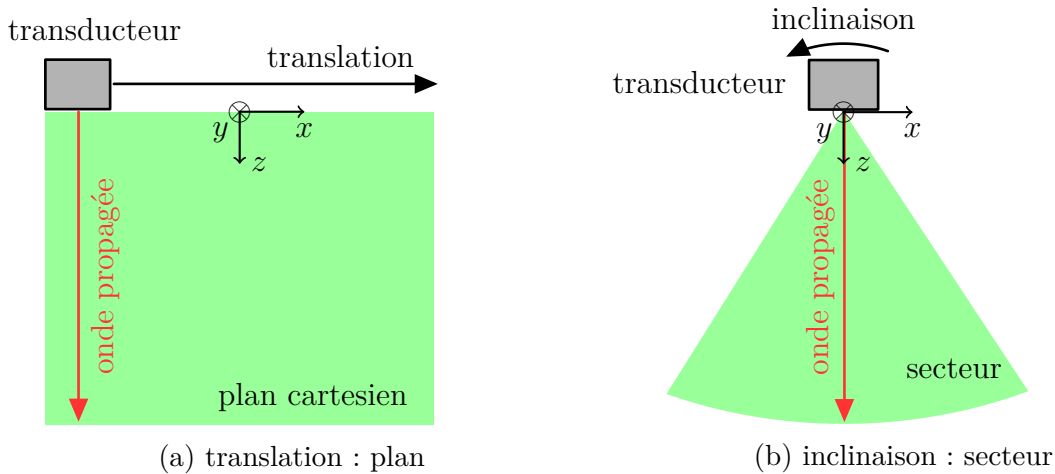


FIGURE 1.4 – Balayage linéaire et sectoriel opéré par une sonde mono élément

Ce principe de balayage mécanique illustré dans la Figure 1.4 a pu évoluer grâce à des progrès d'ordre technologiques.

1.1.2 Échographie conventionnelle

Avec l'évolution des technologies, des premières sondes ultrasonores composées de plusieurs éléments (transducteurs) disposées de manière linéaire (Figure 1.5) ont été créées pour fonctionner sur le même principe que le balayage mécanique présenté sur la Figure 1.4.

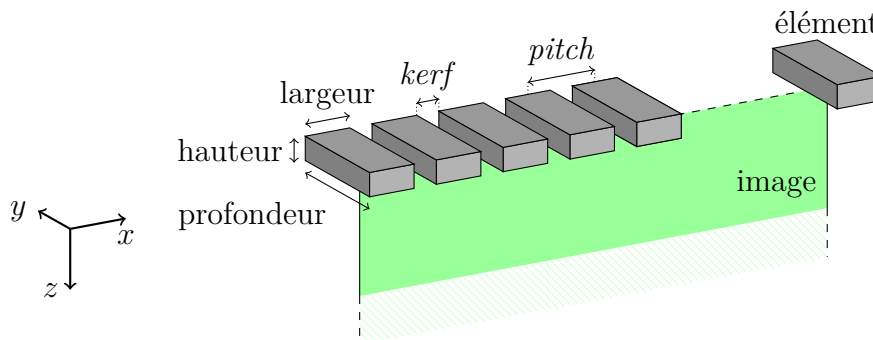


FIGURE 1.5 – Sonde ultrasonore linéaire : tailles des éléments, *kerf* et *pitch*

Le balayage est ici effectué de manière électronique : chaque élément peut être utilisé individuellement, ce qui permet d'utiliser plusieurs éléments pour transmettre une onde focalisée et reconstruire une partie de l'image finale. Les ondes focalisées (Figure 1.6) peuvent être transmises en déphasant les signaux électriques transmis aux éléments.

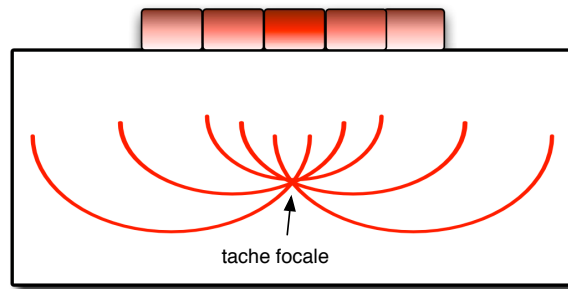


FIGURE 1.6 – Formation d'une onde focalisée avec une sonde linéaire

L'espace inter élément, ou *pitch*, doit être inférieur ou égal à $\lambda/2$ pour éviter que des lobes de réseau causent des artéfacts sur les images. Ces lobes de réseau sont issus d'interférences constructives d'onde acoustiques qui n'arrivent pas en phase à un point de l'espace. Ce déphasage peut se produire lorsque deux sources ne pulsent pas en phase ou qu'elles ne sont pas situées à la même distance par rapport au point de l'espace observé.

Une fois que l'onde est transmise dans le milieu, les échos provenant des hétérogénéités sont réceptionnés par les éléments de la sonde ultrasonore pour reconstruire une image.

1.1.3 Reconstruction des images

L'image est reconstruite colonne par colonne en échographie conventionnelle, dont une colonne est la collection de pixels dans la direction axiale z pour une unique position latérale x . Chaque colonne de l'image, appelée ici « colonne RF » est calculée en utilisant quelques éléments de la sonde qui forment une « sous-ouverture » ou SAP pour *Sub-APerture*. Les étapes de transmission d'une onde focalisée, la réception des échos puis reconstruction d'une colonne RF sont illustrées sur la Figure 1.7.

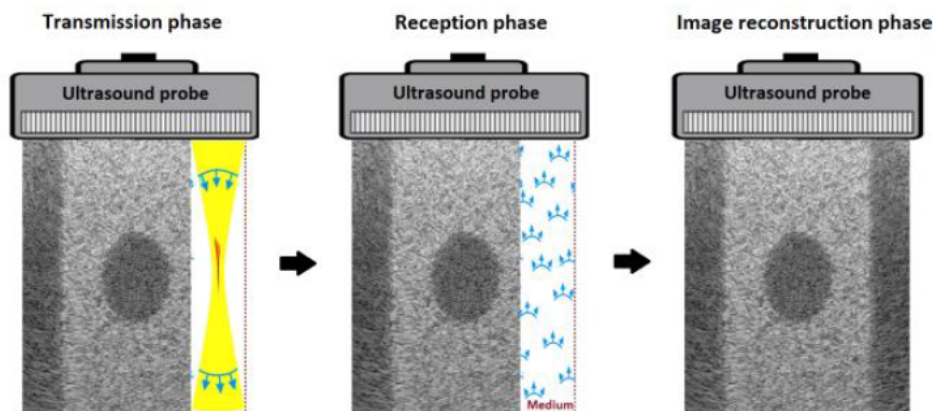


FIGURE 1.7 – Principe de l'échographie conventionnelle : transmission d'ondes focalisées, focalisation en réception pour former une colonne de l'image (colonne RF), répétition pour former toute l'image (BENANE 2018)

Dû aux différentes distances entre les éléments d'une sous-ouverture et les pixels de la colonne RF, il est nécessaire de focaliser les signaux RF bruts. Cette focalisation en

réception est réalisée en appliquant un retard sur les signaux RF bruts de chaque élément puis en sommant tous les signaux RF bruts décalés pour former la colonne RF. Les retards sont calculés en fonction d'une profondeur focale choisie au préalable ; ces retards font la correspondance entre le temps d'arrivée des échos provenant de cette profondeur focale vers chaque élément) avec la distance élément-profondeur focale. La profondeur focale en réception est généralement la même utilisée pour transmettre l'onde focalisée. Les retards appliqués lors de la focalisation en réception sont alors l'inverse de ceux utilisés en transmission. Ce procédé peut être caractérisé de focalisation « statique » pour illustrer le fait que le même retard est appliqué pour tous les pixels d'une colonne RF (dénotee « RFpost »), indépendamment de la profondeur z . L'Équation 1.5 exprime ce calcul :

$$\text{RFpost}_{n\text{SAP}}(z) = \sum_{n\text{EIS}=1}^{N\text{EIS}} w_{n\text{EIS}} \times \text{RFbrut}_{n\text{EIS}}(t - \tau_{n\text{EIS}}), \quad (1.5)$$

où $N\text{EIS}$ est le nombre d'éléments qui forment la sous-ouverture, $w_{n\text{EIS}}$ le poids appliqué au signal RF brut de l'élément $n\text{EIS}$, t la variable de temps et $\tau_{n\text{EIS}}$ le retard appliqué à l'élément $n\text{EIS}$ pour la focalisation en transmission et en réception. La pondération par $w_{n\text{EIS}}$ est utilisée pour faire un fenêtrage spatial, qui a pour objectif de diminuer les effets de bord de la sous-ouverture de la sonde qui peut être source d'artéfacts sur les images. L'image RF - appelée $I_{\text{RF}}(x, z)$ ici - est ensuite reconstruite à partir de la collection des colonnes RF :

$$I_{\text{RF}} = \{\text{RFpost}_1, \dots, \text{RFpost}_{n\text{SAP}}, \dots, \text{RFpost}_{N\text{SAP}}\}. \quad (1.6)$$

Au lieu de venir sommer les signaux RF bruts de manière statique, chaque pixel d'une colonne RF peut être calculé avec les temps de vol \mathcal{T} aller-retour de l'onde focalisée :

$$\mathcal{T}_{n\text{EIS}} = \mathcal{T}_{\text{aller}} + \mathcal{T}_{\text{retour}}. \quad (1.7)$$

Ils sont calculés à partir des trajets aller et retour des ondes :

$$\mathcal{T}_{\text{aller}} = \frac{|z - z_{n\text{EIS}}|}{V_{\text{C}}}, \quad \mathcal{T}_{\text{retour}} = \frac{\|\vec{r} - \vec{r}_{n\text{EIS}}\|}{V_{\text{C}}}, \quad (1.8)$$

$$\text{avec} \quad \vec{r} = (x ; z), \quad \vec{r}_{n\text{EIS}} = (x_{n\text{EIS}} ; z_{n\text{EIS}}), \quad (1.9)$$

dont \vec{r} et $\vec{r}_{n\text{EIS}}$ sont respectivement les coordonnées du pixel de la colonne RF et de l'élément $n\text{EIS}$ par rapport au centre de la sous-ouverture de la sonde. Le temps de vol est alors utilisé pour reconstruire la colonne RF :

$$\text{RFpost}_{n\text{SAP}}(z) = \sum_{n\text{EIS}=1}^{N\text{EIS}} w_{n\text{EIS}} \times \text{RFbrut}_{n\text{EIS}}(\mathcal{T}_{n\text{EIS}}). \quad (1.10)$$

Cette reconstruction de colonne RF, en échographie conventionnelle, est appelée focalisation dynamique.

Les signaux RF bruts qui ont servi à former l'image sont des signaux pseudo-sinusoidaux centrés en 0. L'image $I_{\text{RF}}(x, z)$ qui en résulte contient, elle aussi, des oscillations centrées sur zéro qui proviennent des échos. Afin de rendre l'image plus lisible,

une opération de détection d'enveloppe est faite sur chaque colonne RF. Cette détection d'enveloppe était initialement effectuée de manière analogique avec les premiers échographes. Actuellement, elle est couramment effectuée en appliquant une transformée de Hilbert de chacune des colonnes de l'image. La valeur absolue des données complexes est ensuite extraite. Cette détection d'enveloppe est résumée dans l'Équation 1.11 :

$$I_{\text{env}} = |I_{\text{RF}} + i\mathcal{H}(I_{\text{RF}})|, \quad (1.11)$$

où \mathcal{H} est la transformation de Hilbert. Par souci de donner plus d'importance aux faibles échos, une compression d'image (en termes de visualisation) est effectuée :

$$I_{\text{log}} = 20 \log_{10} \left(\frac{I_{\text{env}}}{\max(I_{\text{env}})} \right). \quad (1.12)$$

La Figure 1.8 illustre ces étapes.

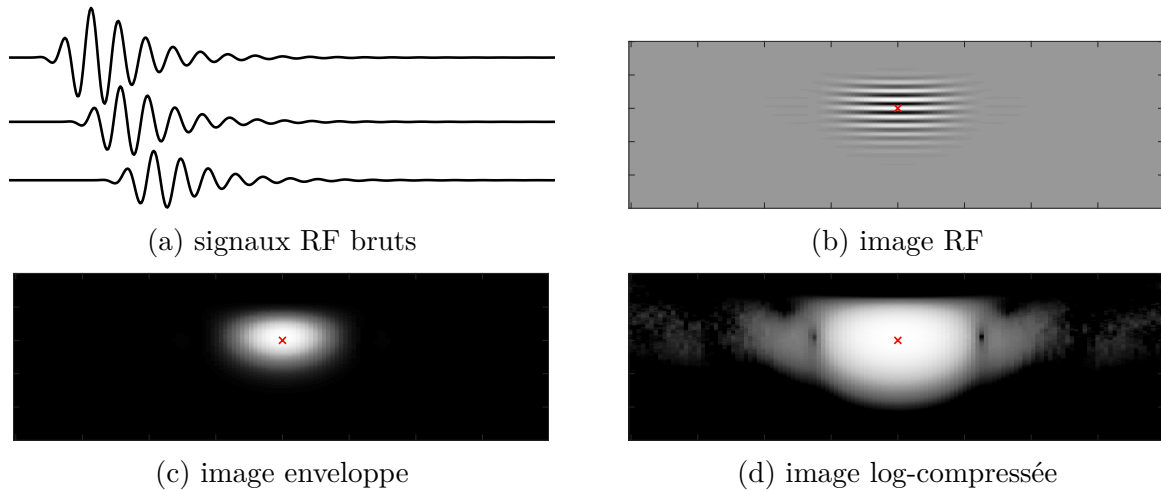


FIGURE 1.8 – Reconstruction d'image d'un diffuseur ponctuel : signaux RF bruts 1.8a, image RF reconstruite 1.8b, image enveloppe 1.8c et image log-compressée 1.8d représentée sur une dynamique de 60 dB. La croix (×) représente la position de l'unique diffuseur ponctuel présent dans la zone d'imagerie.

Les images sont affichées selon une échelle de niveau de gris : le blanc pour les forts niveaux causés par les échos, le noir pour les faibles niveaux en absence d'écho. Ce type d'image, affichée sur la Figure 1.8d est aussi appelé image B-mode dans la littérature relative à l'imagerie ultrasonore. Ces images B-mode sont celles qui sont exploitées par les cliniciens pour faire un diagnostic.

1.1.4 Qualité des images en échographie

Les images obtenues sont plus ou moins en mesure d'aider les cliniciens à faire un diagnostic. Parler de qualité d'image fait directement écho à cette capacité d'aider le clinicien à identifier des anomalies, comme des lésions dans la poitrine ou des calcifications dans les reins. Des travaux ont été réalisés pour identifier ces critères qui traduisent une bonne qualité d'image vue par les cliniciens (KEEBLE *et al.* 2013). L'étude indique que cette

notion est hautement subjective : elle dépend de la personne et de sa spécialité. En parallèle, des critères de qualité ont été établis afin d'évaluer les performances des échographies de façon objective. Des travaux montrent que certains critères objectifs sont cependant peu représentatifs des critères subjectifs des professionnels de santé (METCALFE et EVANS 1992 ; WOLSTENHULME *et al.* 2015). Malgré ces disparités, des critères objectifs comme la résolution spatiale et le contraste permettent quand même de positionner les performances des échographies.

Résolution spatiale

La résolution spatiale peut être décrite comme la capacité à délimiter une fine structure dans une image, voire séparer de fines structures les unes des autres lorsqu'elles sont proches. En imagerie optique, la résolution est introduite avec le critère de Rayleigh : il s'agit de la capacité à séparer deux objets lumineux sur une image. Ce critère est aussi utilisé en imagerie ultrasonore. Une autre mesure est souvent employée pour quantifier la résolution spatiale d'un système d'imagerie : la largeur à mi-hauteur (*full width at half maximum* FWHM, WIJK et THIJSEN 2002) de l'image d'un diffuseur ponctuel isolé. Ce type d'image est appelé fonction d'étalement de point (*point spread function*, PSF). Sur les images qui ont été log-compressées, la mesure de la largeur du lobe est souvent faite à -6 dB (Figure 1.9) (LIEBGOTT *et al.* 2016).

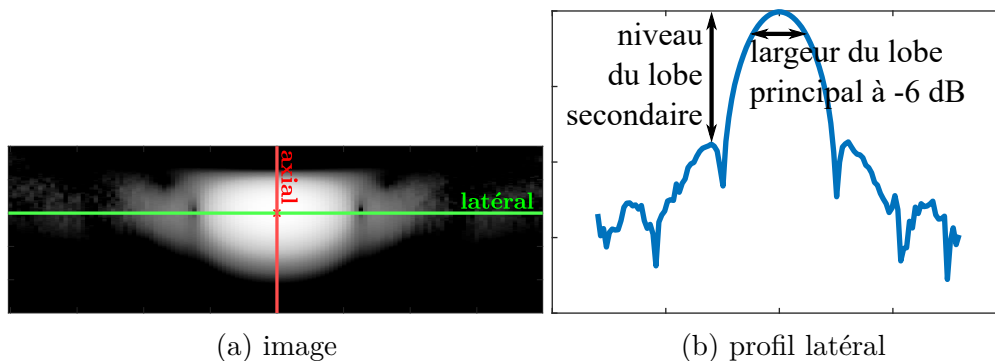


FIGURE 1.9 – Mesure de la résolution latérale avec une PSF

Plus cette largeur est petite et plus la résolution spatiale est fine selon ce critère. Cette mesure peut se faire de façon axiale (dans la direction de l'axe de la sonde, soit verticale sur une image) ou de manière latérale (horizontale sur une image).

Contraste

En général, le contraste fait référence à la différence de luminosité entre une zone lumineuse et une zone sombre d'une image. En échographie, une zone dite hyperéchogène (qui produit beaucoup d'échos au passage d'une onde ultrasonore) produit sur une image en niveaux de gris une plus forte intensité lumineuse qu'une zone hypoéchogène (qui produit peu d'échos). Le contraste peut se mesurer sur des fantômes qui imitent la texture de kystes (*cyst* en anglais). Le terme « fantôme » désigne un matériel de mesure qui imite les propriétés mécaniques de différents tissus biologiques. Il est utilisé pour évaluer les

performances d'un système d'imagerie. La Figure 1.10 présente une image d'un fantôme de kystes obtenue par échographie (LIEBGOTT *et al.* 2016).

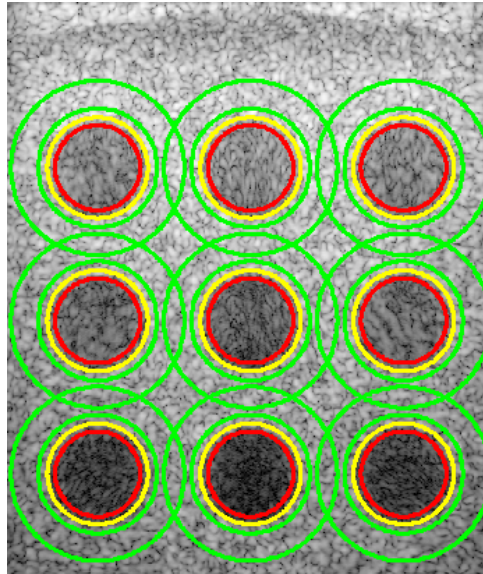


FIGURE 1.10 – Mesure du contraste sur une image d'un fantôme de kystes (LIEBGOTT *et al.* 2016)

Le milieu comporte différents kystes anéchoïques (qui ne renvoient pas d'échos) délimités par les cercles jaunes. Ces kystes sont sombres sur les images en comparaison du milieu environnant si celui-ci est hyperéchogène. Le contraste entre un kyste anéchoïque et son environnement hyperéchogène est régulièrement, dans la littérature relative à l'échographie, mesuré avec le *Contrast-Ratio* (CR, 1.13) ainsi que le *Contrast-to-Noise-Ratio* (CNR, 1.14) (WIJK et THIJSEN 2002 ; LIEBGOTT *et al.* 2016) :

$$\text{CR} = \frac{|\mu_{\text{bck}} - \mu_{\text{cyst}}|}{(\mu_{\text{bck}} + \mu_{\text{cyst}})/2}, \quad (1.13)$$

$$\text{CNR} = \frac{|\mu_{\text{bck}} - \mu_{\text{cyst}}|}{\sqrt{(\sigma_{\text{bck}}^2 + \sigma_{\text{cyst}}^2)/2}}, \quad (1.14)$$

où μ et σ sont respectivement la moyenne et l'écart-type des valeurs des pixels des zones hypoéchogènes et hyperéchogènes. L'abréviation « bck » pour *background* désigne l'arrière-plan du kyste, soit la zone hyperéchogène ; elle est délimitée par les cercles verts sur la Figure 1.10. L'intérieur du kyste (« cyst ») pris en compte pour la mesure est ici délimité par les cercles rouges. Le CR (1.13) permet de mesurer le contraste tandis que le CNR (1.14) donne de l'information sur le contraste et le rapport signal à bruit.

Les lobes secondaires d'une sonde ultrasonore, que ce soit en transmission ou en réception, sont en partie responsables de la dégradation du contraste sur les images : un haut niveau de lobe secondaire éclaircit une zone sombre de l'image d'une zone hypoéchogène d'un milieu (SZABO 2004, p 193-194). Le terme « lobe secondaire » est utilisé dans le document pour désigner tout lobe autre que le lobe principal. Ce terme regroupe alors les lobes de réseau, causé par la périodicité spatiale des éléments d'une sonde ultrasonore,

ainsi que les lobes de bord d'une sonde qui n'est pas spatialement fenêtrée. L'hypothèse du lien entre niveau de lobe secondaire et contraste est parfois utilisée dans la littérature pour estimer un contraste. Par exemple, les travaux présentés dans ROUX *et al.* 2016 proposent d'utiliser le niveau des lobes secondaires dans une fonction de coût à minimiser par un algorithme d'optimisation dans le but d'améliorer le contraste des images. Une PSF peut aussi être utilisée pour en mesurer le niveau de lobe secondaire comme illustré dans la Figure 1.9. Le CR et le CNR restent des métriques plus fidèles à la définition du contraste en général (différence de luminosité moyenne). Cependant, il a été démontré que des algorithmes de reconstruction d'image altèrent la plage dynamique des images, ce qui peut occasionner des surestimations des contrastes mesurés avec 1.13 et 1.14 (RINDAL *et al.* 2019). Des travaux ont été effectués afin d'établir une métrique de mesure de contraste, nommée *generalized-Contrast-to-Noise-Ratio* (gCNR, RODRIGUEZ-MOLARES *et al.* 2020) qui ne soit pas sensible à cette altération :

$$\text{gCNR}_0 = C_0^{-\frac{C_0}{C_0-1}} - C_0^{-\frac{1}{C_0-1}}, \quad (1.15)$$

avec

$$C_0 = \frac{3}{2NEI\text{SNR}_1 + 3} \quad (1.16)$$

$2NEI$ est le nombre d'éléments utilisés en transmission/réception et SNR_1 le rapport signal à bruit du signal électrique d'un élément (voie) :

$$\text{SNR}_1 = \frac{\nu_S}{\nu_N} \quad (1.17)$$

où ν_S est la puissance moyenne du *speckle* d'une voie et ν_N la puissance moyenne du bruit décorrélé d'une voie. Le *speckle* est le signal reçu obtenu par la réflexion d'un signal émit par une sonde ultrasonore puis rétro diffusé par un groupe de diffuseurs, suffisamment proches les uns des autres pour que les différentes réflexions ne soient pas totalement séparées sur les signaux reçus. Cette métrique est, selon RODRIGUEZ-MOLARES *et al.* 2020, une définition fidèle de la détectabilité des lésions dans les images.

Cadence d'image

L'imagerie conventionnelle offre une cadence d'imagerie qui suffit pour de la visualisation en temps réel (de l'ordre de 10 à 100 images/secondes). Cependant, des algorithmes de post-traitement ont été développés, qui permettent d'accéder à d'autres paramètres non identifiables avec une échographie et nécessitent une cadence d'image bien plus élevée. Parmi ces modalités qui nécessitent une cadence d'image élevée, on peut citer l'imagerie Doppler (EVANS et MCDICKEN 2000), l'élastographie transitoire (CATHELINE *et al.* 1999; SANDRIN *et al.* 1999) ou encore l'imagerie de flux vectoriel (JENSEN *et al.* 2016b). La cadence d'imagerie dépend de plusieurs paramètres. Plus le milieu inspecté est profond, plus la cadence d'imagerie est lente; plus les ondes voyagent lentement, plus la cadence d'imagerie est lente. Ensuite, plus il y a d'ondes ultrasonores transmises pour reconstruire une seule image, plus la cadence d'imagerie est lente.

Les notions de propagations d'onde mécaniques, utilisées pour les échographies ont été présentées. Les progrès technologiques ont permis d'élaborer l'échographie conventionnelle, dont la qualité des images a été l'objet d'études pour concilier les points de vue entre professionnels de la santé et chercheurs en imagerie ultrasonore.

1.2 Évolutions de l'échographie

L'échographie a évolué au cours des années pour s'adapter à des problématiques de plus en plus complexes. Des travaux ont permis de développer des techniques d'échographies plus avancées comme l'échographie ultra-rapide. Ces améliorations, présentées dans les prochains paragraphes, permettent d'accéder à des paramètres difficiles à caractériser avec l'échographie conventionnelle.

1.2.1 Échographie ultra-rapide

Le besoin d'une imagerie plus rapide et les progrès technologiques ont permis de développer un nouveau type d'échographie : l'échographie ultra-rapide (*Ultra-Fast Ultrasonic Imaging*) (DELANNOY *et al.* 1979; SANDRIN *et al.* 1999). L'idée ici est d'émettre une seule onde large (Figure 1.11) pour reconstruire une image entière. Les ondes divergentes (Figure 1.11b) permettent, en regard des ondes planes (Figure 1.11a), d'inspecter une plus grande région d'intérêt au détriment d'une perte de rapport signal à bruit.

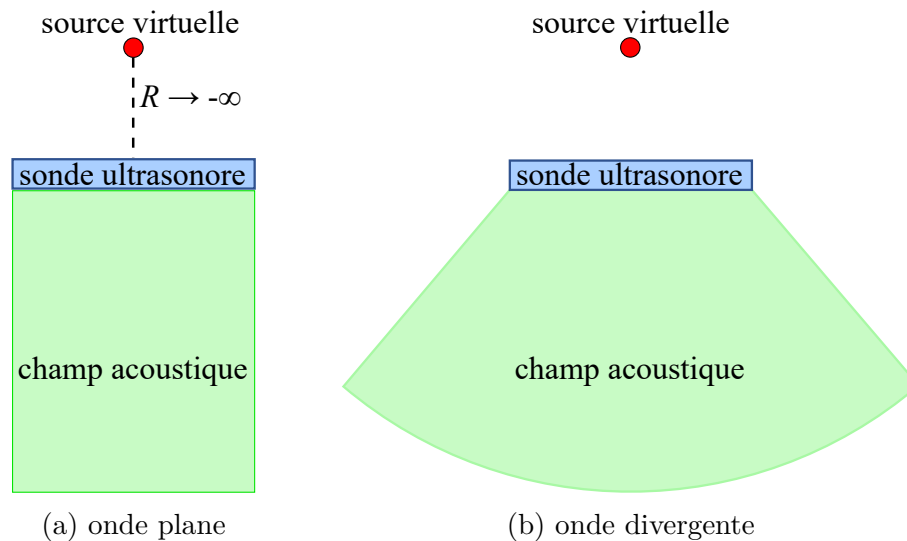


FIGURE 1.11 – Transmission d'ondes larges

Il n'y a donc pas de focalisation en transmission. Lorsque des ondes planes ou divergentes sont utilisées, leur géométrie et direction peuvent être gérées par la position d'une source virtuelle : il s'agit d'une source acoustique ponctuelle fictive. Une source ponctuelle engendre une onde acoustique sphérique qui est omnidirectionnelle. La sonde ultrasonore génère la partie de l'onde sphérique qui passe à travers elle, et crée à son tour une onde plane ou divergente. Pour générer une onde plane (Figure 1.11a), la distance R entre le centre de la sonde et la source virtuelle tend vers l'infini. L'onde plane peut être orientée

avec un angle θ_{sv} entre la normale à la sonde et la droite qui relie la source virtuelle au centre de la sonde. Pour reconstruire une image, un algorithme de formation de voies utilise les données reçues par tous les éléments ou une partie seulement. L'idée est de prendre sur les signaux RF bruts les valeurs correspondantes aux trajets aller-retour des ondes pour chaque pixel de l'image, comme pour la focalisation dynamique (Équation 1.10) :

$$I_{RF}(x, z) = \sum_{nEl=1}^{NEl} w_{nEl} \times RF_{brut_{nEl}}(\mathcal{T}_{nEl}), \quad (1.18)$$

où NEl est le nombre total d'éléments et nEl l'élément utilisé. Pour le cas d'une onde plane, le temps de vol source-pixel-élément de l'onde est :

$$\mathcal{T}_{nElSV} = \mathcal{T}_{aller} + \mathcal{T}_{retour}, \quad (1.19)$$

$$\text{dont } \mathcal{T}_{aller} = \frac{\vec{r} \odot \vec{r}_{sv}}{V_C} \quad \text{et} \quad \mathcal{T}_{retour} = \frac{\|\vec{r} - \vec{r}_{nEl}\|}{V_C}, \quad (1.20)$$

$$\text{avec } \vec{r} = \begin{pmatrix} x \\ z \end{pmatrix}, \quad \vec{r}_{nEl} = \begin{pmatrix} x_{nEl} \\ z_{nEl} \end{pmatrix}, \quad \vec{r}_{sv} = \begin{pmatrix} \sin(\theta_{sv}) \\ \cos(\theta_{sv}) \end{pmatrix}, \quad (1.21)$$

où θ_{sv} est l'angle de la direction de l'onde plane par rapport à la normale de la sonde et \odot le produit terme à terme ou produit d'Hadamard. Le terme de source virtuelle (SV) est ici utilisé pour désigner une onde plane ou une onde divergente. Dans le cas où une onde divergente est transmise, le temps de vol de l'onde aller à prendre en compte devient :

$$\mathcal{T}_{aller} = \frac{\|\vec{r}_{sv} - \vec{r}\|}{V_C} \quad \text{avec} \quad \vec{r}_{sv} = \begin{pmatrix} x_{sv} \\ z_{sv} \end{pmatrix} \quad (1.22)$$

où \vec{r}_{sv} représente les coordonnées cartésiennes de la source virtuelle placée derrière la sonde. L'absence de focalisation en transmission rend néanmoins les images de qualité inférieure par rapport à l'échographie conventionnelle.

1.2.2 Synthèse d'ouverture

L'imagerie ultra-rapide se base sur la transmission d'un champ acoustique large en utilisant soit tous les éléments de la sonde, soit une sous-ouverture. L'ensemble des éléments forment une ouverture qui est responsable de la largeur du champ acoustique : utiliser tous les éléments de la sonde ultrasonore forme une ouverture dont la largeur est égale à celle de la sonde ultrasonore. L'ouverture d'une sonde mono élément peut être agrandie de manière synthétique en utilisant plusieurs séquences de transmission pour différentes positions de la sonde (FLAHERTY 1967 ; YLITALO et ERMERT 1994). Le terme *Synthetic aperture*, couramment utilisé pour désigner diverses techniques de synthèse d'ouverture en imagerie ultrasonore, est directement inspiré d'une technique en RADAR (*Radio Detection And Ranging*) : *Synthetic Aperture RADAR* (CUTRONA *et al.* 1961 ; SHERWIN *et al.* 1962) ou le RADAR à synthèse d'ouverture. Le principe de la synthèse d'ouverture a été appliqué aux sondes ultrasonores multi éléments (LOCKWOOD *et al.* 1998 ; JENSEN *et al.* 2005). Ici, les éléments sont utilisés individuellement et tour à tour pour transmettre des ultrasons. Ces ondes peuvent être de formes sphériques à cylindriques selon le rapport largeur/profondeur des éléments (Figure 1.5 page 8). À chaque transmission,

une partie ou l'intégralité des éléments reçoivent les échos. Lorsque tous les éléments sont utilisés en transmission et en réception, toutes les combinaisons de signaux RF transmetteur/récepteur sont enregistrés : le terme Acquisition Pleine Matrice (ou *Full Matrix Capture*, FMC) est souvent rencontré pour désigner cette récolte de données dans la littérature du contrôle non destructif par ultrasons (HOLMES *et al.* 2005). Une illustration de la FMC est proposée sur la Figure 1.12.

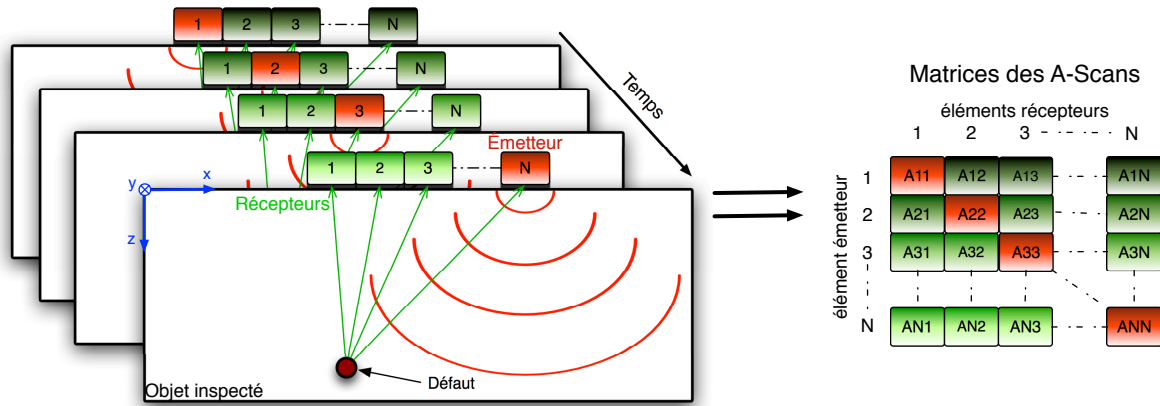


FIGURE 1.12 – Principe de l'acquisition pleine matrice (FMC). Traduction du schéma présenté dans TREMBLAY *et al.* 2012.

Les « A-scans » sont les signaux RF bruts. La première partie de la Figure 1.12 représente différentes transmissions d'ondes par les éléments, en rouge, dont la réception se fait avec les éléments en vert et en rouge. Les signaux sont enregistrés dans une matrice de dimension $NEl \times NEl \times NEch$, avec NEl le nombre d'éléments de la sonde et $NEch$ le nombre d'échantillons temporels des acquisitions. Par exemple, A_{12} est le signal RF brut entre l'élément numéro 1 qui est émetteur et l'élément numéro 2 qui est récepteur. Toutes les données de la FMC peuvent être utilisées pour former une image haute résolution : c'est le principe de la focalisation en tout point (ou *Total Focusing Method*, TFM). En d'autres termes, chaque transmission avec un seul élément est utilisée par tous les éléments en réception pour former des images basse résolution et sont ensuite sommées pour reconstruire l'image haute résolution. L'algorithme de formation de voie est, dans ce cas, sous la forme :

$$I_{RF}(x, z) = \sum_{i=1}^{NEl} \sum_{j=1}^{NEl} RF_{brut_{ij}}(\mathcal{T}_{ij}), \quad (1.23)$$

où i est le numéro de l'élément utilisé en transmission et j l'élément en réception. Les temps de vol \mathcal{T}_{ij} aller-retour sont :

$$\mathcal{T}_{ij} = \mathcal{T}_{aller} + \mathcal{T}_{retour}, \quad (1.24)$$

avec

$$\mathcal{T}_{aller} = \frac{\|\vec{r}_i - \vec{r}\|}{V_C}, \quad \mathcal{T}_{retour} = \frac{\|\vec{r} - \vec{r}_j\|}{V_C}, \quad (1.25)$$

avec $\vec{r}_{i,j} = (x_{i,j} ; z_{i,j})$ les coordonnées de l'élément en transmission ou réception. Les résultats obtenus en synthèse d'ouverture ou en focalisation en tout point sont prometteurs

en termes de contraste et de résolution. La focalisation en tout point est même devenue une référence en contrôle non destructif. En imagerie médicale, le rapport signal à bruit est cependant assez faible, car peu d'énergie acoustique est transmise avec un seul élément.

1.2.3 Sommation Cohérente

La sommation, ou *compounding* en anglais, fait référence à la reconstruction d'une image finale à partir de plusieurs « sous-images ». En imagerie médicale, ce concept apparaît dès les années 80 (BERSON *et al.* 1981 ; JESPERSEN *et al.* 1998) ; les sous-images sont ici reconstruites par échographie conventionnelle. Les images reconstruites à partir des méthodes par ondes planes ou divergentes ont été utilisées par la suite comme sous-images et ont permis d'améliorer la qualité des images, par rapport à l'utilisation d'une seule onde plane, tout en améliorant la cadence d'image par rapport à l'échographie conventionnelle (TANTER *et al.* 2002). La sommation des images se fait, dans ce cas, avec les images enveloppes. Le terme *coherent compounding*, utilisé dans MONTALDO *et al.* 2009, désigne une sommation des images RF soit avant la détection d'enveloppe :

$$I_{\text{RF}}(x, z) = \sum_{n\text{SV}=1}^{NSV} I_{\text{RF_}n\text{SV}}(x, z), \quad (1.26)$$

où NSV est le nombre de sources virtuelles utilisées (Équations 1.18 à 1.22) et $n\text{SV}$ le numéro de la source virtuelle. Le principe de sommation avec des ondes planes est affiché sur la Figure 1.13 qui provient de BENANE 2018.

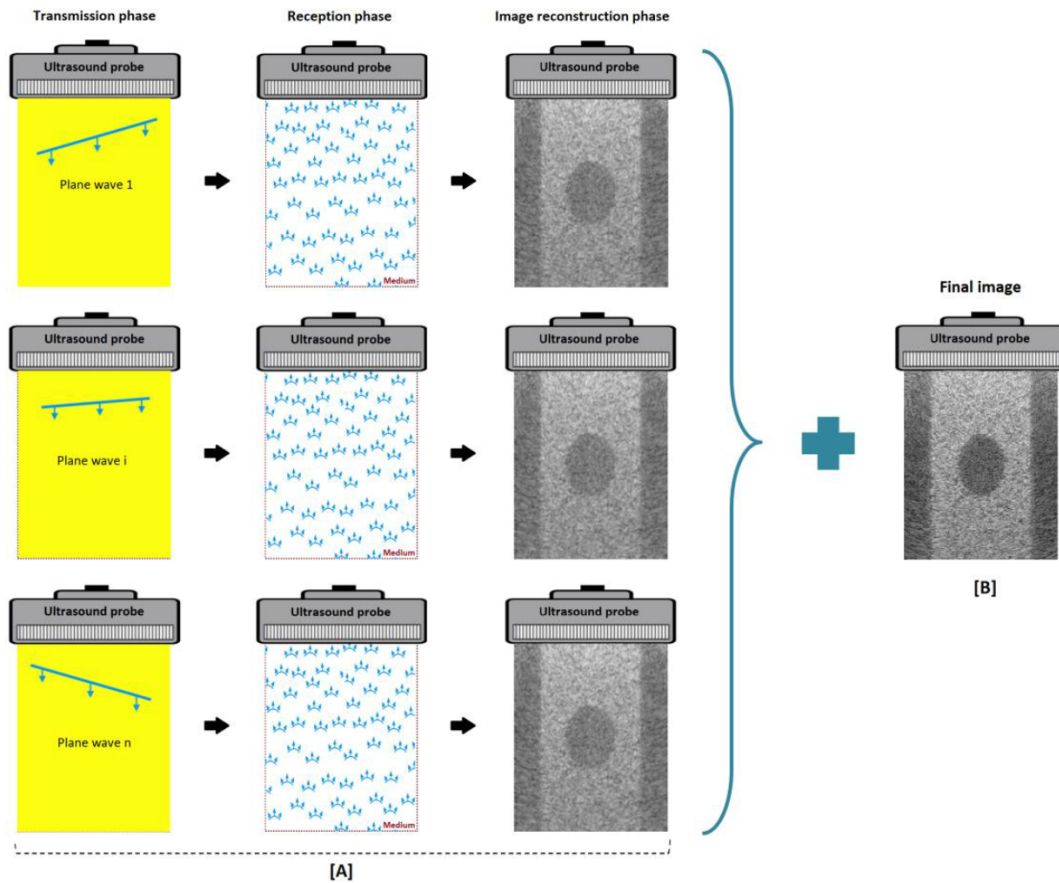


FIGURE 1.13 – Étapes de formation d'image par sommation des images avec utilisation d'ondes planes (BENANE 2018)

Cette méthode permet d'avoir une qualité d'image similaire avec l'échographie conventionnelle tout en utilisant environ 10 fois moins d'ondes en transmission. Elle permet alors d'augmenter la cadence d'image d'un ratio de 10 par rapport à l'échographie conventionnelle. Elle présente aussi l'avantage d'être flexible, en choisissant un compromis entre qualité d'image et cadence d'image.

1.2.4 Synthèse des techniques d'inspection

Les sondes linéaires offrent alors un large panel d'onde pouvant être transmise dans un milieu. Ces différentes formes d'ondes transmises énoncées sont résumées sur la Figure 1.14.

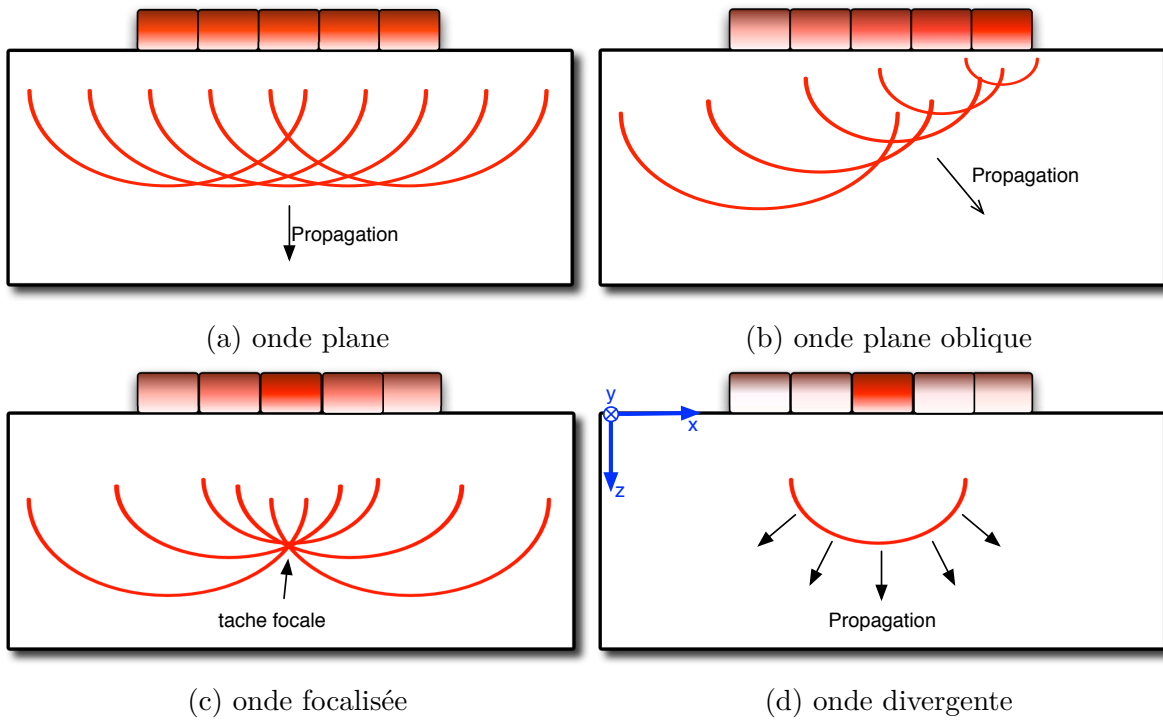


FIGURE 1.14 – Formes d’ondes transmises par une sonde linéaire

La forme d’onde la plus simple à générer, électroniquement, est une onde plane qui se propage perpendiculairement à la sonde linéaire (Figure 1.14a) : un signal électronique est transmis à tous les éléments avec la même phase. En changeant la phase de manière linéaire, il est possible de diriger l’onde plane selon l’angle θ_{SV} (Figure 1.14b). Enfin, il est possible de déphaser les signaux temporellement de sorte que l’onde se focalise (Figure 1.14c) ou qu’elle émane de la position d’une source virtuelle (Figure 1.14d). Ces différentes ondes peuvent être adaptées en échographie 3D.

1.2.5 Échographie 3D

L’échographie 3D présente un premier intérêt qui est de pouvoir afficher plusieurs coupes d’une unique acquisition, voire d’une reconstruction volumétrique d’un organe. Elle est aussi prometteuse pour des diagnostics cliniques plus précis. Là où l’échographie 2D est utilisée, le 3D permet d’apporter des informations supplémentaires. Si l’on souhaite faire des acquisitions volumiques sans système de balayage mécanique, il est nécessaire d’avoir une sonde non plus 1D mais 2D. Les critères de fabrication d’une sonde dédiée liés à l’acoustique pour éviter la formation de lobes de réseau ($pitch \leq \lambda/2$) ainsi que la conservation d’une ouverture suffisante doivent être respectés. Une telle extension d’un réseau de transducteurs 1D en 2D mène à un nombre d’éléments trop important (> 1000). Les échographes, qui récoltent les signaux transmis par la sonde ultrasonore pour calculer les images, sont limités à un certain nombre de voies (128 ou 256 en général) en entrée, en fonction de la puissance de calcul. Augmenter le nombre de voies à traiter augmente la taille des échographes : l’échographie perd alors son aspect portable. De plus, le nombre de voies requises serait si important que le diamètre du câble limiterait la maniabilité

de la sonde. Il est donc nécessaire d'appliquer des stratégies visant à réduire le nombre de voies en sortie d'une sonde matricielle pour qu'elle soit utilisable sur un échographe clinique.

Technologies de sonde 2D pour l'échographie 3D rapide

Différentes méthodes existent à l'heure actuelle. Les principales technologies sont décrites dans les paragraphes qui suivent.

Micro-beamforming

Le *micro-beamforming* (WILDES *et al.* 2016 ; SANTOS *et al.* 2016 ; BHUYAN *et al.* 2013 ; WYGANT *et al.* 2009 ; SMITH et PAVY 1991 ; BLAAK *et al.* 2009 ; SAVORD et SOLOMON 2003) consiste à regrouper les éléments par petits groupes en formant une sous-ouverture (SAP - *Sub-APerture*) et effectuer une reconstruction de l'image préliminaire. De ce fait, la reconstruction de l'image se fait en deux étapes : la première étape préliminaire faite avec la microélectronique embarquée dans la sonde, la seconde avec l'échographe. En transmission, tous les éléments d'une SAP peuvent avoir en entrée le même signal et transmettent, dans ce cas, une onde plane. Un retard global est ensuite appliqué à chaque SAP. Des retards individuels peuvent être appliqués aux éléments de chaque SAP (TAN *et al.* 2017), augmentant le nombre de voies nécessaire par le nombre d'éléments par SAP. En réception, une formation de voie analogique est pratiquée pour chaque SAP. Le nombre de signaux en sortie est égal au total de SAP. Le principe du *micro-beamforming* en réception est affiché sur la Figure 1.15, dont les travaux sont issus de CHEN *et al.* 2017.

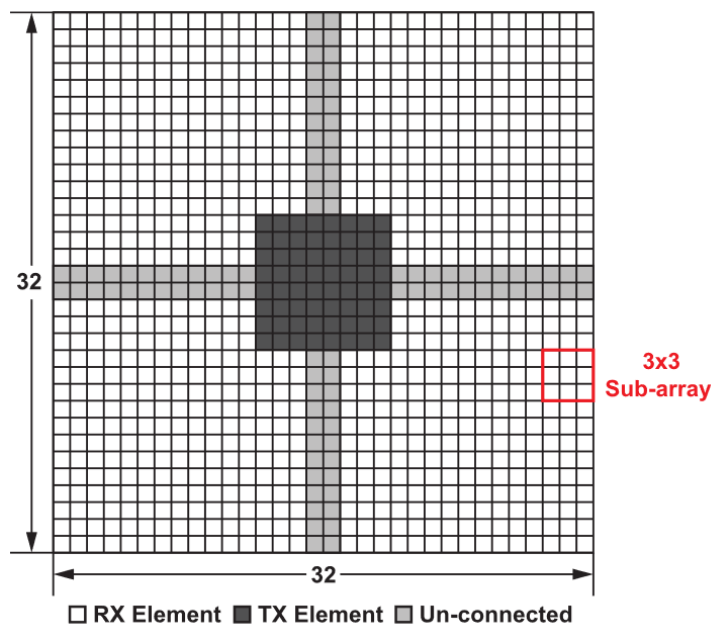


FIGURE 1.15 – Principe du *micro-beamforming* intégré (CHEN *et al.* 2017)

La technique permet alors de diminuer le nombre de voies électroniques à traiter en sortie de la sonde. Par conséquent, les temps de calcul en réception des données de la sonde sont réduits et le diamètre du câble de la sonde est aussi réduit. Ce principe limite

néanmoins la flexibilité en transmission et en réception, soit le type d'inspection et la reconstruction d'image. La micro technologie embarquée nécessite un système de refroidissement, car de la chaleur est créée suite à l'effet joules des circuits de microélectronique. Sans refroidissement, cette chaleur peut endommager la sonde ultrasonore. En combinant la microélectronique et le système de refroidissement, la sonde devient plus encombrante donc moins ergonomique pour le clinicien.

Row-Column Addressing (RCA)

Le RCA (BOUZARI *et al.* 2017; SEO et YEN 2009; ERMERT *et al.* 2000; MORTON et LOCKWOOD 2003; RASMUSSEN et JENSEN 2013; DEMORE *et al.* 2009; CHEN *et al.* 2014) propose, littéralement, de regrouper les $N \times N$ éléments en éléments-lignes ou colonnes (Figure 1.16). Ce faisant, la sonde 2D peut être vue comme deux sondes 1D orthogonales entre elles, formées d' N éléments-lignes ou colonnes. Procéder ainsi permet d'utiliser les échographes actuels puisque le nombre de canaux nécessaires, de $N \times N$ pour la version pleinement échantillonnée, est réduit à $N + N$ pour piloter la sonde.

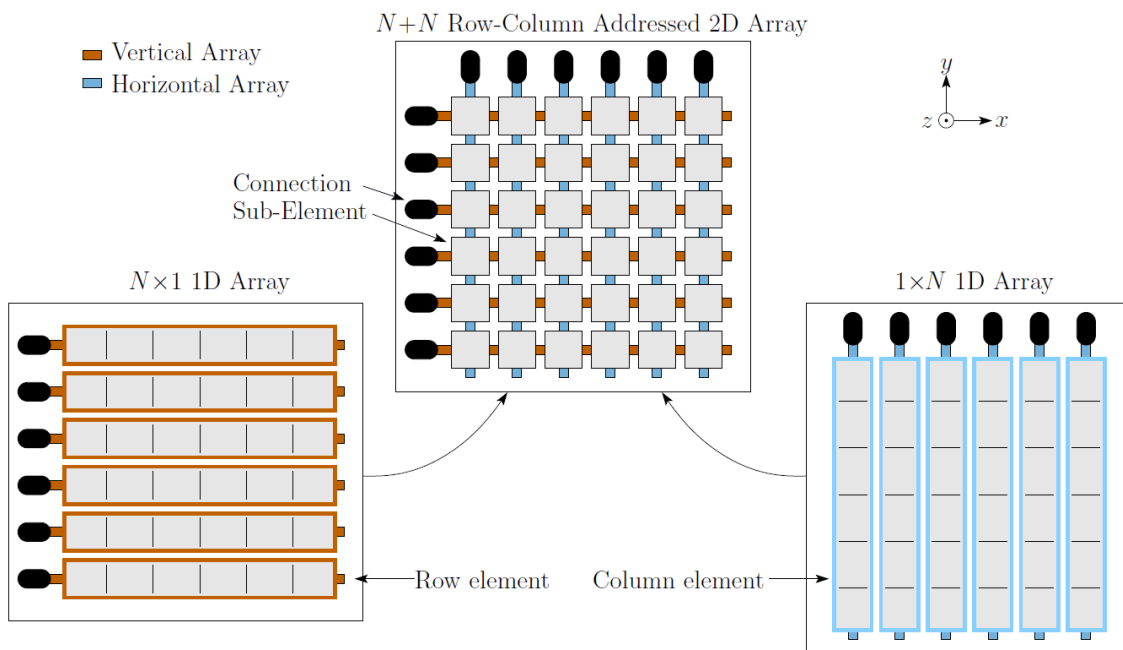


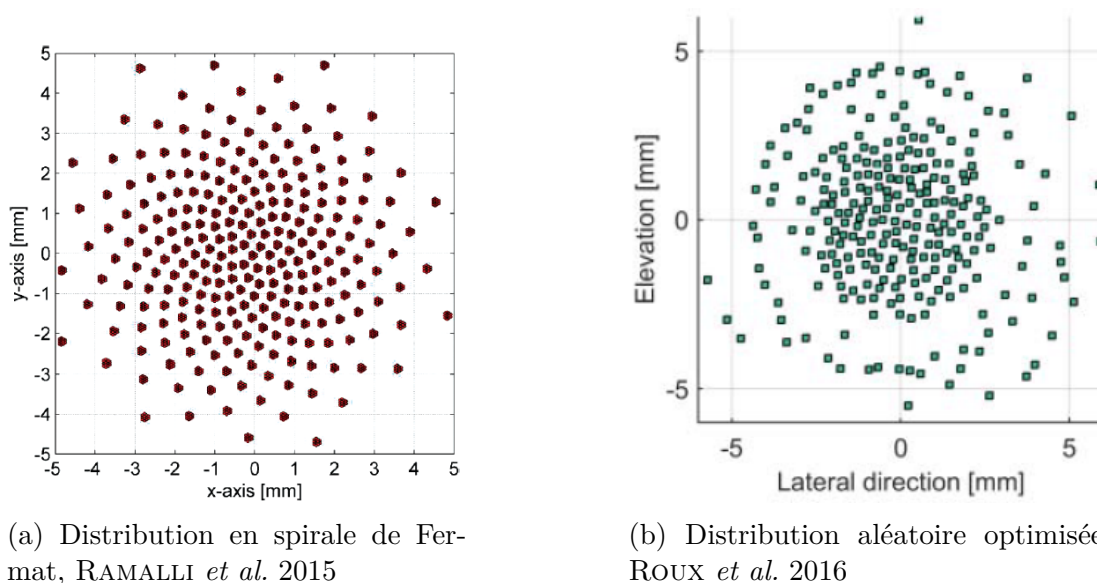
FIGURE 1.16 – Principe du row-column addressing (RASMUSSEN et JENSEN 2013)

Avec ce type de sonde, une transmission focalisée crée un cylindre de focalisation et permet d'obtenir une image, soit un plan du volume. Il est nécessaire de répéter l'opération pour couvrir un volume entier. Une transmission d'onde plane permet de reconstruire un volume; des travaux montrent la possibilité d'utiliser une sonde RCA pour faire de l'imagerie par sommation cohérente d'ondes planes (*Coherent Plane Wave Compounding* (CPWC), FLESCHE *et al.* 2017; SAUVAGE *et al.* 2018). Les résultats, *in vitro* et *in vivo* pour la sonde RCA simulée (FLESCHE *et al.* 2017) et réelle (SAUVAGE *et al.* 2018), sont prometteurs : un large volume de flux sanguin a été imagé avec un taux supérieur à 800 images/sec avec uniquement 256 canaux.

Sondes à distribution parcimonieuse

Les sondes 2D à distribution parcimonieuse - ou *sparse* - ont été étudiées dans différents domaines, à savoir en RADAR, sonar, sismologie, imagerie acoustique et imagerie médicale (HOLM *et al.* 2001). Le principe est de réduire directement le nombre d'éléments et conserver le contrôle total de chaque élément. Cependant, il n'est pas possible d'avoir à la fois une ouverture de la sonde suffisante, pour une bonne résolution latérale et une distance inter élément inférieure ou égale à $\lambda/2$: des lobes de réseau se forment et dégradent la qualité des images. Il est nécessaire de casser cette régularité et choisir un compromis entre l'ouverture maximale de la sonde et limiter les lobes de réseau.

Certaines sondes parcimonieuses présentent une distribution déterministe des éléments (SMITH et PAVY 1991 ; AUSTENG et HOLM 2002 ; MARTINEZ-GRAULLERA *et al.* 2011 ; RAMALLI *et al.* 2015) tandis que d'autres sondes proposent des distributions aléatoires des éléments, optimisées selon des critères d'imagerie ou acoustiques à l'aide d'algorithmes d'optimisation (HAUPT 1994 ; TRUCCO 1999 ; CHEN *et al.* 2010 ; HOLM *et al.* 2001 ; DIARRA *et al.* 2013 ; ROUX *et al.* 2016). La Figure 1.17 présente deux géométries de sonde parcimonieuses irrégulières : une distribution déterministe (Figure 1.17a) et une distribution aléatoire obtenue après une routine d'optimisation (Figure 1.17b).



(a) Distribution en spirale de Fermat, RAMALLI *et al.* 2015

(b) Distribution aléatoire optimisée, ROUX *et al.* 2016

FIGURE 1.17 – Géométries déterministes et aléatoires de sonde parcimonieuses

La sonde présentée sur la Figure 1.17a a été dimensionnée de sorte que les éléments se répartissent selon une spirale de Fermat. De plus, une loi de densité est appliquée pour avoir une concentration plus élevée des éléments au centre de la sonde et moins élevée sur les extrémités. Cette géométrie est utilisée dans le but d'atténuer le niveau des lobes de réseau de la sonde, puisque les éléments sont distancés d'une longueur supérieure à $\lambda/2$ (RAMALLI *et al.* 2022). Elle permet également de diminuer le niveau des lobes de bord de la sonde sans avoir à appliquer de fenêtrage spatial sur les éléments. La sonde aléatoire sur la Figure 1.17b a été optimisée à la fois pour améliorer la résolution latérale et diminuer les lobes de réseau de la sonde. Les résultats, en simulation, de ces deux

sondes montrent que le niveau de lobe de réseau peut concurrencer celui d'une sonde pleinement peuplée de même envergure.

Les trois types de sonde 3D présentées permettent d'atteindre des performances similaires à des sondes pleinement peuplées avec cependant certaines restrictions. Par exemple, les sondes avec une micro électronique embarquée (*micro-beamforming*) et les sondes RCA ont l'avantage d'avoir des résultats d'imagerie, que ça soit pour la résolution latérale, le contraste et le rapport signal à bruit, similaire à une sonde pleine au prix d'un manque de flexibilité pour transmettre des ondes et reconstruire l'image. En parallèle, les sondes parcimonieuses offrent un contrôle total sur la transmission d'ondes et la réception au prix d'une baisse du rapport signal à bruit.

1.3 Discussion et problématique

Différentes évolutions de l'échographie ont été présentées avec leurs avantages et inconvénients. L'échographie ultra-rapide par onde plane ou divergente permet d'obtenir une cadence d'imagerie de l'ordre de 10 000 images par seconde en fonction de la profondeur, au prix d'une perte de la résolution spatiale et du contraste sur les images en regard de l'échographie conventionnelle. Au contraire, la synthèse d'ouverture accroît sensiblement la résolution spatiale et le contraste des images, qui devient supérieur à l'échographie conventionnelle et ultra-rapide, avec une cadence d'imagerie similaire à l'échographie conventionnelle. Le principal désavantage de cette technique est que le rapport signal à bruit est en retrait par rapport à l'échographie ultra-rapide, et encore plus par rapport à l'échographie conventionnelle. Des artefacts peuvent aussi apparaître si le milieu bouge rapidement. La sommation cohérente d'ondes planes ou divergentes est devenue une méthode incontournable en échographie, malgré l'apparition d'artefacts comme pour la synthèse d'ouverture si le milieu bouge rapidement. Elle présente des améliorations autant en termes de résolution spatiale, de contraste et de cadence d'imagerie par rapport à l'échographie conventionnelle. Les différentes technologies de sondes 3D qui ont été présentées permettent de transmettre les différentes formes d'onde précédemment discutées, à condition de configurer la micro électronique embarquée de certaines de ces technologies. Elles permettent d'adapter l'imagerie ultrasonore par sommation cohérente d'ondes planes ou divergentes pour faire de l'échographie 3D.

Dans la littérature relative à la sommation cohérente d'ondes, les sources virtuelles utilisées pour transmettre des ondes divergentes sont majoritairement distribuées de manière périodique. Il a été montré qu'une transmission d'ondes, dont les angles de transmission ou les sources virtuelles sont distribués de manière régulière, mène à la formation de lobes de réseau qui détériorent le contraste des images (PAPADACCI *et al.* 2014; BAE *et al.* 2019). Ces lobes de réseau ne sont pas à confondre avec les lobes de réseau qu'une sonde peut causer en cas de distances inter éléments supérieures à une demi-longueur d'onde ($\lambda = V_C/f$). Ces lobes de réseau, causés par les sources virtuelles, peuvent être écartés de la région d'intérêt de l'image en rapprochant les sources virtuelles les unes des autres au prix d'une baisse de la résolution latérale (PAPADACCI *et al.* 2014). Ces lobes peuvent aussi être atténués pour améliorer le contraste des images, en distribuant les sources virtuelles de façon irrégulière comme

les résultats le suggèrent dans MATTESINI *et al.* 2018 et dans BAE *et al.* 2019. L'étude présentée dans BAE *et al.* 2019 emploie le terme de *seed* pour désigner la séquence d'ondes planes transmises à différents angles ; une *seed* est analogue à une distribution de sources virtuelles. Les résultats de cette étude montrent qu'une *seed* de la forme d'une spirale de Fermat permet d'atténuer ces lobes de réseau et améliore le contraste des PSF. À notre connaissance, il n'y a pas encore d'étude consacrée aux distributions aléatoires de sources virtuelles. Dans différents domaines, une répartition aléatoire d'un réseau de transducteurs aide à améliorer le niveau des lobes secondaires obtenus sur les images. C'est en effet le cas de sondes ultrasonores (HAUPT 1994 ; TRUCCO 1999 ; AUSTENG et HOLM 2002 ; ROUX *et al.* 2016), d'antennes acoustiques (LE COURTOIS *et al.* 2016) et électromagnétiques (BENCIVENNI *et al.* 2016). Distribuer les sources virtuelles de manière aléatoire pourrait, comme pour les différents cas d'antennes énoncés, être une solution pour atténuer le niveau des lobes de réseau, garantir une baisse du niveau des lobes de bord causés par la sonde pour améliorer le contraste sur les images.

C'est à ce stade que les travaux de cette thèse se positionnent : **est-il possible de trouver une distribution de sources virtuelles aléatoire qui offre, à la fois, un meilleur contraste et une meilleure résolution spatiale qu'une distribution régulière ou en spirale ?** Pour répondre à la question, une attention particulière est portée à l'utilisation d'algorithmes d'optimisation pour assister cette recherche. La prochaine section fait part de différentes méthodes d'optimisation adaptées à cet environnement.

1.4 Algorithmes d'optimisation globale

Les travaux principaux de cette thèse visent à rechercher une ou des distributions de sources virtuelles optimales selon des critères d'imagerie, lorsqu'un volume d'imagerie est reconstruit par sommation cohérente d'ondes. Un algorithme d'optimisation peut être utilisé pour distribuer les sources virtuelles de sorte à améliorer les critères de performances en imagerie. Si un algorithme d'optimisation est envisagé, il doit être soigneusement choisi et configuré en fonction de différents aspects ; ces aspects sont présentés dans les paragraphes qui suivent.

1.4.1 Optimisation déterministe et stochastique

La fonction objectif (ou fonction coût) est l'élément central à considérer pour le choix d'un algorithme d'optimisation. La fonction peut être convexe : dans ce cas, un seul minimum local est présent et est donc le minimum global de la fonction. Par exemple, soit une fonction $f(x) = x^2$ (Figure 1.18a) avec x une variable quelconque. La fonction comporte qu'un seul minimum. Dans ce cas de figure où l'on sait d'avance que la fonction est convexe, un algorithme d'optimisation déterministe peut être utilisé pour rechercher ce minimum.

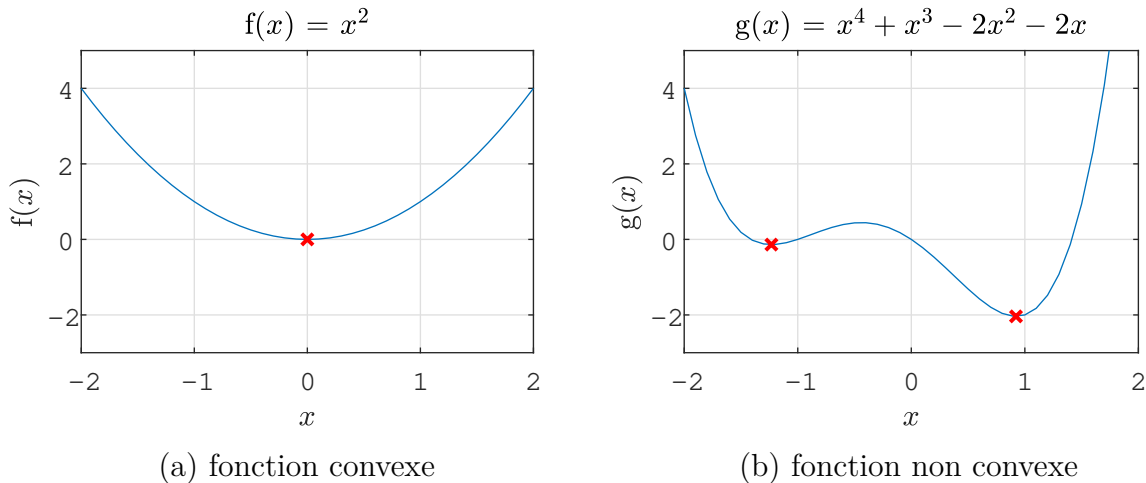


FIGURE 1.18 – Exemple d’une fonction convexe (a) et d’une fonction non convexe (b)

Certaines fonctions ne contiennent cependant pas un seul, mais de multiples minimums locaux. C’est le cas de la fonction $g(x) = x^4 + x^3 - 2x^2 - 2x$ (Figure 1.18b). Une solution initiale est requise pour les algorithmes d’optimisation. Pour les algorithmes déterministes, si la solution initiale ne figure pas dans le bon « puits », le minimum global de la fonction ne sera pas trouvé. Une autre catégorie d’algorithme d’optimisation existe : les algorithmes stochastiques. Ces algorithmes introduisent une notion d’aléatoire qui permet à la recherche de s’évader d’un puits, ce qui favorise l’exploration de la fonction et accroît les chances de trouver le minimum global d’une fonction. Dans la littérature des optimisations de sonde ultrasonores parcimonieuses, deux algorithmes d’optimisation stochastiques sont couramment utilisés : le recuit simulé (KIRKPATRICK *et al.* 1983) et les algorithmes génétiques (HOLLAND 1975).

Recuit simulé

Le recuit simulé tire son nom d’un processus de métallurgie qui vise à solidifier un alliage : le recuit, ou *Annealing* en anglais. L’objectif est d’éliminer les imperfections de l’alliage (hétérogénéités, micro fissures, délaminages...) en le recuisant, c’est-à-dire en le fondant puis en le refroidissant. La température de refroidissement est adaptée pour que l’alliage se refroidisse suffisamment lentement, et ainsi limiter la formation d’imperfections. Cette méthode est adaptée dans le domaine informatique par S.Kirkpatrick (KIRKPATRICK *et al.* 1983). Le recuit simulé génère une solution candidate $\tilde{\chi}$ à partir de la dernière solution retenue χ (modification). Elles seront comparées (évaluation) puis la solution candidate sera conservée à certaines conditions (acceptation).

Modification : Mécanisme de Communication

La création d’une solution candidate $\tilde{\chi}$ à partir de χ s’opère à travers un mécanisme de communication Θ qui explore l’espace de solution Ω . Le mécanisme $\Theta(\chi, \tilde{\chi})$ décrit alors la probabilité de passer de χ à $\tilde{\chi}$ par l’intermédiaire d’un système de « voisinage ». Ce système de voisinage est chargé de modifier une seule partie du système en fonction de son entourage, par exemple : un seul élément parmi un réseau de transducteurs (ROUX *et al.* 2016). Pour que le recuit simulé puisse converger convenablement, certaines conditions

doivent être respectées : ROBINI 2013 énumère ces conditions. De manière résumée, la probabilité de proposer un « mouvement » qui permet de passer d'une solution χ à une solution $\tilde{\chi}$ doit être la même que pour passer de $\tilde{\chi}$ à χ . Aussi, n'importe quelle solution dans Ω doit pouvoir être atteinte en un nombre fini de mouvements à partir de n'importe quelle autre solution dans Ω .

Acceptation conditionnelle

Lorsque la solution candidate est de meilleure qualité, c'est-à-dire quand son coût est plus bas, elle est automatiquement acceptée et vient remplacer la dernière solution retenue. Lorsque le coût de la solution candidate est plus élevé, elle peut être acceptée avec une certaine probabilité (P). C'est sur cette probabilité (P) que la température intervient :

$$P = \exp\left(-\frac{\Delta E}{T}\right) \quad \text{ou} \quad P = \exp(-\Delta E\beta), \quad (1.27)$$

$$\text{avec} \quad \Delta E = E_{n+1} - E_n, \quad (1.28)$$

E_{n+1} et E_n étant respectivement l'énergie de la solution candidate et retenue, T la température et β la température inverse. Plus la différence de coût est grande, moins la solution candidate a de chance d'être acceptée. Plus la température est basse, moins la solution candidate a de chance d'être acceptée.

La température évolue tout au long du processus d'optimisation. Elle est gérée selon une loi de température préalablement établie. Dans la littérature relative au recuit simulé, plusieurs lois de températures ont été proposées et il a été indiqué qu'elles influencent fortement le comportement de l'optimisation. Théoriquement, il a été démontré qu'une loi logarithmique ($T_n \propto \frac{1}{\ln(n+1)}$ où n est l'itération) doit permettre au recuit simulé de pouvoir converger vers le minimum global (HAJEK 1988) s'il existe. Cette loi conduit néanmoins à une convergence trop lente pour être utilisée en pratique (ROBINI et REISSMAN 2013). Des lois exponentielles décroissantes (CATONI 1992) sont utilisées de nos jours pour accélérer la convergence du recuit simulé. Ainsi, des travaux portés sur l'accélération de la vitesse de convergence (ROBINI et REISSMAN 2013) du recuit simulé ont abouti à une loi de la forme :

$$\beta_n^{\zeta, K} = \beta_{\text{inf}} \left(\frac{\beta_{\text{sup}}}{\beta_{\text{inf}}} \right)^{\frac{1}{\zeta-1} (\lceil \frac{n}{K} \rceil - 1)}, \quad (1.29)$$

où le nombre d'itérations total est régi par le couple $K\zeta$. β_{inf} et β_{sup} sont les températures inverses initiales et finales, ζ le nombre de paliers de température et K le nombre d'itérations par palier de température. Les étapes du recuit simulé sont indiquées dans l'algorithme 1. L'acceptation de la probabilité P se fait en introduisant une variable aléatoire nommée *random* ici, de loi uniforme entre 0 et 1.

```
générer première solution  $\chi$ ;  
évaluer  $E_n$ ;  
 $\beta_n \leftarrow \beta_{inf}$ ;  
tant que  $\beta_n < \beta_{sup}$  faire  
  générer solution candidate  $\tilde{\chi}$ ;  
  évaluer  $E_{n+1}$ ;  
   $\Delta E \leftarrow E_{n+1} - E_n$ ;  
  si  $\Delta E \leq 0$  alors  
     $\chi \leftarrow \tilde{\chi}$ ;  
  sinon  
    si  $random \geq \exp(-\Delta E \beta_n)$  alors  
       $\chi \leftarrow \tilde{\chi}$ ;  
    sinon  
       $\chi \leftarrow \chi$ ;  
    fin  
   $\beta_n \leftarrow \beta_{n+1}$ ;  
fin
```

Algorithme 1 : Recuit Simulé

Le mécanisme de communication peut être piloté de sorte qu'il change en fonction des itérations. Faire ainsi permet d'accélérer davantage la vitesse de convergence du recuit simulé. Ce type de recuit simulé amélioré est appelé *Stochastique Continuation* (SC).

Algorithmes génétiques

Les algorithmes génétiques, ou GA (pour *Genetic Algorithm*), ont été utilisés pour résoudre le problème d'optimisation tant en échographie qu'en imagerie acoustique (WEBER *et al.* 1999; CAORSI *et al.* 2002; YANG *et al.* 2006; LE COURTOIS *et al.* 2016). Ces algorithmes sont basés sur la théorie de l'évolution de C. Darwin et ont émergé dans les années 90 (HOLLAND 1975; MITCHELL 1996) dans le domaine de l'optimisation en informatique. Le principe est le suivant : générer un ensemble de solutions, les évaluer et garder les meilleures ; de nouvelles solutions sont générées en croisant les anciennes entre elles. Ces étapes sont répétées jusqu'à ce qu'une condition de stabilité soit atteinte. Les trois étapes (évaluation, sélection ainsi que croisement & mutation) sont décrites ci-dessous.

Évaluation : fonction de *fitness*

Les individus sont évalués via la fonction objectif, *fitness* en GA. Cette procédure permet de jauger les individus pour les comparer entre eux.

Sélection

Une étape de sélection est nécessaire afin de garder les meilleurs individus destinés à être parents. Plusieurs types de sélection existent : sélection par rang, par tournoi, uniforme, *etc.*

Croisement et mutation

Une fois que les parents ont été sélectionnés, les enfants (ou nouvelles solutions) sont créés en croisant les gènes des parents, c'est-à-dire en prenant la moitié d'une première et la moitié d'une seconde solution. Ce procédé s'appelle le croisement. Les enfants peuvent également être modifiés par mutation génétique, c'est-à-dire en venant modifier une faible partie des gènes de l'enfant (par exemple, la position d'un seul élément parmi tout le réseau). Cette procédure permet à l'algorithme de s'échapper plus facilement des minimums locaux présents dans une fonction objectif. L'algorithme 2 affiche les différentes étapes du GA.

```

générer une population d'individus initiale;
tant que condition faire
    |   évaluer la population;
    |   sélectionner les parents;
    |   générer les enfants par croisement et mutation;
fin

```

Algorithme 2 : Algorithme génétique

La condition fait en général référence à la stabilité de la population. Si les individus au sein d'une population ont tous convergé vers un même type d'individu, alors l'algorithme prend fin. En pratique, la boucle conditionnelle est souvent remplacée par une boucle à nombre d'itérations fini. La condition devient : « **Tant que** $nGen < NGen$ », avec $NGen$ le nombre de nouvelles générations créées.

Optimisation par essaim particulaire

Le *Particle Swarm Optimization* (PSO) est le nom donné par J.Kennedy et R. Eberhart (KENNEDY et EBERHART 1995) à cet algorithme inspiré des mouvements de foules, comme le mouvement des bancs de poissons, de nuages d'oiseaux ou encore d'essaims d'insectes. Le principe est d'utiliser le partage d'informations entre des particules (appelés les individus en algorithmes génétiques) afin d'effectuer une recherche en groupe. Une notion de vitesse est utilisée : chaque particule χ (solution) se déplace dans l'environnement mathématique (espace des variables) d'une position \vec{r}_χ à une nouvelle position $\vec{r}_{\tilde{\chi}}$ déterminée par une vitesse $\vec{v}_{\tilde{\chi}}$. Cette vitesse est composée à partir de trois paramètres :

- son inertie, c'est-à-dire sa vitesse précédente \vec{v}_χ ,
- la position \vec{r}_{χ_p} de la meilleure solution personnelle retenue χ_p ,
- la position \vec{r}_{χ_g} de la meilleure solution retenue par tout l'essaim χ_g .

La nouvelle vitesse $\vec{v}_{\tilde{\chi}}$ est alors calculée en pondérant ces différents paramètres :

$$\vec{v}_{\tilde{\chi}} = w_i \times \vec{v}_\chi + w_p \times (\vec{r}_{\chi_p} - \vec{r}_\chi) + w_g \times (\vec{r}_{\chi_g} - \vec{r}_\chi), \quad (1.30)$$

où les coefficients w_i , w_p et w_g sont pondérés selon le compromis exploration/exploitation (ou convergence/divergence) souhaité. Les étapes du processus d'optimisation sont listées dans l'algorithme 3.

```
générer un essaim particulaire initial;  
tant que  $nIt < NIt$  faire  
    évaluer les particules;  
    mettre à jour la nouvelle meilleure solution personnelle  $\chi\_p$  pour chaque  
    particule  $\chi$ ;  
    mettre à jour la nouvelle meilleure solution globale  $\chi\_g$ ;  
    calculer et mettre à jour les vitesses  $\vec{v}_\chi$  pour chaque particule  $\chi$ ;  
fin
```

Algorithme 3 : optimisation par essaim particulaire

NIt est le nombre d'itérations fixées ; il est équivalent au nombre de générations de l'algorithme génétique. L'algorithme peut converger plus ou moins rapidement suivant les paramètres de pondération qui ont été fixés. S'il converge rapidement, les particules se concentrent rapidement sur la position considérée optimale par laquelle l'une des particules est passée. Au contraire, la convergence de l'algorithme est ralentie si les particules ne sont que peu influencées par la position des autres particules.

Quatre algorithmes d'optimisation stochastique ont été présentés : le recuit simulé, la continuation stochastique, l'algorithme génétique et l'optimisation par essaim particulaire. Ces deux derniers algorithmes, dit « à population », font partie des algorithmes évolutionnistes (COELLO *et al.* 2007).

1.4.2 Optimisation multiobjectif

Les algorithmes cités peuvent être utilisés lorsque l'on cherche à minimiser un seul objectif. Lorsque plusieurs objectifs doivent être minimisés, une adaptation de ces algorithmes doit être faite. Deux stratégies pour prendre en compte plusieurs objectifs sont décrites dans les prochains paragraphes.

Agrégation des objectifs

Un objectif prend la forme d'une valeur scalaire. Premièrement, les objectifs peuvent être regroupés dans un unique scalaire. Par exemple, l'objectif 1 et 2 doivent être minimisés. Ces deux scalaires peuvent être regroupés sous la forme d'un scalaire :

$$\text{objectif} = \text{objectif_1} + w \times \text{objectif_2}, \quad (1.31)$$

où w est un coefficient qui permet de pondérer le poids entre les objectifs 1 et 2. Cette pondération doit être soigneusement choisie pour qu'un objectif n'écrase pas l'autre. Ce risque lié à cette pondération *a priori* peut être contourné avec, en deuxièmement, une optimisation basée sur les solutions non dominées.

Solutions non dominées (SND) dans l'espace des objectifs

L'espace des objectifs (ou espace des solutions Ω) est l'espace qui couvre l'étendue des solutions qu'une fonction peut avoir. Il est défini sur \mathbb{R}^{NObj} avec $NObj \in \mathbb{N}^*$ le nombre d'objectifs. Chaque solution χ peut être représentée par un point situé dans cet espace.

Les solutions peuvent toutes aussi être représentées dans l'espace des variables définies sur $\mathbb{R}^{N\text{Var}}$ avec $N\text{Var} \in \mathbb{N}^*$ le nombre de variables unidimensionnelles.

Exemple Soit deux fonctions $\text{objectif_1}(x, y) = x - y$ et $\text{objectif_2}(x, y) = x \times y$, avec x et y les deux variables des fonctions. Les deux espaces, variable et objectif, sont ici définis sur \mathbb{R}^2 . La Figure 1.19 présente une représentation dans l'espace des variables ainsi que dans l'espace des objectifs, sous la forme de coordonnées sur un plan cartésien.

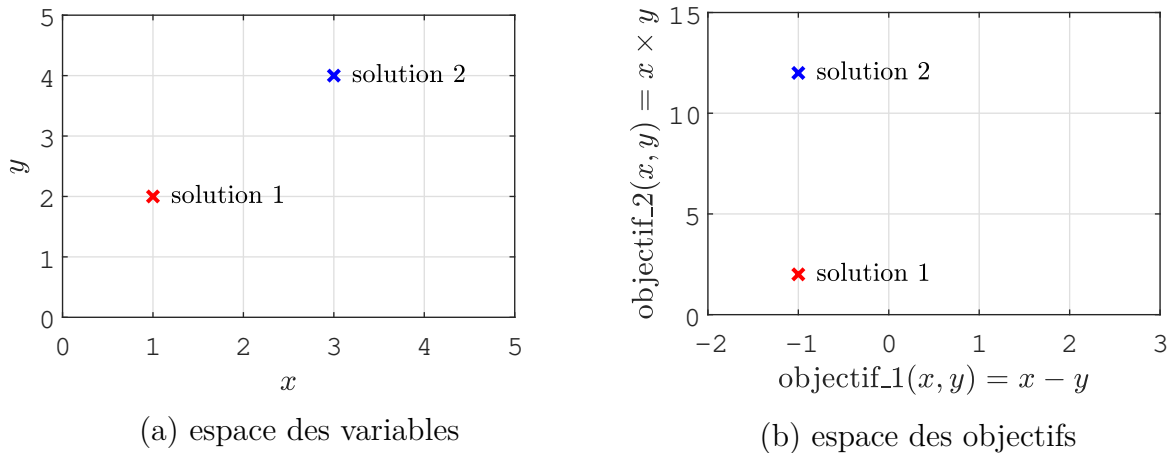


FIGURE 1.19 – Espace des variables et espace des objectifs

La notion de solution optimale dépend de si l'on cherche à minimiser ou maximiser la fonction objectif. Dans le cas d'une minimisation, $\text{objectif_1}(\chi_1)$ est considéré meilleur que $\text{objectif_1}(\chi_2)$ si $\text{objectif_1}(\chi_1) < \text{objectif_1}(\chi_2)$. Inversement, lors d'une maximisation, $\text{objectif_1}(\chi_1)$ est considéré meilleur que $\text{objectif_1}(\chi_2)$ si $\text{objectif_1}(\chi_1) > \text{objectif_1}(\chi_2)$. La dominance d'une solution peut alors être introduite de la sorte :

Definition 1.4.1 (Dominance, DEB 2001). Une solution χ_1 est dite dominante par rapport à une autre solution χ_2 si et seulement si les deux conditions suivantes sont réunies :

1. la solution χ_1 n'est pas pire que la solution χ_2 pour tous les objectifs. Dans ce sens, les solutions sont directement comparées par rapport aux valeurs des objectifs (ou la localisation des points représentant les solutions dans l'espace des objectifs).
2. la solution χ_1 est strictement meilleure que la solution χ_2 dans au moins un objectif.

La Figure 1.20 illustre cette notion de dominance dans le cas d'une minimisation des deux objectifs.

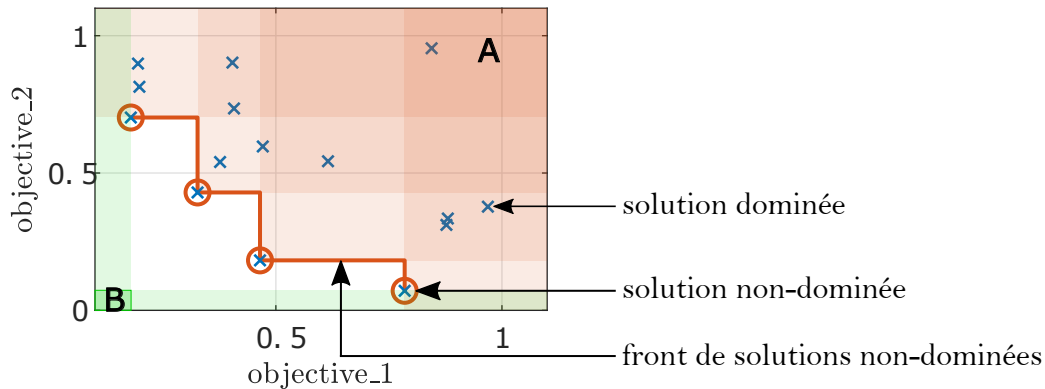


FIGURE 1.20 – Dominance des solutions dans l'espace des objectifs

Les solutions non dominées, entourées en orange, forment un front de solutions non dominées (DEB *et al.* 2000). Toute solution non incluse dans ce front et figurant dans une des zones orangées est dominée par au moins une solution. La solution placée dans la zone A (zone orangée la plus sombre) est dominée par toutes les solutions non dominées. En revanche, si une solution avait été trouvée dans la zone B (encadré vert), elle deviendrait l'unique solution non dominée et toutes les actuelles solutions non dominées deviendraient dominées. Selon cette définition et dans le cadre d'une minimisation des deux objectifs de l'exemple affiché sur la Figure 1.19, la solution 1 (χ_1) est alors dominante par rapport à la solution 2 (χ_2) puisque :

1. $\text{objectif_1}(\chi_1) = \text{objectif_1}(\chi_2) = -1$,
2. $\begin{cases} \text{objectif_2}(\chi_1) = 2 \\ \text{objectif_2}(\chi_2) = 12 \end{cases} \Rightarrow \text{objectif_2}(\chi_1) < \text{objectif_2}(\chi_2)$.

Cette notion de dominance permet alors de prendre en charge plusieurs objectifs à la fois, sans avoir à équilibrer les objectifs entre eux avant de lancer l'optimisation.

1.4.3 Algorithmes d'optimisation multiobjectif basés sur les solutions non dominées

Il apparait, dans la littérature impliquant de l'optimisation multiobjectif, au moins deux algorithmes basés sur la sélection de solutions non dominées : le MOPSO (pour *Multi Objective Particle Swarm Optimization*, COELLO *et al.* 2004) et le NSGA-II (pour *Non-dominated Sorting Genetic Algorithm II*, DEB *et al.* 2000). Ces deux algorithmes, MOPSO et NSGA-II, sont des adaptations respectives du PSO et du GA décrits précédemment. Le PSO et le GA sont des algorithmes à population : à chaque itération, toute une nouvelle population est générée et évaluée, au lieu d'une seule solution comme pour le recuit simulé. C'est cette particularité qui a facilité ces adaptations d'algorithme mono-objectif à multiobjectif basé sur les solutions non dominées. En effet, ce principe de solutions non dominées peut être directement appliqué sur chaque nouvelle population, sans aucun recours à un système qui retient des solutions précédentes.

1.4.4 Discussion

Différents types d'optimisation coexistent et une multitude d'algorithmes ont été développés au cours des dernières décennies. Une stratégie d'optimisation stochastique est indispensable dans le cadre de recherche de distributions de sources virtuelles optimales : la ou les fonctions objectifs, qui relient la position des sources virtuelles aux métriques de qualité mesurées sur des images, sont des fonctions complexes. Ces fonctions sont rarement convexes ou linéaires : c'est pourquoi des algorithmes stochastiques sont utilisés, dans la littérature relative à la recherche de sonde ultrasonore ou d'autre type d'antenne par optimisation. Les objectifs de la thèse, qui ont été définis en Section 1.3 page 25, impliquent de considérer deux métriques de qualités pour optimiser des distributions de sources virtuelles. Une stratégie d'optimisation multiobjectif par recherche de solution non dominée est l'option envisagée : elle apporte un aspect sécuritaire pour la pondération des différents objectifs et permet de proposer différents compromis entre les objectifs à l'issue de la routine d'optimisation.

1.5 Reconstruction d'un volume un processeur graphique

La fonction objectif exploitée par l'algorithme d'optimisation doit être un calcul qui soit le plus rapide possible en raison du temps qui peut être imparti. Lorsqu'il s'agit de reconstruire un volume d'imagerie, le nombre de pixels (appelés voxels pour un volume) augmente considérablement (Figure 1.21).

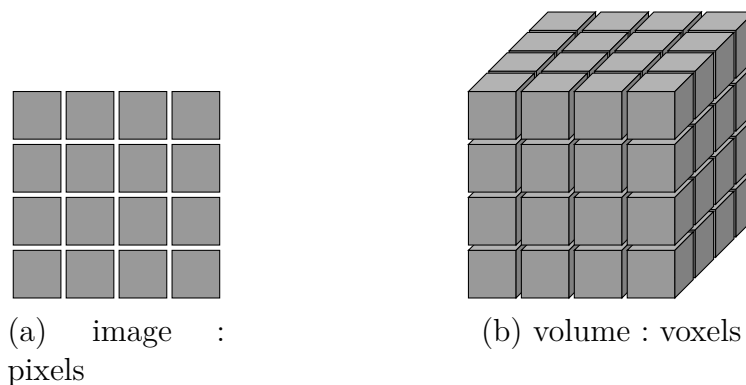


FIGURE 1.21 – Image et volume, pixels et voxels

Par exemple, dans le cas où l'on souhaite représenter une région de $5 \times 5 \times 5$ cm, une tranche de cette région (image 2D) avec un écart entre les pixels $\Delta_{x,y,z} = 1$ mm revient à calculer $50 \times 50 = 2\,500$ points. Pour un volume (image 3D) avec la même résolution spatiale identique pour les voxels, $\Delta_{x,y,z}$, $50 \times 2\,500 = 125\,000$ points sont nécessaires. En ne considérant aucune parallélisation sur ce calcul, le temps nécessaire pour reconstruire un volume augmente ainsi de manière cubique par rapport à la résolution spatiale. Notons $N_{x,y,z}$ le nombre de points à calculer dans chaque direction (x, y, z) lorsqu'il est le même; le calcul d'un volume est ainsi $N_{x,y,z}$ fois plus lent que le calcul d'une

image 2D de mêmes dimensions et résolution spatiale. Cette charge de calcul ralentit considérablement l'évaluation de la fonction objectif et il devient nécessaire d'accélérer le temps de reconstruction des volumes.

Le calcul d'image par formation de voies est cependant un calcul qui est parallélisable, sachant que la valeur assignée à chaque voxel est indépendante de celle des autres voxels. Les ordinateurs et centres de calcul disposent de nos jours de CPU (*Central Processing Unit*) dotés de plusieurs processeurs qui peuvent être utilisés pour faire du calcul parallèle. Cependant, le nombre de processeurs disponibles sur une machine excède rarement 32 et cela limite le taux de parallélisation atteignable sur un CPU en pratique.

Les ordinateurs et centres de calculs sont également dotés de GPU (*Graphical Processing Unit*) : ces unités graphiques peuvent comporter des milliers de processeurs qui peuvent être affectés à des tâches parallèles synchrones ou asynchrones. De manière simplifiée, les GPU permettent d'effectuer beaucoup plus d'opérations en parallèle qu'un CPU ; cependant, les processeurs d'un CPU sont plus efficaces que ceux d'un GPU pour du calcul séquentiel.

Historiquement, les CPU et GPU fonctionnaient de manière indépendante sans système de mémoire partagé. Une nouvelle architecture dite hétérogène (*heterogeneous system architecture*) introduit un système de partage de mémoire et permet de pouvoir profiter du potentiel de calcul parallèle des GPU. Cette architecture a permis de développer des bibliothèques dédiées telles que OpenCL™ et CUDA®, qui ont popularisé l'utilisation de calculs parallèles avec des GPU en C / C++ / C# et Python sur les plateformes Nvidia®.

Au niveau architectural (*Hardware*), un GPU est constitué de plusieurs multiprocesseurs (*Streaming Multi-processor*, SM) eux-mêmes composés de plusieurs processeurs (*streaming processors*). Ces différents processeurs sont exploités en distribuant les tâches via un programmeur (*kernel*), organisé comme suit :

- une tâche, ou *thread*, est exécutée par un processeur ;
- un bloc de *thread* (ou *block thread*) regroupe plusieurs *threads* qui sont exécutés en parallèle par les processeurs d'un multiprocesseur ;
- une grille permet de grouper plusieurs blocs afin de répartir les calculs sur les différents multiprocesseurs dont le GPU dispose.

Les multiprocesseurs sont généralement constitués d'un nombre de processeurs de l'ordre d'une puissance de 2 : 32 processeurs par multiprocesseur par exemple (CHENG 2014). Il est recommandé d'utiliser tous les processeurs d'un multiprocesseur pour que la parallélisation soit optimale, soit par conséquent d'avoir au moins 32 *threads* par bloc. Lorsqu'un bloc de 32 *threads* est pris en charge par un multiprocesseur, tous les *threads* peuvent alors être exécutés de façon parallèle et synchrone. Lorsque le nombre de *threads* demandés dépasse cette limite, les *threads* demandés sont regroupés par chaînes (ou *warp*) allant jusqu'à 32. Le nombre de chaînes par bloc est limité à une certaine valeur N_{warp} et chaque bloc peut admettre jusqu'à $32 \times N_{warp}$ *threads*. Le nombre de blocs demandés peut être supérieur au nombre de multiprocesseurs : les blocs qui n'ont

pas pu être pris en charge dans un premier temps sont pris en charge ultérieurement. Par exemple, si 8 blocs sont créés, un GPU qui dispose de deux multiprocesseurs les blocs en quatre passes, de manière séquentielle. Pour un GPU disposant de quatre multiprocesseurs, il n'y aura que deux passes de quatre blocs en théorie : il devrait alors offrir de meilleures performances que le GPU à deux multiprocesseurs pour ce cas-ci.

Le Chapitre 2 présente la manière dont les fonctions objectifs sont construites pour évaluer la qualité des volumes obtenue par une distribution de sources virtuelles donnée. Différents algorithmes d'optimisation sont ensuite mis à l'épreuve, d'abord avec un seul puis plusieurs objectifs, dans le but de sélectionner l'algorithme qui semble le plus adapté à la recherche de distributions de sources virtuelles optimales.

Méthode de simulations pour l'évaluation et l'optimisation de distributions de sources virtuelles

Dans cette section, les différentes composantes d'un programme d'optimisation pour trouver des distributions de sources virtuelles optimales pour un milieu donné sont détaillées. La recherche de solutions optimales lors de l'exécution d'un algorithme d'optimisation est principalement limitée par le temps nécessaire pour atteindre un objectif, et dépend de :

1. la fonction objectif que l'algorithme d'optimisation tente de minimiser,
2. le nombre d'évaluations de la fonction objectif pour atteindre l'objectif fixé,
3. les calculs intrinsèques à l'algorithme d'optimisation, hors de l'évaluation des fonctions objectifs.

2.1 Configuration utilisée

La Figure 2.1 présente la configuration simulée incluant une sonde bidimensionnelle, des sources virtuelles simulées ainsi que le volume de reconstruction de l'image.

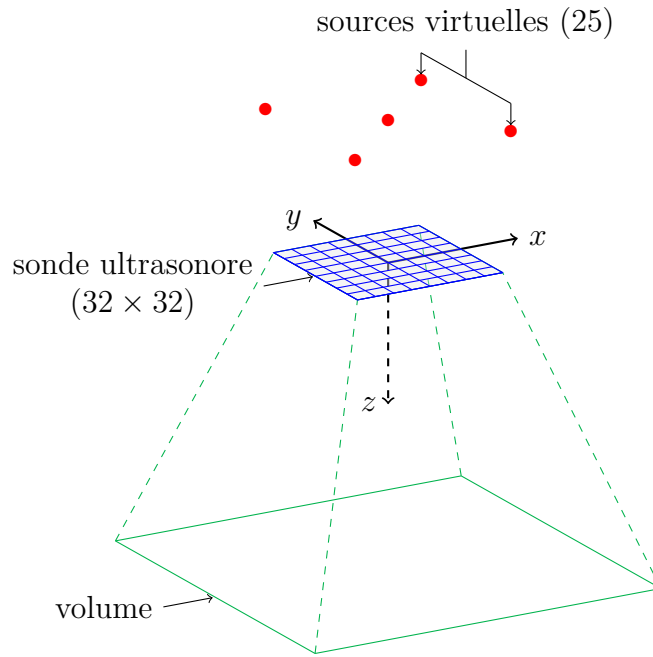


FIGURE 2.1 – Configuration générale pour la fonction objectif : position des sources virtuelles, sonde ultrasonore et volume reconstruit

En ce qui concerne le milieu, la vitesse de propagation des ondes de compression est constante et fixée à 1540 m/s. Une sonde de 1024 (32×32) transducteurs est simulée avec une fréquence centrale f_c fixée à 3 MHz pour tous les transducteurs. La sonde est régulière et l'espace inter élément (*pitch*) est de $\lambda/2$, avec $\lambda = V_C/f_c$. Ceci permet d'éviter la formation de lobes de réseau que la sonde peut causer (sous-Section 1.1.1 page 9). Un total de vingt-cinq sources virtuelles est utilisé pour faire la sommation cohérente, sur un système de coordonnées sphériques à rayon R constant de 40 mm :

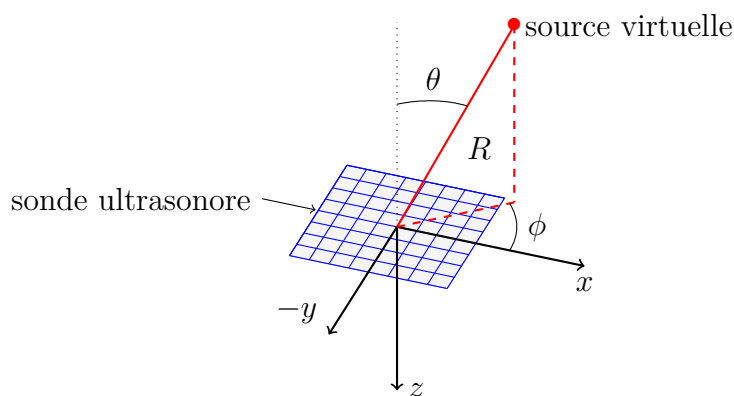


FIGURE 2.2 – Système de coordonnées sphériques utilisé pour le positionnement de sources virtuelles

Le choix d'utiliser vingt-cinq sources virtuelles a été fait pour conserver une haute cadence d'imagerie tout en ayant suffisamment de sources virtuelles pour interpréter les formes des distributions obtenues. En considérant qu'une cadence d'environ 10 000

images/seconde est atteinte dans le cadre d’une imagerie rapide avec une seule onde ultrasonore (MONTALDO *et al.* 2009), utiliser vingt-cinq ondes divergentes (soit vingt-cinq sources virtuelles) permet d’atteindre une cadence d’images d’au maximum 400 images/seconde.

Le milieu à imager est constitué d’un seul diffuseur positionné à 40 mm de profondeur et centré en x, y [0 ; 0 ; 40] mm. Le volume reconstruit mesure $20 \times 20 \times 10$ mm, avec une définition $\Delta_{x,y,z}$ de $\lambda/2$ et constitue un total de $78 \times 78 \times 39 = 237\,276$ voxels. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons à déterminer les coordonnées des sources virtuelles qui permettent d’optimiser la qualité des images volumétriques reconstruites. Il est donc possible de reformuler le problème sous la forme suivante :

$$\text{Qualité du volume} = \text{Évaluation}(\text{Position sources virtuelles}). \quad (2.1)$$

La notion de qualité des images et les descripteurs associés sont détaillés dans la section 2.4. La fonction objectif (ou fonction d’évaluation) doit ainsi être capable de :

1. générer les signaux temporels à partir de la position des sources virtuelles, d’une configuration d’un milieu et d’une sonde ultrasonore (Figure 2.3a),
2. reconstruire les volumes (formation de voies et sommation cohérente) à partir des signaux RF bruts (Figure 2.3b),
3. évaluer les indicateurs de qualité des volumes reconstruits (Figure 2.3c).

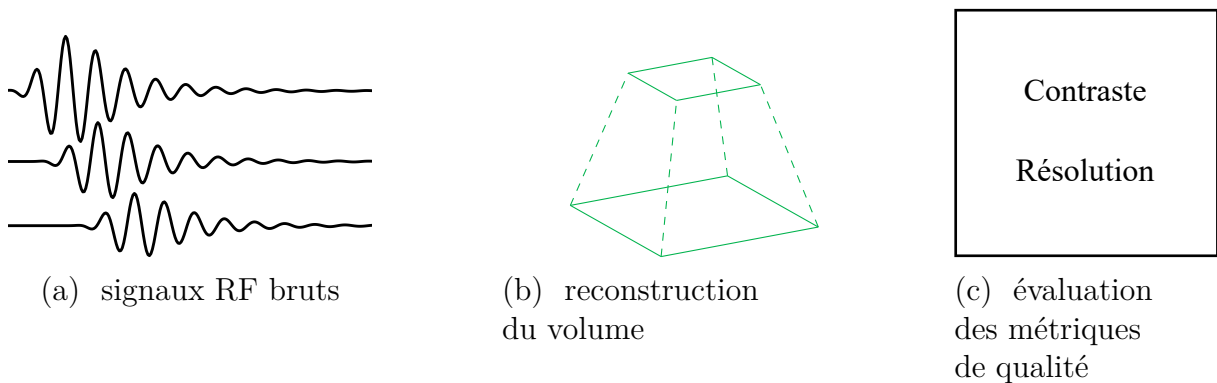


FIGURE 2.3 – Description schématique des trois étapes de la fonction objectif

Les sections suivantes présentent en détail les trois étapes de la fonction objectif.

2.2 Propagation d’ultrasons dans un solide élastique isotrope, homogène et sans dissipation

Différents outils numériques ont été élaborés pour simuler la pression acoustique rayonnée dans un milieu isotrope par différents types de sources. On peut citer parmi ces logiciels K-wave (TREEBY *et al.* 2012), Field II (JENSEN et SVENDSEN 1992 ; JENSEN 1996), CREANUIS (VARRAY *et al.* 2011 ; VARRAY *et al.* 2013), ou encore SIMUS (GARCIA 2021), tous disponibles pour la plateforme de calcul MATLAB. Le logiciel Field II a été utilisé. Les paragraphes suivants résument les principes et modèles utilisés dans JENSEN

1991 et JENSEN et SVENDSEN 1992, eux-mêmes basés sur les travaux de STEPANISHEN 1971. L'équation d'onde en milieu isotrope infini est utilisée :

$$\vec{\nabla}^2 \psi(\vec{r}, t) - \frac{1}{V_C} \frac{\partial^2 \psi(\vec{r}, t)}{\partial t^2} = 0, \quad (2.2)$$

avec $\psi(\vec{r}, t)$ le potentiel des vitesses, un scalaire tel que $\vec{v}(\vec{r}, t) = \vec{\nabla} \psi(\vec{r}, t)$. Les transducteurs sont considérés comme des pistons plans avec un déplacement uniforme sur toute la surface. Cette approximation permet de choisir le modèle de fonction de Green correspondant et d'établir une solution homogène pour $\psi(\vec{r}, t)$. Pour plus de détails, voir STEPANISHEN 1971, JENSEN 1991 et JENSEN et SVENDSEN 1992. Après simplification, le potentiel des vitesses est exprimé sous la forme de convolution temporelle :

$$\psi(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) = v_n(t) * h(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) \quad (2.3)$$

où \vec{r}_1 est le vecteur de coordonnées du point de mesure dans l'espace et \vec{r}_2 un point du transducteur tel que décrit à la Figure 2.4.

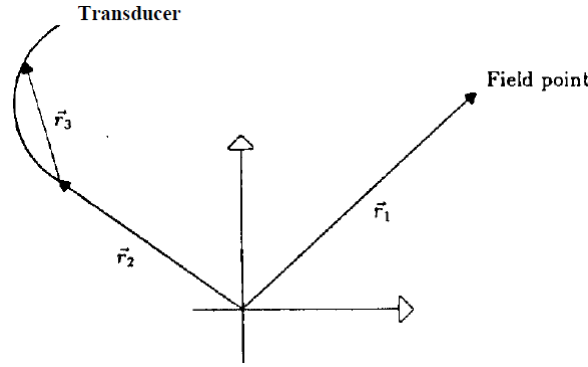


FIGURE 2.4 – Système de coordonnées cartésiennes utilisé dans JENSEN et SVENDSEN 1992

$v_n(t)$ est la vitesse normale à la surface du transducteur et $h(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t)$ la réponse impulsionnelle spatiale du transducteur. La réponse impulsionnelle spatiale du transducteur est approximée tel que :

$$h(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) \approx \sum_S a(\vec{r}_2 + \vec{r}_i) \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r}_1 - \vec{r}_i - \vec{r}_2|}{V_C})}{|\vec{r}_1 - \vec{r}_i - \vec{r}_2|} \quad (2.4)$$

où r_i dénotent les points à la surface du transducteur, $a(\vec{r})$ la distribution des vitesses de la source en fonction de l'espace et δ la fonction delta de Dirac. La pression $p(\vec{r}, t)$ peut ainsi être déduite :

$$p(\vec{r}, t) = \rho \frac{\partial \psi(\vec{r}, t)}{\partial t}, \quad (2.5)$$

avec ρ la masse volumique moyenne du milieu. La pression acoustique $p(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t)$ pour un point \vec{r}_1 dans un milieu soumis à l'excitation d'un transducteur est alors déterminée par :

$$p(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) = \rho v_n(t) * \frac{\partial h(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t)}{\partial t} \quad (2.6)$$

Ces étapes résument le calcul du champ de pression acoustique simulé avec Field II sous l'excitation d'une sonde ultrasonore composée de plusieurs transducteurs. Le logiciel permet également de simuler la pression acoustique reçue par les transducteurs après rétro-propagation du champ acoustique émis ($p_r(\vec{r}_2, t)$) en utilisant une opération de convolution temporelle notée $*$:

$$p_r(\vec{r}_2, t) = \frac{1}{V_C^2} \frac{\partial^2 v_{ar}(t)}{\partial t^2} * h_{ar}(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t), \quad (2.7)$$

où $v_{ar}(t)$ inclut la vitesse normale à la surface du transducteur $v_n(t)$ ainsi que sa réponse impulsionnelle électromécanique $g(t)$:

$$v_{ar}(t) = \frac{\rho}{2} g(t) * \frac{\partial v_n(t)}{\partial t}; \quad (2.8)$$

$h_{ar}(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t)$ est la réponse impulsionnelle spatiale aller-retour du transducteur tel que :

$$h_{ar}(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) = h(\vec{r}_1, \vec{r}_2, t) * h(\vec{r}_2, \vec{r}_1, t). \quad (2.9)$$

Ce formalisme permet alors de générer les signaux temporels (signaux RF bruts) reçus par les transducteurs. Les calculs des champs de pression incidents (Équation 2.6) et reçus (Équation 2.7), issus du formalisme décrit dans STEPANISHEN 1971, sont effectués dans le domaine temporel.

2.3 Reconstruction d'un volume par sommation cohérente avec un processeur graphique

Une fois que les signaux temporels ont été simulés, l'étape d'imagerie du volume peut s'amorcer. Les volumes sont reconstruits par sommation cohérente avec l'emploi d'un algorithme de formation de voies standard, sans fenêtrage spatial des éléments, et sans f -number. C'est avec CUDA que les processus de formation de voies et de sommation cohérente sont gérés. La distribution du calcul selon le nombre de blocs et de *threads* a été optimisée en fonction des ressources de calcul disponibles. Le centre de calcul Béluga (CALCUL CANADA 2021) a été choisi pour effectuer les calculs d'optimisation. Ces serveurs disposent de GPU Nvidia Tesla v100 (NVIDIA 2018) qui offre de fortes capacités de parallélisation. Les serveurs de Béluga, mis en place et rendus accessibles par Calcul Canada, utilisent le gestionnaire de charge de travail Slurm © (SCHEDMD 2021). La documentation des architectures Nvidia Volta (NVIDIA 2021) (sur quoi la Nvidia Tesla v100 est bâtie) indique un nombre 32 *thread* maximum par bloc, et 64 *warp* maximum par bloc : chaque bloc peut alors admettre 2048 *threads* au maximum. Le nombre de blocs (ou taille de la grille) n'a pas de limite de capacité en dehors de la mémoire vive allouable au total. Elle comporte 84 multiprocesseurs et permet alors d'exécuter jusqu'à 84 blocs de manière simultanée.

L'algorithme 4 montre comment la formation de voies et la sommation cohérente sont organisées pour faire le calcul sur de façon parallèle sur le GPU. Il s'agit d'une simplification du fichier (.cu) qui est ensuite compilé pour faire le calcul sous MATLAB. x, y, z_V sont les coordonnées des voxels reconstruits, x, y_{nEI} les coordonnées des éléments, x, y, z_{SV}

les coordonnées de la source virtuelle et nSV l'indice de la source virtuelle. r_{aller} est le chemin aller de l'onde (de la source virtuelle au voxel reconstruit), r_{retour} le chemin retour (du voxel à l'élément de la sonde), \mathcal{T} le temps de vol de l'onde aller-retour et N_{ech} le nombre d'échantillons des RF par sources virtuelles et par élément. $n\text{Bloc}$ sont les indices des blocs (en x , y ou z), $n\text{Thread}$ les indices des threads et f_s la fréquence d'échantillonnage. RF est le vecteur qui comporte les RF brutes complexes après transformation de Hilbert et I est le vecteur des voxels du volume complexe.

```

// calcul des chemins retours
 $r_{\text{retour}_x} \leftarrow x_V(n\text{Bloc}_x) - x_{n\text{El}}(n\text{Thread})$ 
 $r_{\text{retour}_y} \leftarrow y_V(n\text{Bloc}_y) - y_{n\text{El}}(n\text{Thread})$ 
 $r_{\text{retour}_z} \leftarrow z_V(n\text{Bloc}_z)$ 
 $r_{\text{retour}} \leftarrow \text{sqrt}(r_{\text{retour}_x}^2 + r_{\text{retour}_y}^2 + r_{\text{retour}_z}^2)$ 
 $nSV \leftarrow 0$ 
tant que  $nSV < NSV$  faire
    // calcul des chemins allers
     $r_{\text{aller}_x} \leftarrow x_V(n\text{Bloc}_x) - x_{SV}(nSV)$ 
     $r_{\text{aller}_y} \leftarrow y_V(n\text{Bloc}_y) - y_V(nSV)$ 
     $r_{\text{aller}_z} \leftarrow z_V(n\text{Bloc}_z) - z_V(nSV)$ 
     $r_{\text{aller}} \leftarrow \text{sqrt}(r_{\text{aller}_x}^2 + r_{\text{aller}_y}^2 + r_{\text{aller}_z}^2)$ 
    // calcul des délais
     $\mathcal{T} \leftarrow (r_{\text{aller}} + r_{\text{retour}})/V_C$ 
     $n\text{Temp} \leftarrow \mathcal{T} * f_s$ 
    // calcul des indices des délais
     $n\text{RF} \leftarrow nSV * N_{\text{ech}} * N_{\text{el}} + N_{\text{ech}} * n\text{Thread} + n\text{Temp}$ 
    // somme sur les sources virtuelles
     $\text{ITemp}(n\text{Thread}) \leftarrow \text{ITemp}(n\text{Thread}) + \text{RF}(n\text{RF})$ 
     $nSV \leftarrow nSV + 1$ 
fin
 $n\text{El} \leftarrow 0$ 
tant que  $n\text{El} < N_{\text{El}}$  faire
    // somme sur les éléments
     $\text{I} \leftarrow \text{I} + \text{ITEMP}(n\text{El})$ 
     $n\text{El} \leftarrow n\text{El} + 1$ 
fin

```

Algorithme 4 : Formation de voie et sommation cohérente sur un processeur graphique

En résumé, les calculs ont été parallélisés à la fois sur les voxels répartis sur des blocs (soit sur les multiprocesseurs) et sur les éléments répartis sur des *threads* (soit les processeurs dans un multiprocesseur). Pour chaque voxel, la sommation cohérente puis la somme sur les éléments sont faites de façon séquentielle. Les gains obtenus sont discutés dans la conclusion générale du document.

2.4 Mesures de qualité d'un volume avec un diffuseur simple

Dans un premier temps, il apparaît nécessaire de choisir la configuration du milieu qui va servir de support pour évaluer des distributions de sources virtuelles. Cette évaluation, qui se fait *via* la fonction objectif, doit être réalisée un grand nombre de fois afin qu'un processus d'optimisation puisse converger vers une solution optimale. Il est donc primordial de définir une fonction objectif la plus simple et rapide possible. Plusieurs mesures de qualité présentées dans la Section 1.1.4, comme le CNR et le g-CNR, nécessitent de simuler un milieu similaire à un tissu biologique. Ce type de milieu doit comporter une certaine densité de diffuseurs, qui doit être supérieure à un diffuseur par longueur d'onde, pour simuler les hétérogénéités typiques d'un tissu biologique. Sachant que le temps de calcul nécessaire pour simuler la propagation des ultrasons avec Field II augmente de manière exponentielle avec le nombre de diffuseurs dans le milieu, le calcul devient trop complexe pour qu'il soit répété des milliers de fois et que l'optimisation se fasse sur une durée de l'ordre de quelques jours à quelques mois.

D'autres mesures de qualité exploitent la PSF (Chapitre 1 Section 1.1), qui peut se faire en reconstruisant l'image d'un diffuseur dans un milieu homogène. Ce type d'image a l'avantage d'être moins lourd en termes de calcul lors de la simulation de la propagation des ultrasons. De plus, les images de PSF contiennent généralement moins de pixels (ou voxels) qu'un milieu utilisé pour les mesures de CNR, ce qui réduit ainsi le temps de reconstruction des images/volumes. C'est pourquoi le choix s'est orienté vers la simulation de PSF 3D : réduire les temps de calcul pour que les temps typiques d'optimisation soient de l'ordre de quelques jours à quelques mois.

Ces PSF 3D sont ainsi utilisées pour déterminer deux critères de qualité, à savoir la résolution latérale ainsi que le niveau de lobe secondaire. Le terme « lobe secondaire » utilisé dans ce document intègre les lobes de réseau que les distributions de sources virtuelles peuvent causer, en plus des lobes de bord et des lobes de réseau intrinsèques à la sonde ultrasonore. Les prochains paragraphes décrivent les métriques de qualités qui sont utilisées pour ces travaux.

2.4.1 Évaluation de la résolution latérale

En échographie 2D, la mesure de largeur à mi-hauteur du lobe principal se fait généralement en traçant un profil horizontal comme expliqué à la Section 1.1.4. Cette mesure nécessite de bien positionner la ligne pour mesurer la largeur du lobe principal de manière représentative.

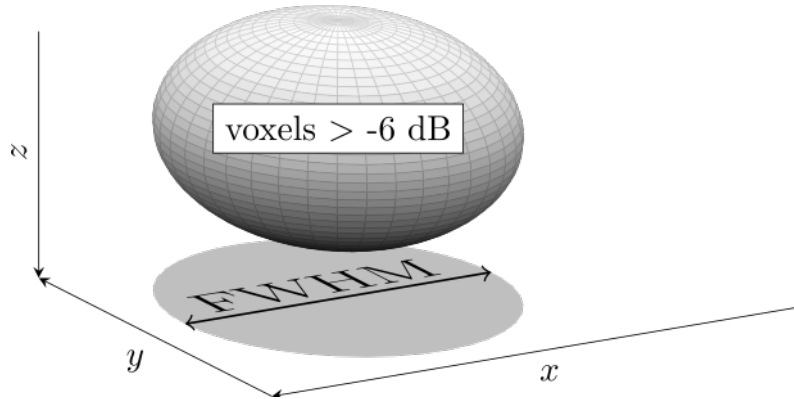


FIGURE 2.5 – Mesure de la résolution sur une PSF 3D

Un protocole de mesure, similaire à la mesure de la largeur du lobe principal à mi-hauteur sur des images, est établi afin de représenter la résolution latérale pour le volume reconstruit. Pour ce faire, tous les voxels dont la valeur est supérieure à -6 dB sont utilisés pour être projetés (Figure 2.5). La projection se fait selon la direction entre le centre de la sonde et la position du diffuseur. La surface S obtenue avec la projection est ensuite utilisée pour extraire une largeur moyenne, en faisant l'approximation d'un disque parfait :

$$FWHM = 2\sqrt{\frac{S}{\pi}}. \quad (2.10)$$

Cette conversion, de la surface du disque au diamètre, est utilisée pour avoir une métrique qui possède des ordres de grandeur similaires à ceux utilisés en échographie 2D.

2.4.2 Évaluation du contraste

Le contraste peut être quantifié par plusieurs méthodes. Deux méthodes d'évaluation ont été utilisées au cours des travaux de cette thèse : une évaluation basée sur le contraste moyen utilisée pour tester les algorithmes d'optimisation, et une évaluation du contraste basée sur le niveau des lobes secondaire utilisée pour conduire les optimisations des Chapitres 3 et 4.

Contraste moyen

Une première métrique de qualité est dressée pour évaluer le contraste d'une PSF. La Figure 2.6 affiche trois plans de la PSF lorsqu'un diffuseur est placé à $[0; 0; 40]$ mm. Sur cet exemple, une seule source virtuelle est utilisée et l'image est reconstruite avec un algorithme de formation de voies par délai et sommation.

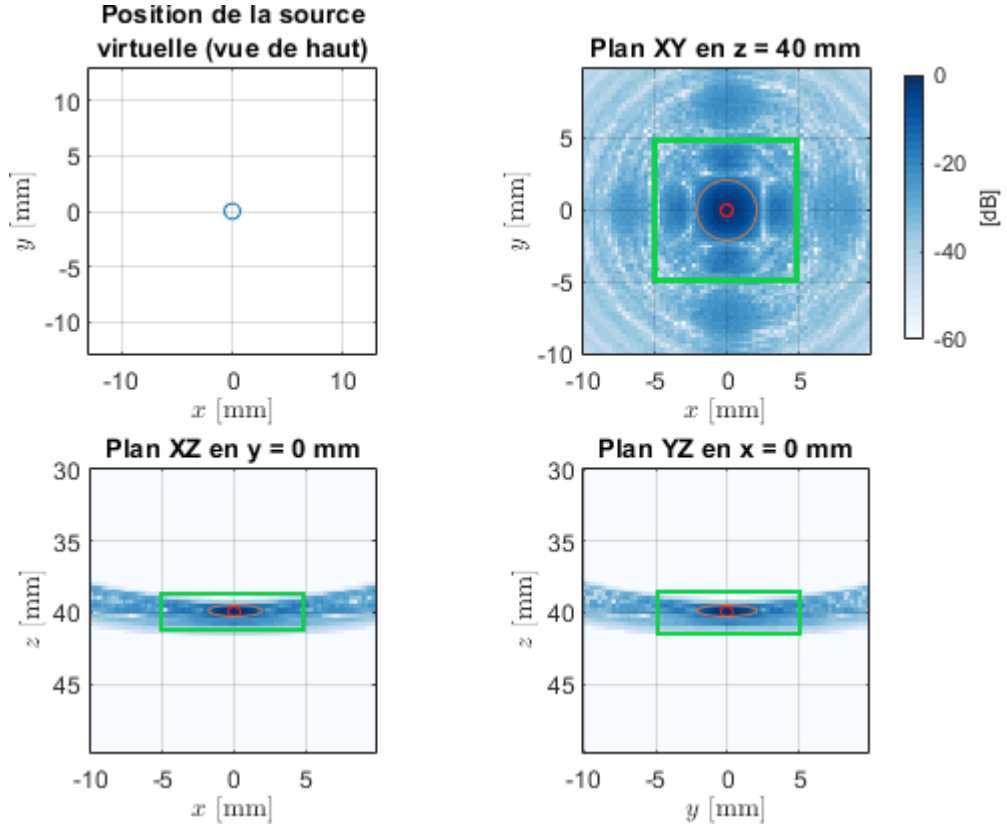


FIGURE 2.6 – Calcul du contraste d’une PSF : diffuseur placé à $[0; 0; 40]$ mm, source virtuelle placée à $[0; 0; -40]$ mm

Le contraste est calculé avec la différence de niveau moyen entre le lobe principal (*in*) de la PSF et une zone contenant les lobes secondaires les plus proches, lobe principal exclu (*out*). Ces sous-régions ont été fixées de sorte à délimiter le lobe principal des lobes secondaires les plus proches : le cercle marron représente la région *in*, tandis que la région *out* se situe entre l’encadré vert et le cercle marron. Le contraste est alors calculé avec les moyennes (μ) de ces régions :

$$\text{Contraste} = \mu_{\text{out}} - \mu_{\text{in}}. \quad (2.11)$$

Cette valeur est utilisée, dans ce chapitre, pour tester différents algorithmes d’optimisations.

Détection de lobes secondaires

Sous l’hypothèse que le niveau de lobe secondaire d’une PSF impacte le contraste, discutée dans la sous-Section 1.1.4 page 12, une seconde métrique de qualité est utilisée en mesurant le niveau du sommet des lobes secondaires des PSF 3D. Cette mesure de niveau de lobe secondaire sur les PSF 3D est faite à l’aide de la *toolbox* MINIMAMAXIMA3D (PICHARDO 2020) qui utilise le calcul d’un gradient en 3D pour déterminer les maxima locaux d’une fonction multivariable. La valeur du lobe secondaire est notée SLL pour *Secondary Lobe Level*.

Ces trois métriques extraites à partir d'images 3D de sources ponctuelles sont utilisées comme objectifs pour tester différents algorithmes d'optimisation.

2.5 Choix de l'algorithme d'optimisation multiobjectif

Les performances d'un algorithme d'optimisation peuvent varier selon la fonction objectif utilisée. Par exemple, un algorithme X peut se montrer plus performant qu'un algorithme Y dans la recherche du minimum local d'une fonction objectif A alors que l'algorithme Y peut se montrer plus efficace que l'algorithme X pour une autre fonction objectif B. Tel que présenté dans la Section 2.4, différentes métriques sont utilisées pour évaluer la qualité de l'imagerie d'un diffuseur ponctuel. Les deux fonctions objectifs utilisées pour comparer les algorithmes d'optimisation dans ce chapitre sont les suivantes :

$$\begin{aligned}FWHM &= \text{eval_FWHM}(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_{25}, \phi_{25}), \\ \text{Contraste} &= \text{eval_Contraste_moyen}(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_{25}, \phi_{25}),\end{aligned}\tag{2.12}$$

$\forall \theta \in [0; 20], \forall \phi \in [0; 360[$. Les limites des variables θ et ϕ sont notées en degrés ($^\circ$). Ces deux fonctions objectifs ont ainsi été testées avec quatre différents algorithmes d'optimisation dans le but de faire un choix adapté à ces fonctions.

2.5.1 Algorithmes d'optimisations testés

Quatre algorithmes d'optimisation stochastiques sont testés afin d'évaluer leur aptitude à converger vers un minimum sur les deux fonctions objectif : `eval_FWHM` et `eval_Contraste_moyen`. Ces algorithmes sont : la continuation stochastique, le recuit simulé, un algorithme génétique et un algorithme d'optimisation par essaim particulaire. Pour ce faire, un même nombre d'évaluations maximum de la fonction objectif est fixé pour les quatre algorithmes. Le terme « itération » est utilisé pour ces évaluations, qu'il s'agisse d'un algorithme à solution unique ou à populations de solutions. Par exemple pour l'algorithme génétique, le nombre d'itérations indiqué par la suite équivaut au nombre de solutions dans la population que multiplie le nombre de générations. Ceci permet de comparer les différents algorithmes de façon équitable, pour un même temps de calcul avec les mêmes ressources informatiques. Une première comparaison est faite avec 10 000 itérations, une seconde avec 100 000 itérations. Les prochains paragraphes résument et justifient les paramètres utilisés pour chaque algorithme testé.

Continuation Stochastique

Dans un premier temps, un algorithme de continuation stochastique (*Stochastic Continuation* en anglais, SC) a été mis en place, basé sur les travaux de ROBINI *et al.* 1999; ROBINI et REISSMAN 2013; ROUX 2016. Cet algorithme est une version modifiée d'un algorithme de recuit simulé (Section 1.4) : son mécanisme de communication évolue au cours de l'optimisation. L'acceptation conditionnelle se fait comme présentée à la Section 1.4, Équation 1.27. La température inverse, qui conditionne si une proposition de solution de moins bonne qualité est acceptée, est calculée à chaque itération avec l'Équation 1.29

présentée à la Section 1.4 :

$$\beta_n^{\varsigma,K} = \beta_{\text{inf}} \left(\frac{\beta_{\text{sup}}}{\beta_{\text{inf}}} \right)^{\frac{1}{\varsigma-1} (\lceil \frac{n}{K} \rceil - 1)}.$$

Le mécanisme de communication est, comme pour la loi de température inverse, dépendant de l'itération en cours. Ici, le mécanisme de communication suit une loi affine décroissante, fragmentée en plusieurs étapes constantes ς de K itérations ($K = N_{\text{iter}}/\varsigma$, N_{iter} est le nombre d'itérations total). Il détermine de combien une variable d'entrée (θ et ϕ) peut varier entre deux itérations successives (de n à $n+1$). Ces variations sont notées $\Delta\theta$ et $\Delta\phi$ et sont calculées avec :

$$\Delta\theta_n^{\varsigma,K} = (\Delta\theta_{\text{fin}} - \Delta\theta_{\text{init}})\alpha_n^{\varsigma,K} + \Delta\theta_{\text{init}}, \quad (2.13)$$

$$\Delta\phi_n^{\varsigma,K} = (\Delta\phi_{\text{fin}} - \Delta\phi_{\text{init}})\alpha_n^{\varsigma,K} + \Delta\phi_{\text{init}}, \quad (2.14)$$

avec

$$\alpha_n^{\varsigma,K} = \frac{1}{\varsigma - 1} \left(\lceil \frac{n}{K} \rceil - 1 \right), \quad (2.15)$$

une loi affine segmentée en ς paliers de K valeurs constantes. Les paramètres utilisés sont indiqués dans le Tableau 2.1.

Paramètre	Valeur
Température (T)	$1/\beta_n^{\varsigma,K}$
Nombre de paliers (ς)	10
Taux d'acceptation initial	85%
Taux d'acceptation final	0,1%
Variation de l'angle θ initial ($\Delta\theta_{\text{init}}$)	10°
Variation de l'angle θ final ($\Delta\theta_{\text{fin}}$)	1°
Variation de l'angle ϕ initial ($\Delta\phi_{\text{init}}$)	90°
Variation de l'angle ϕ final ($\Delta\phi_{\text{fin}}$)	9°
Nombre d'itérations (N_{iter})	10 000, 100 000

TABLE 2.1 – Paramètres de l'algorithme de continuation stochastique

Ces paramètres ont été choisis après plusieurs essais, avec différentes variations de θ et ϕ , différentes lois de température et différents pourcentages d'acceptation en début et fin d'algorithme. Une solution initiale est générée aléatoirement en respectant les limites imposées. Le paramétrage du mécanisme de communication est fait pour garantir l'exploration des solutions en début d'algorithme selon les limites imposées. Diminuer les valeurs de $\Delta\theta_{\text{début}}$ et $\Delta\phi_{\text{début}}$ aboutit à un manque d'exploration de l'espace défini par les limites. En fin d'algorithme, le mécanisme de communication modifie méticuleusement la position des sources virtuelles de sorte que la recherche soit plus minutieuse qu'en début d'algorithme. Diminuer $\Delta\theta_{\text{fin}}$ et $\Delta\phi_{\text{fin}}$ donne lieu à des changements peu perceptibles et augmenter ces valeurs donne lieu à une recherche moins minutieuse. Au-delà de $\theta = 20^\circ$, la PSF construite avec une seule source virtuelle ne présente pas de lobe principal localisé à l'emplacement du diffuseur. Cela peut être dû au fait que le diffuseur ne soit pas insonifié par la sonde, comme affiché sur la Figure 2.7.

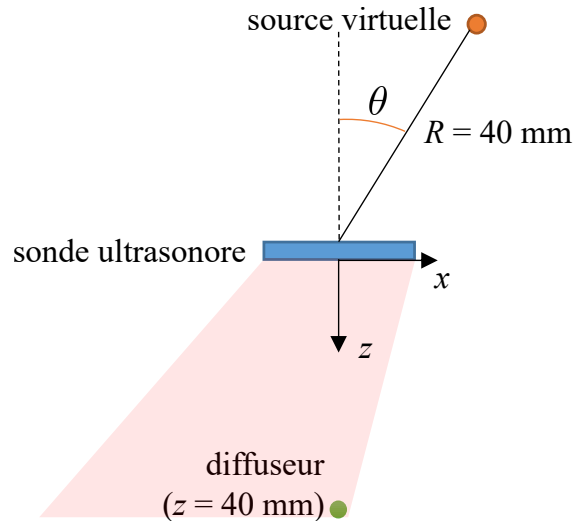


FIGURE 2.7 – Angle θ maximum d'une source virtuelle pour insonifier une région d'intérêt donnée

En plaçant une source virtuelle comme indiqué sur la Figure 2.7, toute la région indiquée est insonifiée, dont le diffuseur. Au-delà, le diffuseur n'est plus insonifié par le lobe principal du champ acoustique transmis. Le diffuseur peut toutefois être insonifié par un lobe de bord ou un lobe de réseau de la sonde, qui sera à l'origine d'artéfact sur l'image reconstruite.

Recuit simulé

Le principe du recuit simulé est expliqué au Chapitre 1 à la Section 1.4. Il fonctionne comme l'algorithme de continuation stochastique présenté précédemment, avec un mécanisme de communication qui reste fixe durant toute l'optimisation. Plusieurs essais ont été réalisés en testant différentes lois de température et différentes températures initiales T_0 . Les paramètres qui ont abouti aux meilleurs résultats sont énumérés dans le Tableau 2.2.

Paramètre	Valeur
Température (T)	$T_0/\ln(N_{\text{iter}})$
Température initiale (T_0)	0,12
Nombre d'itérations (N_{iter})	10 000 et 100 000

TABLE 2.2 – Paramètres de l'algorithme de recuit simulé

La température T suit une loi logarithmique. La valeur de la température initiale dépend de chaque fonction objectif. Elle a ici été déterminée de façon empirique, de sorte que l'algorithme explore suffisamment en début de procédure. Le mécanisme de communication est géré par la toolbox. Une solution initiale est générée aléatoirement en respectant les limites imposées.

Les trois autres algorithmes qui ont été utilisés proviennent de la toolbox *Global optimization* (MATHWORKS © 2021). Les paramètres utilisés, après une mise au point, sont indiqués pour chacun d'entre eux.

Algorithme génétique

Comme énoncé à la Section 1.4, un algorithme génétique peut se paramétrer avec le pourcentage de croisement, le type de mutation opérée, le type de sélection des solutions « parents » et la taille des populations. La sélection est faite par tournoi. Le Tableau 2.3 indique les paramètres qui ont été utilisés.

Paramètre	Valeur
Taille de la population	125
Taille du tournoi	4
Taux de croisement	40%
Nombre d'itérations (<i>Niter</i>)	10 000 et 100 000

TABLE 2.3 – Paramètres de l'algorithme génétique

Le nombre d'itérations (fixé à 10 000 et 100 000) représente le nombre total d'évaluations d'une fonction objectif, c'est-à-dire le nombre de nouvelles populations créées multiplié par le nombre d'individus par population. Le système de mutation est géré par MATLAB (`mutationadaptfeasible`) : une direction aléatoire d'une variable est choisie (dans le domaine des variables) en fonction des dernières générations effectuées. Une taille de population plus élevée entraîne ici une convergence plus lente ; *a contrario*, une taille de population plus faible accélère la convergence. Un tournoi plus élevé entraîne une convergence plus lente et *vice versa*. Un taux de croisement plus élevé ralentit la convergence, mais favorise l'exploration des solutions et *vice versa*. En dehors de ces paramètres, les minimums obtenus sont moins optimaux.

Optimisation par essaim particulaire

Un algorithme d'essaim particulaire est également disponible dans la toolbox *global optimization* de MATLAB. Cet algorithme fonctionne avec une population de plusieurs solutions comme pour l'algorithme génétique. Il peut se paramétrer avec : la taille des populations, l'inertie de chaque particule, le coefficient personnel et le coefficient d'essaim ainsi que la fraction de voisinage. Ces paramètres sont expliqués dans la Section 1.4. Les paramètres qui ont été utilisés sont affichés dans le Tableau 2.4.

Paramètre	Valeur
Taille de l'essaim	150
Intervalle d'inertie	[0,1 ; 1,1]
Coefficient personnel	1,49
Coefficient d'essaim	1,49
Fraction de voisinage	0,25
Nombre d'itérations (<i>Niter</i>)	10 000 et 100 000

TABLE 2.4 – Paramètres de l'algorithme d'optimisation par essaim particulaire

Augmenter la taille de la population a pour effet, comme pour l'algorithme génétique, de ralentir la convergence et de favoriser l'exploration des solutions. Augmenter l'intervalle de l'inertie accélère l'exploration des solutions. Un coefficient personnel plus fort ralentit la convergence de l'algorithme. Un coefficient d'essaim plus élevé accélère la

convergence. Une fraction de voisinage plus faible accélère également la convergence.

Ces quatre algorithmes d'optimisation sont utilisés de sorte que la position de toutes les sources virtuelles puisse varier à chaque itération. Une fois que chaque algorithme a été paramétré pour 10 000 itérations, il est utilisé avec un nombre d'itérations maximum de 10 000 puis 100 000. Les résultats sont énoncés et commentés dans les paragraphes suivants.

Résultats

Le Tableau 2.5 résume les résultats obtenus à la fin des optimisations pour la résolution latérale et dans le tableau 2.6 pour le contraste.

TABLE 2.5 – Comparaison des algorithmes d'optimisation à objectif unique : résolution latérale

Nb. d'itérations	10k				100k			
Algorithme	SA	SC	GA	PSO	SA	SC	GA	PSO
Minimum [mm]	1,374	1,262	1,103	1,084	1,358	1,084	1,084	0,844
Itér. min.	9,1k	9,2k	6,3k	8,8k	89k	88k	21k	42k

En fixant un nombre d'itérations maximum de 10 000, la résolution latérale minimum obtenue se situe entre 1,37 mm pour le recuit simulé de MATLAB et 1,08 mm pour l'essaim particulaire. Il est à noter que les quatre algorithmes ont trouvé ces minima avant la fin réglementaire, c'est-à-dire avec un nombre d'itérations inférieur à 10 000. L'algorithme génétique est celui qui a convergé le plus vite avec 6 300 itérations. Le nombre d'itérations maximum est ensuite augmenté à 100 000 afin de voir si le minimum atteint peut être amélioré en permettant une recherche approfondie. Les résultats montrent que les quatre algorithmes ont pu approfondir leur recherche de minimum. Le meilleur minimum est obtenu avec l'essaim particulaire avec une valeur de résolution latérale de 0,844 mm alors que le recuit simulé trouve un minimum de 1,16 mm. La continuation stochastique et l'algorithme génétique ont tous deux obtenu un minimum de 1,08 mm. Il aura fallu cependant quatre fois plus d'itérations pour la continuation stochastique par rapport à l'algorithme génétique pour trouver cette valeur.

En regard du minimum atteint et du nombre d'itérations nécessaire, l'algorithme génétique et l'essaim particulaire se montrent les plus performants pour la fonction objectif basée sur la résolution latérale. Le recuit simulé et la continuation stochastique pourraient peut-être améliorer la recherche de solution optimale en utilisant un nombre d'itérations supérieur, mais les performances obtenues démontrent que ces méthodes sont moins adaptées au problème abordé.

Les algorithmes ont ensuite été testés avec la seconde fonction objectif mesurant le contraste moyen (`eval_Contraste_moyen`) avec les mêmes paramètres d'optimisation que pour la résolution latérale. Les résultats sont affichés dans le Tableau 2.6.

TABLE 2.6 – Comparaison des algorithmes d'optimisation à objectif unique : contraste

Nb. d'itérations	10k				100k			
Algorithme	SA	SC	GA	PSO	SA	SC	GA	PSO
Minimum [dB]	-34,5	-34,5	-35,4	-35,7	-35,2	-34,5	-36,1	-36,6
Itérations	6,5k	9,8k	10k	10k	75k	91k	100k	100k

Au bout de 10 000 itérations, le meilleur contraste est obtenu avec l'essai particulière : -35,7 dB contre -34,5 dB obtenus avec le recuit simulé. Le recuit simulé n'a pas trouvé de meilleures solutions entre 6 500 et 10 000 itérations. Les trois autres algorithmes ont pu approfondir la recherche jusqu'à 9 800 itération pour la continuation stochastique et 10 000 pour l'algorithme génétique et l'essai particulière. Avec 100 000 itérations, c'est encore l'essai particulière qui obtient le meilleur contraste, de -36,6 dB contre -34,5 pour la continuation stochastique. Le recuit simulé s'est arrêté plus tôt que les trois autres algorithmes, un comportement qui est commun entre 10 000 et 100 000 itérations. Il est probable que l'algorithme génétique et l'essai particulière puissent continuer de converger au-delà de 100 000 itérations. Ces deux algorithmes présentent donc de meilleures performances avec ces deux fonctions objectifs et seront conservés dans le cadre de cette thèse.

Les PSF et distributions de sources virtuelles trouvées avec l'algorithme d'optimisation par essai particulière fixé à 100 000 itérations, pour les deux fonctions objectif, sont affichés sur la Figure 2.8.

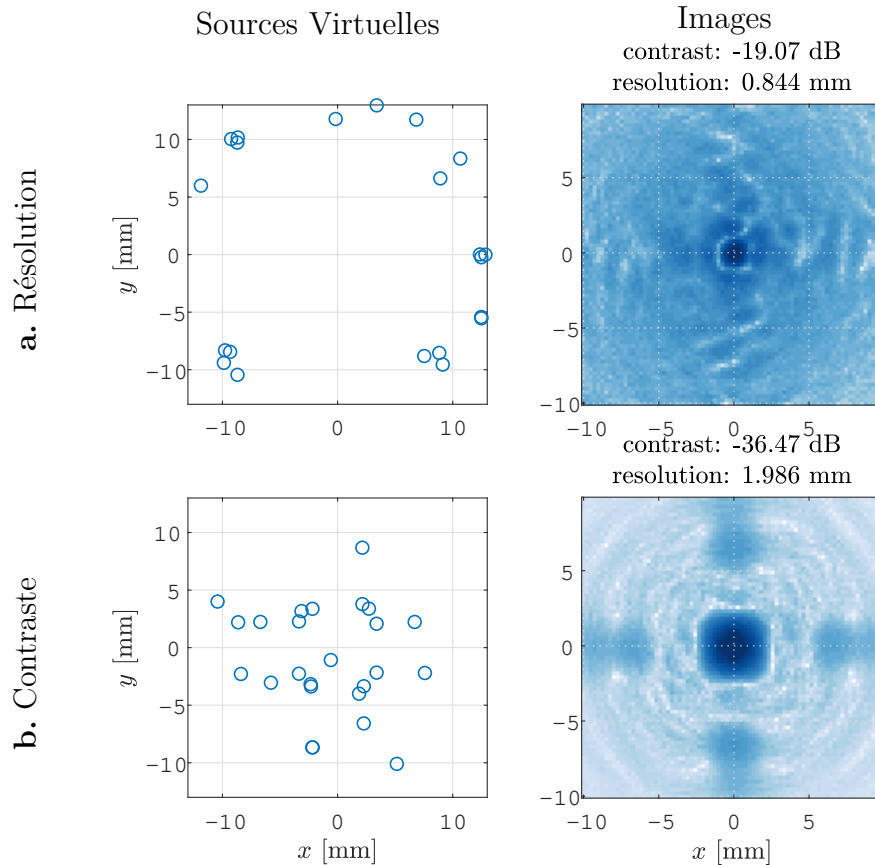


FIGURE 2.8 – Résultats de l’algorithme d’optimisation par essaim particulaire à objectif unique avec 100k itérations

Les sources virtuelles de la distribution obtenue en optimisant la résolution latérale sont toutes disposées proche de la limite en $\theta = 20^\circ$ et forment un pseudo-cercle. En revanche, très peu de sources virtuelles sont proches de cette limite en θ pour la distribution la plus optimale pour le contraste : elles sont davantage proches du centre de la sonde. Des regroupements de trois sources virtuelles sont présents avec un angle θ stabilisé autour de 7° . La répartition des sources virtuelles a ainsi un comportement qui se rapproche de ce qui est énoncé dans PAPADACCI *et al.* 2014 : plus les sources sont écartées et meilleure est la résolution latérale.

Deux fonctions objectifs, représentant la mesure de la résolution latérale et du contraste sur un diffuseur, ont été testées avec quatre algorithmes d’optimisation différents. Les algorithmes d’optimisation par essaim particulaire et génétique affichent, dans cette configuration, de meilleures performances que le recuit simulé ou la continuation stochastique pour les deux fonctions objectifs. La prochaine section détaille quelles adaptations de ces deux algorithmes existent pour optimiser plusieurs objectifs, avec le formalisme de solutions non dominées (Section 1.4.1 page 31).

2.5.2 Optimisation multiobjectif

Suivant l’environnement de calcul utilisé (MATLAB) et les algorithmes disponibles, deux algorithmes multiobjectifs ont été testés : un algorithme génétique multiobjectif (MOGA) et un algorithme d’optimisation par essaim particulaire (MOPSO). Le MOGA provient de la *toolbox Global Optimization* tandis que le MOPSO est une *toolbox* mise à disposition sur MARTÍNEZ-CAGIGAL 2019, basée sur les travaux d’adaptation du PSO (KENNEDY et EBERHART 1995) pour traiter plusieurs objectifs en même temps (COELLO *et al.* 2004). Les paramètres de ces deux algorithmes sont présentés dans les paragraphes qui suivent.

Optimisation multiobjectif par essaim particulaire (MOPSO)

Par rapport à l’algorithme d’optimisation par essaim particulaire mono-objectif présenté à la section précédente, le coefficient d’essaim n’est plus influencé par une seule valeur optimale, mais un ensemble de solutions non dominées. Cet ensemble de solutions non dominées (Section 1.4), appelé **répertoire** pour cette adaptation (voir COELLO *et al.* 2007), peut être limité dans le but de modifier les propriétés de convergence de l’algorithme d’optimisation multiobjectif par essaim particulaire. Les paramètres utilisés sont affichés dans le Tableau 2.7.

Paramètre	Valeur
Taille de la population	20
Inertie	0,4
Coefficient individuel	2
Coefficient d’essaim	2
Taille du répertoire	10
Nombre d’itérations (N_{iter})	100 000

TABLE 2.7 – Paramètres de l’algorithme d’optimisation multiobjectif par essaim particulaire

Ici, les paramètres se sont montrés plus sensibles qu’avec l’algorithme mono-objectif testé dans la Section 2.5. En dehors de ces valeurs, l’algorithme converge trop rapidement ou trop faiblement. En limitant la taille du répertoire, l’algorithme converge plus rapidement. Un changement sur les autres paramètres entraîne les propriétés de convergence comme pour l’algorithme d’optimisation par essaim de particules mono-objectif. La convergence s’accélère en diminuant la population, l’inertie et le coefficient individuel, ainsi qu’en augmentant le coefficient de l’essaim. Les résultats sont affichés plus tard et comparés avec les résultats d’un algorithme génétique multiobjectif, présenté dans les paragraphes qui suivent.

Algorithme génétique multiobjectif (MOGA)

L’algorithme génétique multiobjectif testé provient de la *toolbox Global Optimization* de MATLAB. Il s’agit d’un *Non-Dominated Sorting Genetic Algorithm* (NSGA-II), une adaptation de l’algorithme génétique pour prendre en compte plusieurs objectifs avec le formalisme de solutions non dominées. On y retrouve les mêmes caractéristiques que

l'algorithme génétique mono-objectif : la population, la sélection, le croisement et la mutation. Les paramètres utilisés, qui ont permis de converger au mieux, sont indiqués dans le Tableau 2.8.

Paramètre	Valeur
Taille de la population	125
Taille du tournoi	4
Taux de croisement	40%
Nombre d'itérations (<i>Niter</i>)	100 000

TABLE 2.8 – Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif

Comme pour l'algorithme génétique mono-objectif précédent, le système de mutation est géré par MATLAB (`mutationadaptfeasible`). Une taille de population plus élevée permet de proposer davantage de solutions non dominées, mais ralentit la convergence. Les solutions non dominées obtenues avec une plus grande population sont, cependant, généralement dominées par les solutions obtenues avec 125 individus. Un tournoi plus élevé entraîne une convergence plus lente et *vice versa*. Un taux de croisement plus élevé ralentit la convergence, mais favorise l'exploration des solutions et *vice versa*. En dehors de ces paramètres, les solutions non dominées obtenues sont en grande partie dominées par les solutions obtenues avec les paramètres du Tableau 2.8.

Les solutions non dominées, obtenues avec les deux algorithmes utilisés et les paramètres qui ont été indiqués dans les Tableaux 2.7 et 2.8, sont affichées sur la Figure 2.9.

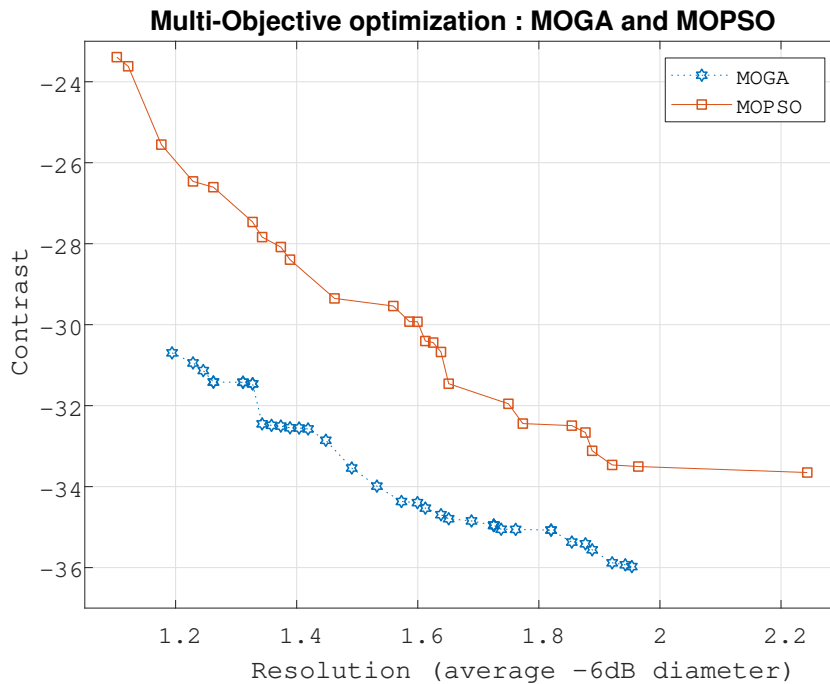


FIGURE 2.9 – Comparaison des solutions non dominées obtenues avec le MOGA et le MOPSO à 100k itérations pour deux objectifs : contraste et résolution

Au total, vingt-cinq solutions non dominées ont été déterminées pour le MOPSO, trente-six pour le MOGA. Le front de solutions non dominées de l'algorithme d'optimisation multiobjectif par essaim particulaire s'étend de 1,10 à 2,01 mm pour la résolution latérale, et de -33,6 à -23,4 dB pour le contraste. Avec l'algorithme génétique multiobjectif, le front de solutions non dominées s'étend de 1,19 à 1,95 mm pour la résolution latérale et de -36,7 à -30,7 dB pour le contraste.

Le MOPSO parvient à avoir des solutions plus optimales en résolution qu'en contraste, par rapport au MOGA. De plus, pour une solution de même résolution latérale, les solutions du MOGA offrent généralement un contraste amélioré. Si l'on compare par exemple la 5^{ème} solution du MOPSO et la 4^{ème} solution du MOGA (qui obtiennent toutes les deux une résolution latérale de 1,26 mm), le contraste est de -26,6 dB pour le MOPSO alors qu'il est de -31,6 dB pour le MOGA. Cela représente une différence de 5 dB en contraste pour une distribution de sources virtuelles qui affiche la même performance en résolution latérale.

L'affichage de trois distributions est proposé sur la Figure 2.10 : la meilleure en résolution latérale, la meilleure en contraste ainsi qu'un compromis (la 18^{ème} solution du front).

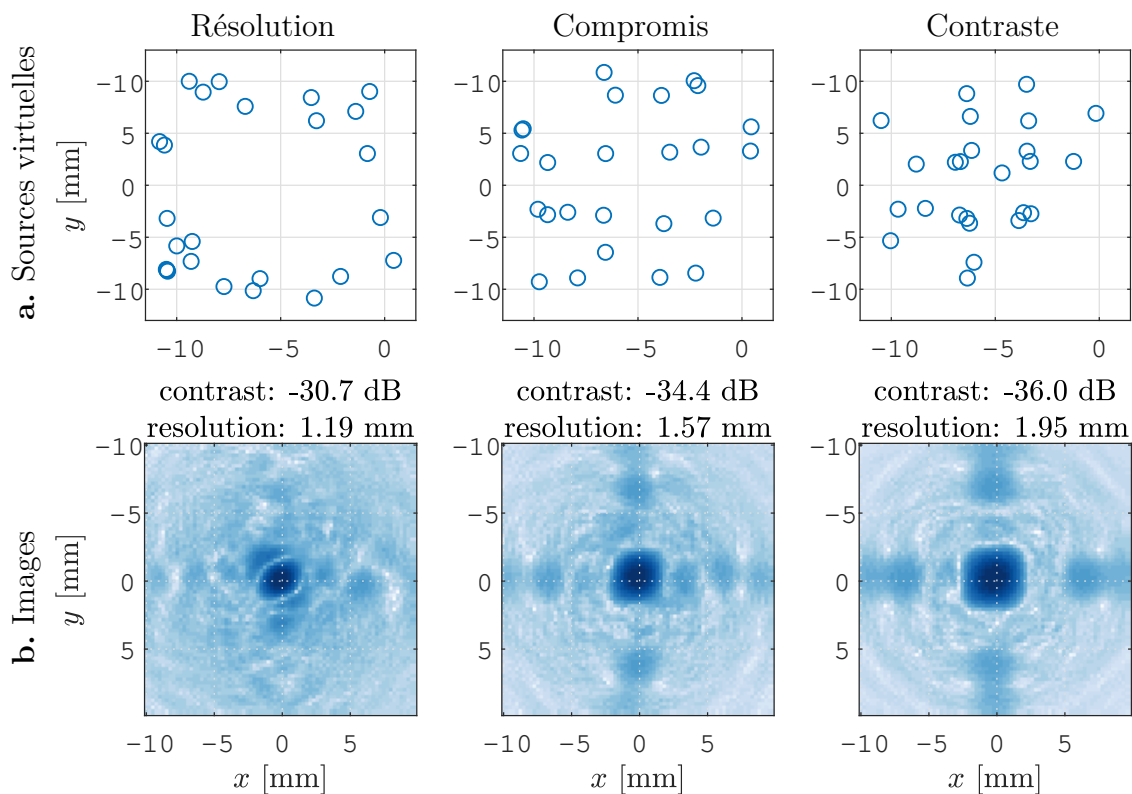


FIGURE 2.10 – Distributions de sources virtuelles obtenues avec un algorithme génétique multiobjectif après 100 000 et PSFs correspondantes sur le plan xy

Les sources virtuelles pour la première distribution sont loin du centre et décrivent un pseudo-cercle, dont l'angle θ oscille de 10° à 18° et aucune source ne se situe en dehors de cet intervalle. La seconde distribution affiche plus de variété concernant l'angle θ qui est compris entre 6° et 20° et la forme de pseudo-cercle disparaît. Enfin, les sources virtuelles se rapprochent encore plus du centre en $x, y = 0$ avec notamment une source placée presque au centre. Les PSF permettent de visualiser l'évolution des métriques de qualité

d'image selon la position des sources virtuelles. Le lobe principal est mieux résolu pour la première distribution avec cependant un niveau de fond plus élevé, correspondant ainsi à un contraste inférieur par rapport aux autres distributions. Le contraire est observé pour la troisième distribution qui présente un lobe principal plus large, mais avec une plus grande dynamique, rendant le lobe principal plus facile à discerner. Enfin, la seconde PSF affiche un compromis entre la première et la troisième PSF : un lobe principal dont la résolution se situe entre les deux, de même pour le contraste.

2.6 Discussion et conclusion

Dans ce chapitre, les différents outils de simulation ainsi que les métriques d'évaluation de la qualité d'imagerie produite sur un diffuseur unique sont introduits. La construction de PSF se fait en utilisant une méthode de réponse impulsionnelle spatiale et d'imagerie *via* un algorithme de formation de voies implanté sur un processeur graphique pour accélérer le temps de calcul. L'image obtenue est ensuite utilisée pour mesurer la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire générés par le diffuseur. Ces métriques de qualité sont utilisées pour évaluer la performance d'une distribution de sources virtuelles.

Deux algorithmes ont été sélectionnés en fonction des critères souhaités : un algorithme génétique multiobjectif (MOGA) et un algorithme d'optimisation multiobjectif par essaim particulaire (MOPSO). Ces deux algorithmes ont été paramétrés puis ont été testés afin de comparer leurs performances. Le MOGA présente un front de solutions non dominées avec un meilleur contraste en général. Le MOPSO présente l'avantage d'avoir trouvé des solutions avec une résolution latérale que l'algorithme génétique n'est pas parvenu à trouver, avec cependant une perte de contraste de 6,4 dB pour un gain de 0,09 mm en résolution latérale. Le MOPSO semble plus adapté pour la recherche de solution optimale pour la résolution latérale et le MOGA pour le contraste. Le MOGA permet une meilleure recherche de solutions optimales vis-à-vis du contraste, le MOPSO permet d'obtenir des valeurs de résolution latérale plus basses par rapport au MOGA. Cette particularité a également été observée en comparant les algorithmes d'optimisation mono-objectifs. Malgré cette recherche plus approfondie de la résolution latérale avec le MOPSO, le MOGA propose de meilleurs compromis : il n'y a que trois solutions (parmi vingt-cinq) provenant du MOPSO qui ne sont pas dominées par celle du MOGA. Aucune des trente-six solutions obtenues avec le MOGA n'est dominée par l'une des solutions optimales issues du MOPSO. Le MOGA est alors considéré comme plus performant que le MOPSO pour ces deux objectifs.

Les distributions affichées sur la Figure 2.10, qui ont été obtenues avec le MOGA, présentent des propriétés communes avec celles présentées à la Figure 2.8 (distributions de sources virtuelles optimisées uniquement pour la résolution latérale ou le contraste avec l'optimisation par essaim particulaire). Les sources virtuelles sont écartées et forment un cercle pour favoriser la résolution latérale, tandis qu'elles se regroupent davantage au centre pour favoriser le contraste. Le MOGA permet alors d'obtenir des solutions optimales avec différent compromis entre résolution latérale et contraste, sans pour autant qu'un des deux objectifs soit négligé comme l'on peut observer sur les optimisations à

objectif unique qui nécessite de pondérer les objectifs. Cette approche permet ainsi de générer plusieurs solutions optimales avec différentes pondérations entre les objectifs. Cet algorithme sera utilisé dans les chapitres suivants.

Distributions de sources virtuelles optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur en échographie 3D

Les outils et les méthodes décrits au chapitre précédent sont utilisés pour une première étude : celle de la distribution des sources virtuelles pour améliorer la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire (assimilé au contraste) dans une région limitée autour d'une position de diffuseur donnée. Les paragraphes suivants décrivent la configuration qui a été mise en place pour rechercher des distributions de sources virtuelles optimisées pour une région limitée autour d'une position de diffuseur donnée.

3.1 Configuration

3.1.1 Paramètres de simulation

La sonde simulée comporte 1024 éléments (32×32) dont la fréquence centrale f_c est fixée à 3 MHz. La vitesse de propagation des ondes de compression V_C est fixée à 1540 m/s. L'espacement inter éléments, selon x et y , est fixé à $\lambda/2$ avec $\lambda = 513 \mu\text{m}$. L'ouverture totale de la sonde est de $8,4 \times 8,4 \text{ mm}^2$.

Le nombre de sources virtuelles et la manière de les distribuer sont identiques à ce qui est présenté dans le Chapitre 2 : vingt-cinq sources virtuelles réparties selon un système de coordonnées sphérique à rayon constant $R = 40 \text{ mm}$ (voir Figure 2.2 du Chapitre 2, page 38). Le milieu est homogène, isotrope et stationnaire. L'optimisation de la position des sources virtuelles est réalisée en considérant un diffuseur placé en $[0 ; 0 ; 40] \text{ mm}$, tel qu'illustré sur la Figure 3.1.

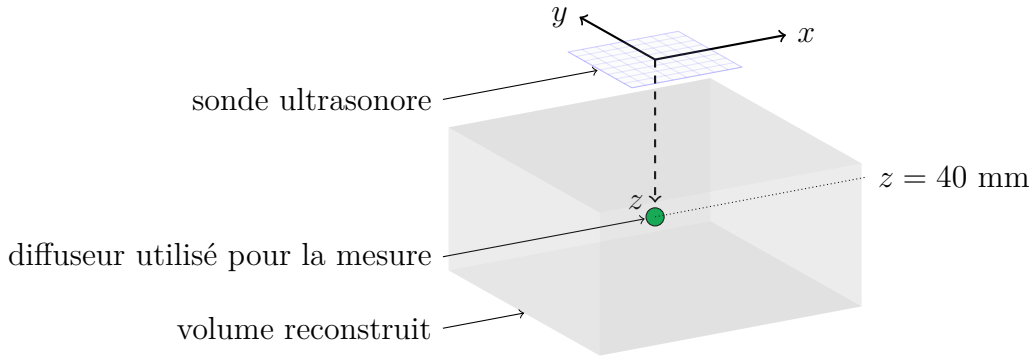


FIGURE 3.1 – Configuration du problème d'optimisation pour une région limitée autour de la position du diffuseur placé à $[0 ; 0 ; 40]$ mm

Une PSF sur trois dimensions (x, y, z) est reconstruite à partir de ce diffuseur ; la zone d'imagerie mesure $20 \times 20 \times 10$ mm (x, y, z) et est centrée sur le diffuseur. Cette PSF 3D est utilisée pour mesurer deux métriques de qualité : la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Ces mesures sont décrites dans le Chapitre 2 dans la Section 2.4 et se font par l'intermédiaire de fonctions objectif présentées dans les paragraphes suivants.

3.1.2 Description de la fonction objectif

Pour chaque distribution de sources virtuelles, un ensemble de signaux temporels est généré pour chaque combinaison des vingt-cinq sources virtuelles et des 1024 éléments de la sonde. Les 25×1024 ($NVS \times NEL$) signaux sont calculés avec la fonction `calc_scatt` de Field II avec une fréquence d'échantillonnage $f_s = 4 \times f_c = 12$ MHz. La PSF est construite par formation de voies (sous-Section 1.1.3) en utilisant un code implanté sur GPU *via* CUDA (Section 2.3). La résolution spatiale des volumes dans les trois directions $(\Delta_{x,y,z})$ est fixée à $\lambda/2$. Les vingt-cinq sources virtuelles à disposer sur deux des trois dimensions en coordonnées sphériques (θ, ϕ) sont représentées par 50 variables :

$$(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_{25}, \phi_{25}), \forall \theta \in [0; 20], \forall \phi \in [0; 360]. \quad (3.1)$$

L'évaluation de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire (Section 2.4) est réalisée puis stockée dans un vecteur de deux objectifs :

$$[FWHM, SLL]. \quad (3.2)$$

Le choix d'utiliser le niveau de lobe secondaire (SLL) plutôt qu'un contraste s'est fait par rapport à l'aspect invariable du niveau de lobe secondaire par rapport à la taille des images reconstruites. En effet, les lobes secondaires les plus proches spatialement du lobe principal sont les plus hauts en termes de niveau (dB). Si l'image est suffisamment grande pour contenir ces lobes secondaires, la valeur de SLL ne changera pas en augmentant la taille des images, contrairement au contraste qui dépend de la taille des régions pour mesurer le niveau moyen dans une zone hypoéchogène et dans une zone hyperéchogène. La fonction objectif, nommée « `eval` », se présente sous la forme :

$$[FWHM, SLL] = \text{eval}(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_{25}, \phi_{25}). \quad (3.3)$$

Cette fonction objectif génère les valeurs de résolution latérale et de niveau de lobe secondaire, depuis la position des sources virtuelles, selon la méthode présentée au Chapitre 2. C'est à travers cette fonction objectif que l'algorithme d'optimisation va tenter de minimiser la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire simultanément, en testant différentes distributions de sources virtuelles.

3.1.3 Paramètres d'optimisation

Un algorithme génétique multiobjectif (NSGA-II DEB *et al.* 2000; MATHWORKS © 2020) a été utilisé pour rechercher des solutions optimales pour la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Cet algorithme dispose des requis souhaités :

- une optimisation stochastique qui favorise la recherche de solutions optimales pour un problème non convexe et non linéaire,
- une optimisation basée sur les solutions non dominées (SND) qui sécurise la pondération entre les différents objectifs (voir la Section 1.4).

Il s'agit également de l'algorithme qui a offert les meilleurs résultats parmi les différents algorithmes testés à la Section 2.5. Ce choix permet d'avoir plusieurs solutions, en fin d'optimisation, parmi lesquelles l'utilisateur peut choisir en fonction de la priorité à mettre entre la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Un aperçu du NSGA-II appliqué au problème de sources virtuelles est proposé sur la Figure 3.2 :

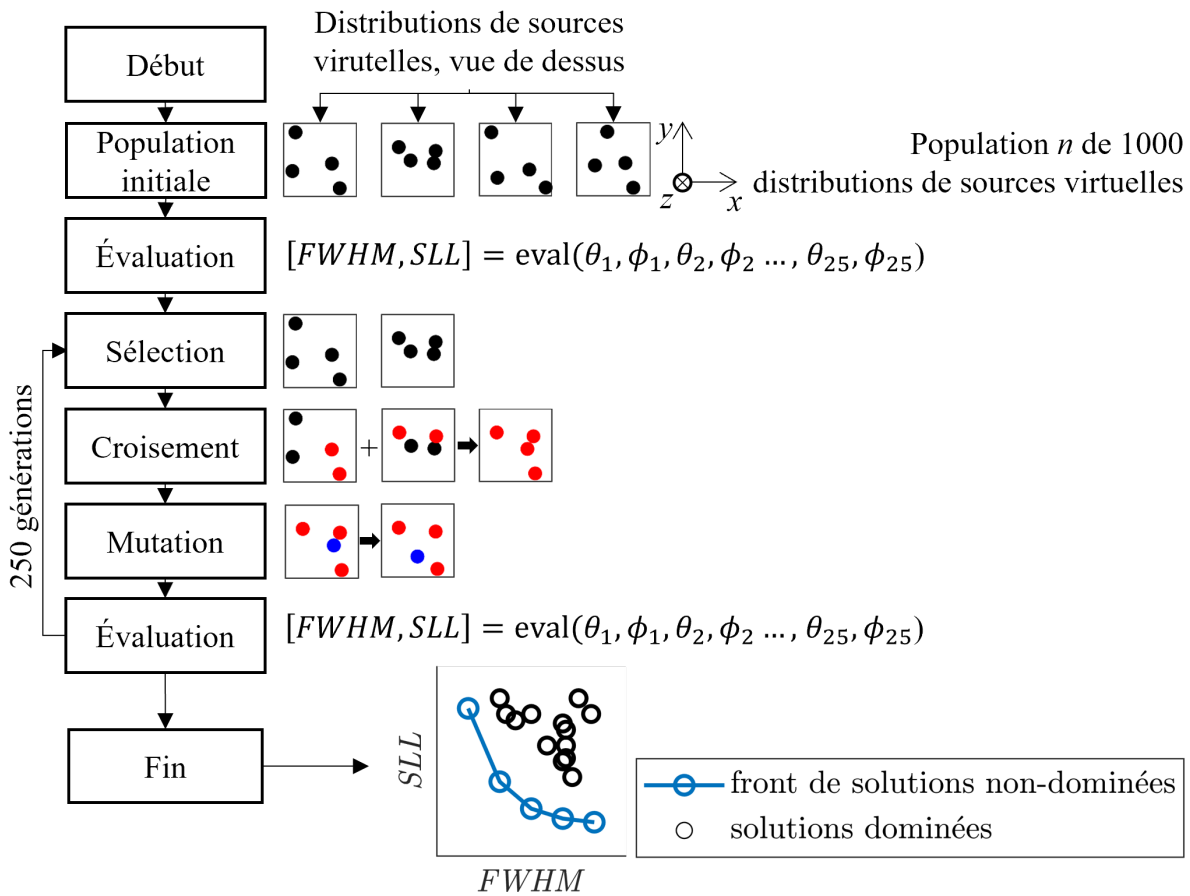


FIGURE 3.2 – Vue d'ensemble du NSGA-II appliqué au problème de distribution de sources virtuelles, avec 4 de sources virtuelles

Ici, le NSGA-II est paramétré pour favoriser l'exploration de la recherche de solution optimale en ralentissant la convergence de l'algorithme. La taille des populations est fixée à 1000 individus, le croisement (*crossover*) à 40% avec une sélection par tournoi de quatre individus. La façon dont la mutation et le croisement sont opérés est laissée par défaut et est, par conséquent, gérée par des fonctions de MATLAB. Il s'agit de la fonction `mutationadaptfeasible`, qui modifie aléatoirement une ou des variables de la fonction objectif en respectant les limites imposées. L'optimisation se termine quand 250 nouvelles générations ont été créées, ce qui représente $1000 \times 250 = 250\,000$ évaluations de la fonction objectif, sans compter l'évaluation de la population initiale. Ces paramètres sont résumés dans le Tableau 3.1.

Paramètre	Valeur
Taille de la population	1000
Taille du tournoi	4
Taux de croisement	40%
Nombre d'itérations (<i>Niter</i>)	250 000

TABLE 3.1 – Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec un placement libre des sources virtuelles

À la fin de l'optimisation, les solutions non dominées de la dernière génération sont extraites et considérées comme solutions optimales.

3.2 Distributions optimales avec placement libre des sources virtuelles

Les paragraphes suivants présentent l'étendue des solutions, dans l'espace des objectifs puis dans l'espace des variables. Seulement quelques-unes des distributions sont analysées, parmi l'ensemble des solutions non dominées obtenues. Ce choix est expliqué dans la sous-Section 3.2.1. Le Tableau 3.2 donne les noms employés pour chaque distribution analysée, leur appellation ainsi qu'une Vue selon l'axe z .

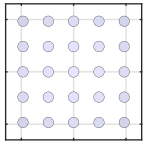
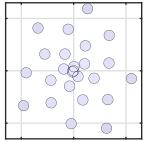
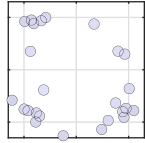
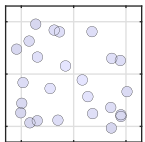
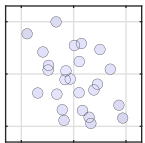
Distribution de sources virtuelles (DSV)	Appellation	Vue selon l'axe z
Déterministe régulière	DSV_Reg	
Déterministe spirale	DSV_Spi	
Optimisée pour un diffuseur avec placement libre des sources virtuelles, n°1	DSV_libre_n1	
Optimisée pour un diffuseur avec placement libre des sources virtuelles, n°2	DSV_libre_n2	
Optimisée pour un diffuseur avec placement libre des sources virtuelles, n°3	DSV_libre_n3	

TABLE 3.2 – Appellations et vues selon l'axe z de deux distributions déterministes et trois distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles

Les appellations utilisées sont expliquées dans les paragraphes qui suivent. Une analyse sur trois plans est ensuite proposée pour visualiser comment la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire évoluent à différents emplacements. De cette analyse, des interprétations et conclusions sont tirées quant à l'impact de la position des sources virtuelles sur la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire.

3.2.1 Solutions non dominées dans l'espace des objectifs

Les distributions libres affichées dans le Tableau 3.2 sont des solutions non dominées obtenues en fin d'optimisation, après 250 nouvelles générations. Le front de Solutions Non-Dominées (SND), ainsi les valeurs obtenues avec la distribution régulière et en spirale, sont présentés sur la Figure 3.3.

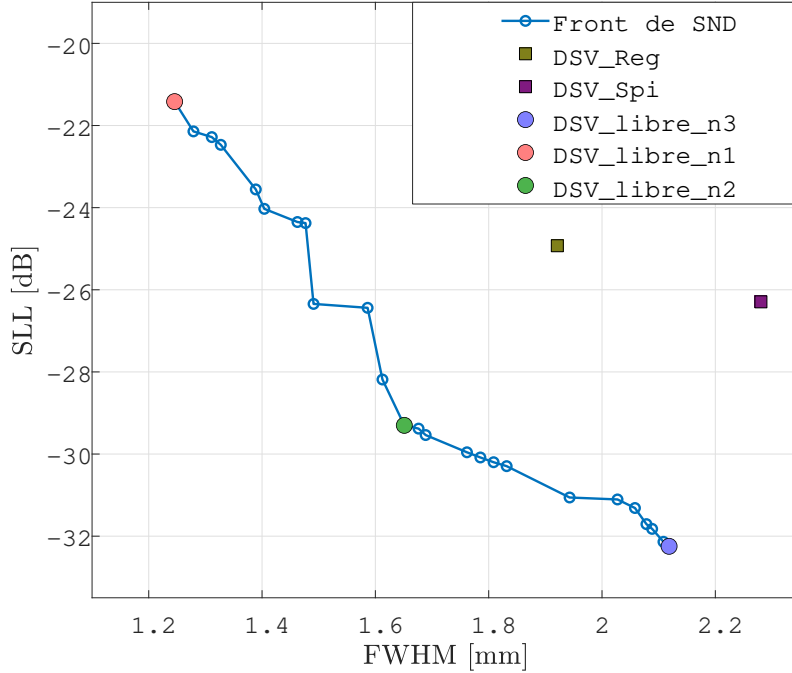


FIGURE 3.3 – Solutions dans l'espace des objectifs : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles

Les distributions optimales, issues du front de la Figure 3.3, offrent une résolution latérale allant de 1,25 à 2,12 mm et un niveau de lobe secondaire allant de -32,2 jusqu'à -21,4 dB. Le front est strictement décroissant, ce qui est conforme à un ensemble de solutions non dominées lorsque les deux objectifs sont à minimiser.

À titre de comparaison, deux distributions déterministes ont été évaluées avec ces métriques (résolution latérale et niveau de lobe secondaire) : une distribution régulière et une distribution en spirale, utilisées dans (MATTESINI *et al.* 2018). Ces deux distributions déterministes sont affichées sur la Figure 3.4 avec trois distributions optimales figurant sur le front de solutions non dominées, avec leur PSF correspondante sur le plan xy .

La distribution régulière (DSV_Reg, DSV pour Distribution de Sources Virtuelles) offre une résolution latérale de 1,92 mm et un niveau de lobe secondaire de -24,9 dB. La distribution en spirale (DSV_Spi) propose une amélioration du niveau de lobe secondaire (-26,3 dB) par rapport à la distribution régulière au détriment d'une perte de résolution latérale (2,28 mm). La distribution DSV_libre_n2 propose une amélioration de la résolution latérale (1,25 mm) par rapport à la distribution régulière, avec une dégradation du niveau de lobe secondaire (-21,4 dB). La distribution DSV_libre_n3, au contraire,

améliore le niveau de lobe secondaire (-32,2 dB) par rapport à la distribution régulière ; la résolution latérale en est cependant dégradée (2,12 mm). Certaines distributions optimisées proposent des améliorations pour ces deux métriques à la fois : c'est le cas de DSV_libre_n2 , avec laquelle une résolution latérale de 1,65 mm est obtenue, ainsi qu'un niveau de lobe secondaire de -29,3 dB.

3.2.2 Solutions non dominées dans l'espace des variables

La Figure 3.4 donne un aperçu de la performance des distributions de sources virtuelles dans la reconstruction de l'image pour une PSF dans le plan xy .

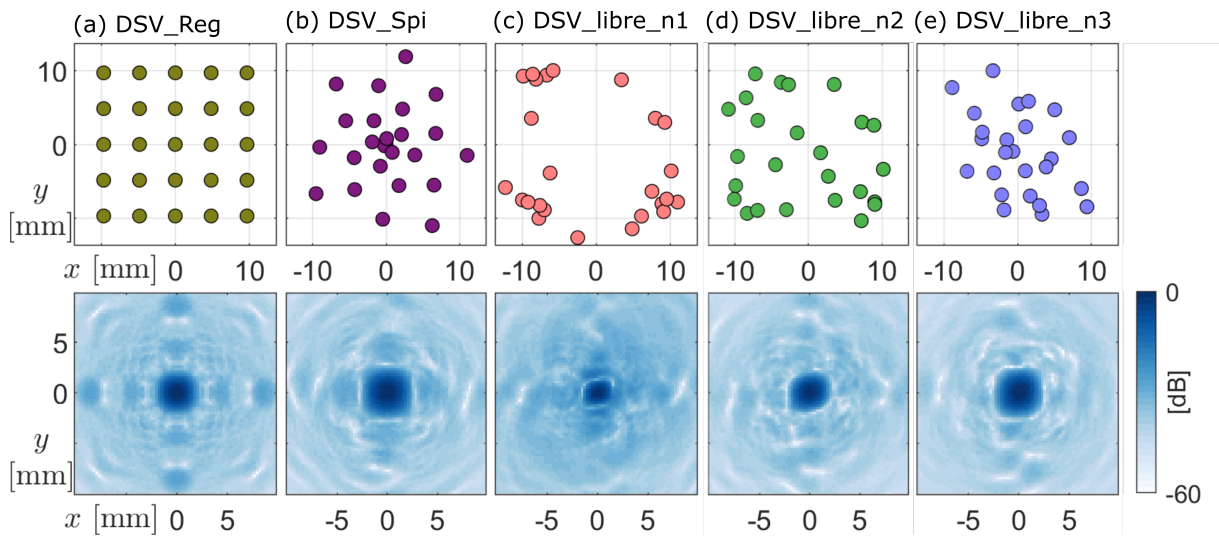


FIGURE 3.4 – Solutions dans l'espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles (LE MOIGN *et al.* 2019)

La distribution régulière donne lieu à des lobes secondaires en raison de la périodicité de cette distribution. La distribution en spirale atténue ces lobes secondaires, mais élargit le lobe principal par rapport à la distribution régulière. DSV_libre_n1 affiche un lobe principal bien plus étroit que toutes les autres distributions affichées, au prix d'un niveau de fond plus élevé, bien qu'il soit difficile de discerner des lobes secondaires. Au contraire, DSV_libre_n3 atténue davantage les effets de lobes secondaires par rapport à la distribution en spirale tout en conservant, sur ce visuel, une largeur du lobe principal du même ordre que pour la distribution régulière. Enfin, DSV_libre_n2 propose un compromis entre ces deux métriques : les lobes secondaires sont visuellement réduits ainsi que la largeur du lobe principal, lorsque l'on compare avec la distribution en spirale.

Ces résultats permettent de valider le processus d'optimisation, mais ne discréditent en aucun cas les distributions déterministes présentées, qui n'ont pas été conçues pour ces métriques précisément. La lecture des résultats met en avant deux phénomènes. Premièrement, l'étude souligne le compromis qui existe entre la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Deuxièmement, la géométrie des distributions montre que plus

les sources sont écartées ($\theta \uparrow$), plus le lobe principal est fin ; plus les sources virtuelles sont rapprochées ($\theta \downarrow$), plus le niveau des lobes secondaires est atténué.

Cette évaluation est cependant limitée car elle ne se concentre qu'autour de la position d'un seul diffuseur. Il est nécessaire de considérer une zone d'imagerie élargie pour en étudier l'impact des différentes distributions.

3.2.3 Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans

Afin d'évaluer la robustesse d'imagerie que les distributions de sources virtuelles offrent, suite à l'optimisation pour un diffuseur localisé tel que décrit dans la Section 3, une étude est réalisée sur plusieurs PSF parmi un volume d'imagerie. Trois plans orthogonaux sont choisis pour représenter le volume. Ces plans passent par le point de l'espace $[0 ; 0 ; 40]$ mm où le diffuseur utilisé lors de l'optimisation est localisé. Ils sont nommés « plan xz », « plan yz » et « plan xy » dans la suite du document et sont présentés sur la Figure 3.5.

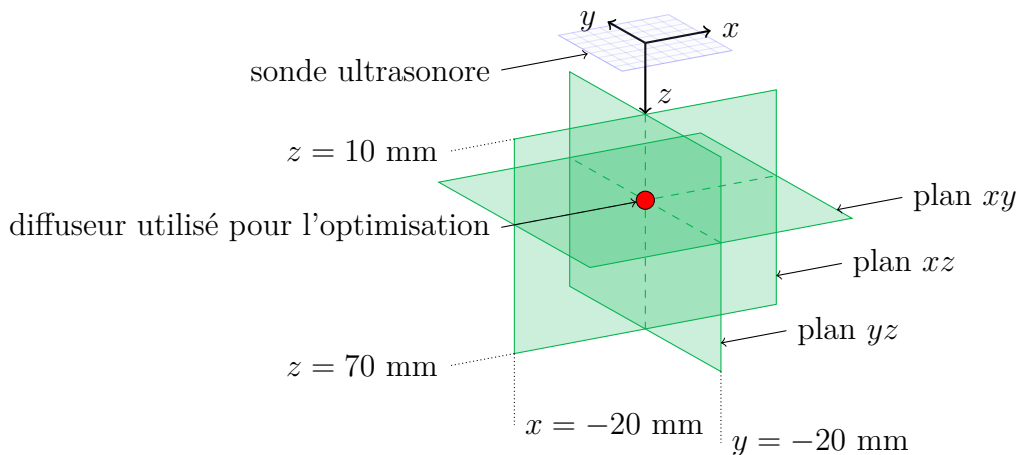


FIGURE 3.5 – Plans orthogonaux utilisés pour représenter le volume d'imagerie

La résolution latérale et le niveau de lobe secondaire sont mesurés, avec un diffuseur unique à chaque fois, placé à différents emplacements. Une région de $40 \times 40 \times 60$ mm est alors parcourue par un diffuseur placé tous les 2 mm en x , y et z pour mesurer la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. La cartographie, présentée sur la Figure 3.6 permet de se rendre compte de l'évolution de la résolution latérale dans la région. La Figure 3.7 représente cette évolution pour le niveau de lobe secondaire. Un effet de la formation de voies utilisée pour reconstruire les volumes est que la résolution latérale augmente proportionnellement par rapport à la profondeur de la cible en champ lointain. Une conversion en degré est effectuée de sorte à ne pas prendre en compte l'influence de cette profondeur :

$$\theta_{\text{FWHM}} = 2 \arctan \left(\frac{\text{FWHM}}{2} \frac{1}{z} \right). \quad (3.4)$$

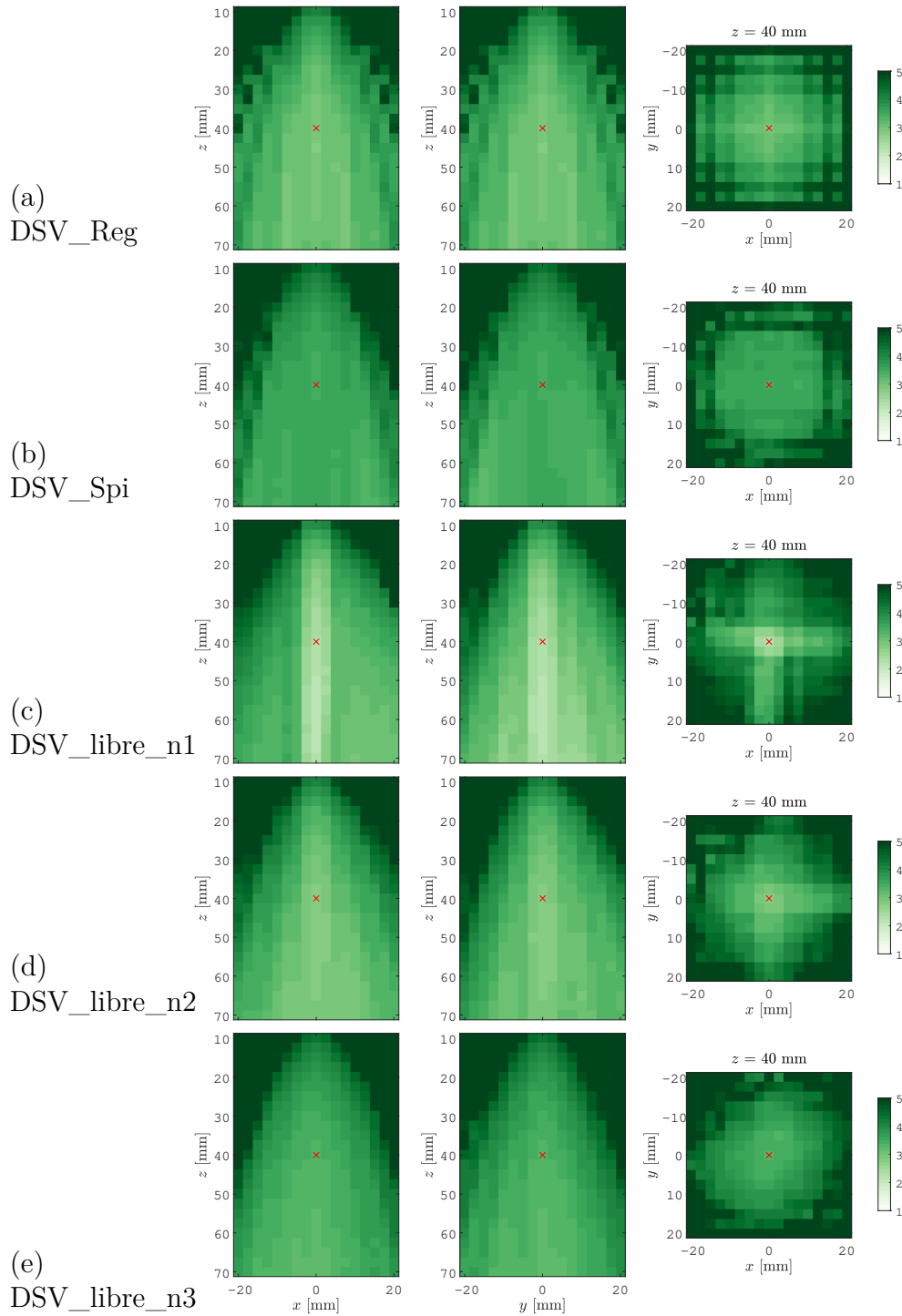


FIGURE 3.6 – Cartographies de la **résolution latérale** (θ_{FWHM} [°]) des distributions déterministes et des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles. La position du diffuseur utilisé lors de l'optimisation est représentée par la croix (\times).

La Figure 3.6 permet de tirer quelques observations. Premièrement, la résolution latérale paraît, en moyenne, supérieure pour la distribution régulière que pour la distribution

en spirale. La valeur de résolution latérale la plus basse, observée pour la distribution régulière, est de $2,87^\circ$ pour un diffuseur situé à $[0; 0; 45]$ mm ; pour la distribution en spirale, elle est de $3,19^\circ$ à $[0; -15; 67,5]$ mm. Sur le plan xy , cette résolution est visuellement plus hétérogène pour la distribution régulière (Figure 3.6a) que pour la distribution en spirale (Figure 3.6b). DSV_libre_n1 propose une amélioration de la résolution latérale dans l'axe de la sonde, par rapport à la distribution régulière, ainsi qu'une brutale dégradation. Elle passe en effet de $2,19^\circ$ (à $[0; 0; 60]$ mm) à $3,29^\circ$ (à $[-5; 0; 60]$ mm). La distribution la plus optimisée pour le niveau de lobe secondaire (DSV_libre_n3) propose des valeurs de résolution latérale sans dégradation aussi forte que DSV_libre_n1 ; la plus basse valeur est cependant de $3,22^\circ$ à $[0; 0; 70]$ mm. La répartition de la résolution latérale semble également décentrée par rapport à l'axe de la sonde, en regardant le cône formé par les valeurs de résolution latérale supérieures à 5° . DSV_libre_n2 propose un entre-deux par rapport aux deux précédentes distributions. La plus basse valeur observée est de $2,79^\circ$ à $[0; 0; 45]$ mm ; il n'y a pas de forte dégradation comme il a été observé avec DSV_libre_n1.

Ensuite, le niveau de lobe secondaire peut être comparé de la même façon ; les résultats sont présentés sur la Figure 3.7.

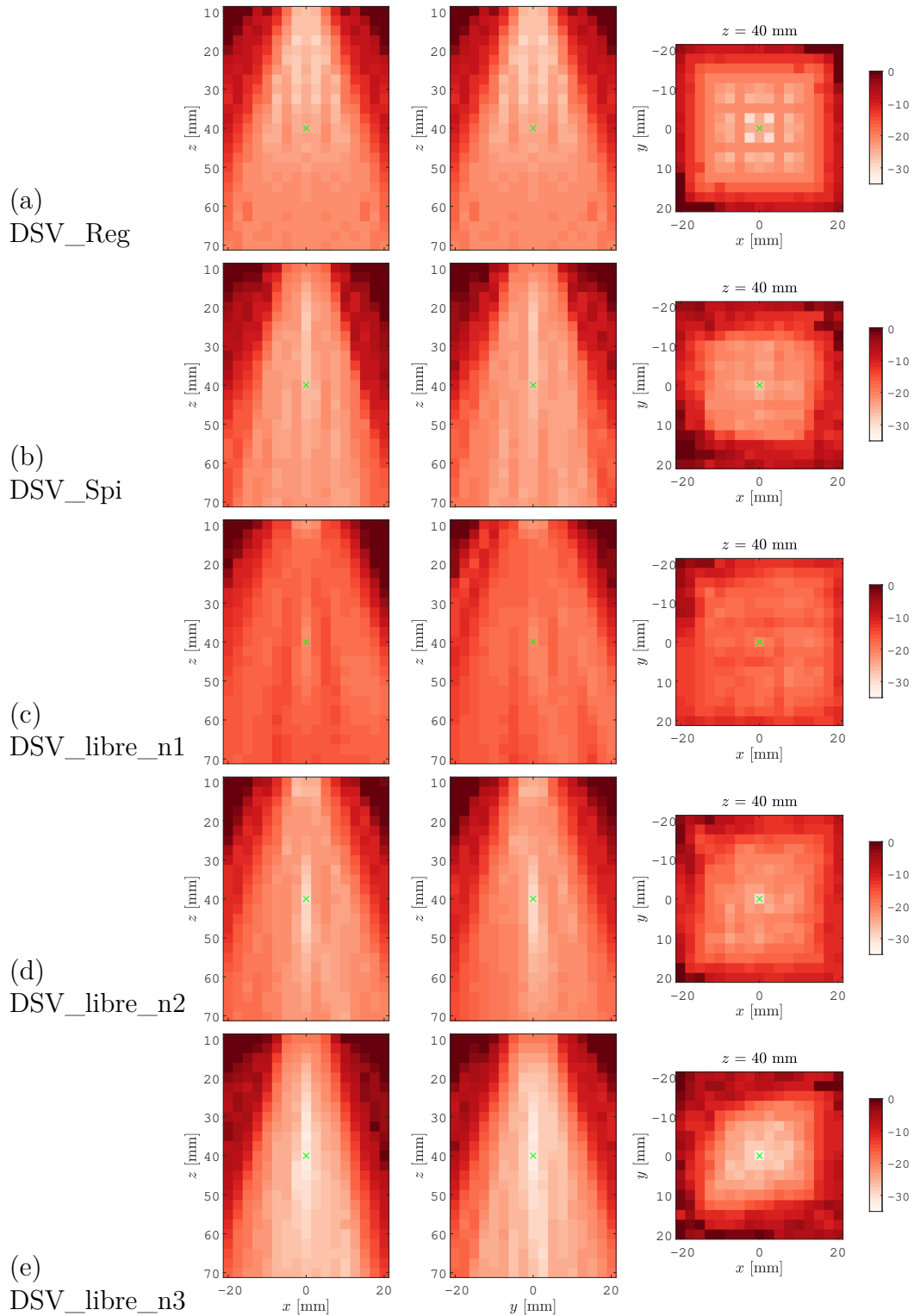


FIGURE 3.7 – Cartographies du **niveau de lobe secondaire** (SLL [dB]) des distributions déterministes et des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement libre des sources virtuelles. La position du diffuseur utilisé lors de l'optimisation est représentée par la croix (x).

La Figure 3.7 permet de constater que, entre la distribution régulière (Figure 3.7a) et en spirale (Figure 3.7b), les performances globales en niveau de lobe secondaire sont semblables à la différence qu'elles sont légèrement concentrées sur l'axe de la sonde pour la spirale. Le plus bas niveau de lobe secondaire mesuré pour la distribution régulière est de -30 dB à [2,5 ; 2,4 ; 40] mm sur le plan xy ; il est de -27,7 dB à [0 ; 0 ; 22,5] mm avec la distribution en spirale. Le plan xy (Figure 3.7b) affiche cependant une dégradation plus brutale de ce niveau avec la distribution en spirale par rapport à la distribution régulière. DSV_libre_n1 propose un niveau de lobe secondaire globalement inférieur à toutes les autres distributions : un minimum de -22,5 dB est observé à [0 ; 0 ; 10] mm. DSV_libre_n3 propose, au contraire, de meilleures performances que toutes les autres distributions affichées : le plus bas niveau mesuré est de -32 dB à [0 ; 0 ; 40] mm, c'est-à-dire à la position où le diffuseur a été placé pour l'optimisation. Le niveau de lobe secondaire est de meilleure qualité sur l'axe de la sonde que lorsque l'on s'éloigne en x ou y . Pour finir, DSV_libre_n2 propose une répartition du niveau de lobe secondaire qui se comporte de manière similaire à la résolution latérale (Figure 3.6e) : un niveau minimum de -29,6 dB est mesuré à [0 ; 0 ; 40] mm. Ces niveaux sont à mi-chemin entre la distribution la plus optimale en résolution latérale (Figure 3.7c) et la plus optimale en niveau de lobe secondaire (Figure 3.7e).

3.2.4 Discussion

Les cartographies qui représentent les performances en résolution latérale et en niveau de lobe secondaire, selon trois plans d'un volume, mettent en avant deux phénomènes. Premièrement, un effet de concentration pour l'une des deux métriques apparaît lorsque c'est cette métrique qui a été favorisée par l'optimisation. C'est le cas, par exemple, du niveau de lobe secondaire sur la Figure 3.7e ou de la résolution latérale sur la Figure 3.6c. Cet effet de concentration des métriques de qualité est lié à la façon dont l'optimisation est effectuée, c'est-à-dire par rapport à un seul diffuseur localisé à [0 ; 0 ; 40] mm. L'optimisation ainsi configurée se concentre sur cette région précisément sans aucun regard sur le reste de région présentée sur les cartographies (figure 3.6 et 3.7). Deuxièmement, la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire ne sont pas toujours centrés sur l'axe de la sonde. Aucune contrainte n'est imposée pour disposer les sources virtuelles (Figure 3.4) : elles se placent totalement librement en respectant les limites imposées. Cet effet de décentrage des métriques de qualité mesurées, qu'il s'agisse de la résolution latérale ou du niveau de lobe secondaire, peut être réduit si l'algorithme d'optimisation avait réparti les sources virtuelles de façon symétrique par rapport au centre de la sonde.

La section suivante propose une réitération de ces optimisations, cette fois-ci avec des contraintes pour imposer une répartition des sources virtuelles de sorte qu'il n'y ait pas d'effet de décentrage comme il a été observé précédemment.

3.3 Distributions optimales avec placement des sources virtuelles contraintes par des symétries

Afin d'éviter le problème de décentrage des métriques de qualité dans les volumes, une ou des symétries peuvent être imposées à la distribution de sources virtuelles. Il peut s'agir d'une symétrie de rotation d'axe z , de 180° , 90° , ou encore d'une ou de plusieurs symétries planaires dont les plans de symétrie passe par l'axe z .

3.3.1 Applications de symétries

Afin d'imposer l'un des types de symétrie, il est proposé de procéder comme suit :

- imposer une source virtuelle sur le centre de la sonde ($x, y = 0$) ;
- diviser le nombre de sources virtuelles restantes (24) à répartir par l'ordre de la symétrie imposée ;
- répartir ces sources virtuelles sur une portion de la zone totale, propre à l'ordre de la symétrie ;
- dupliquer les sources virtuelles sur les autres portions de la zone, selon la ou les symétries choisies.

Positionner une source virtuelle au centre est une approche cohérente avec la littérature, où un nombre impair de sources virtuelles est souvent choisi en échographie 2D (MONTALDO *et al.* 2009 ; PAPADACCI *et al.* 2014 ; PROVOST *et al.* 2014 ; ROUX *et al.* 2018). La Figure 3.8 affiche deux exemples de symétries : une symétrie de rotation d'ordre 4 (Figure 3.8c) et une symétrie bi planaire, selon les plans xz en $y = 0$ et yz en $x = 0$.

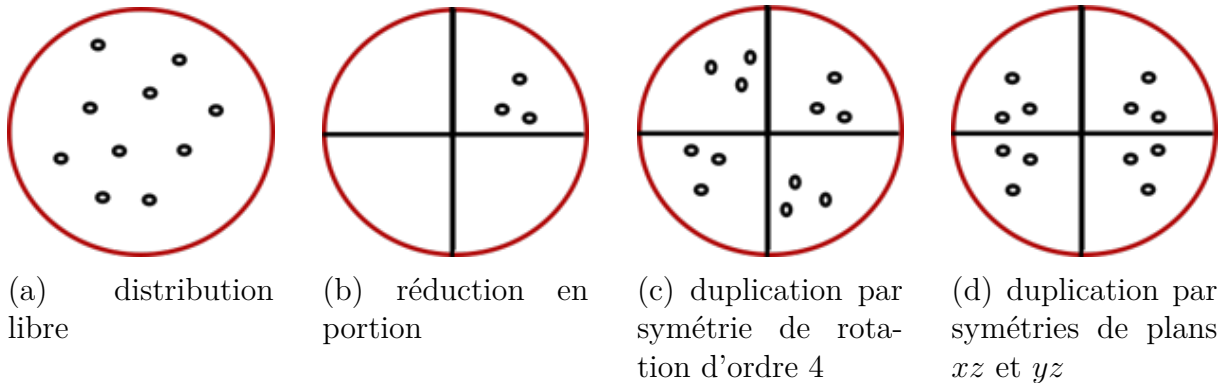


FIGURE 3.8 – Application de symétries pour la distribution de sources virtuelles par réplique

La source virtuelle imposée au centre ($x, y = 0$) laisse vingt-quatre sources à disposer selon les symétries évoquées (Figure 3.8a). La zone entière qui comporte les vingt-quatre sources virtuelles est partagée en quatre portions égales qui contiennent $24/4 = 6$ sources virtuelles chacune (Figure 3.8b). Ces six sources sont disposées dans cette portion par l'algorithme d'optimisation dont les nouvelles variables sont :

$$(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_6, \phi_6), \forall \theta \in [0; 20], \forall \phi \in [0; 90]. \quad (3.5)$$

En appliquant un tel système de symétrie à la distribution de sources virtuelle de cette manière, le nombre de variables d'entrée passe de 50 $(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_{25}, \phi_{25})$ à 12 $(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_6, \phi_6)$. La nouvelle fonction objectif se présente alors sous la forme :

$$[FWHM, SLL] = \text{eval}(\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \dots, \theta_6, \phi_6). \quad (3.6)$$

La fonction objectif ajoute les 18 autres sources dans les trois autres portions de sorte à respecter l'un des deux systèmes de symétrie. Cette diminution du nombre de variables réduit considérablement l'espace des solutions que l'algorithme d'optimisation explore. Une nouvelle optimisation multiobjectif est effectuée pour cette fonction objectif en respectant une symétrie bi planaire. Les paramètres d'optimisations sont identiques à la section précédente (population, mutation, croisement, générations) et sont résumés dans le Tableau 3.3.

Paramètre	Valeur
Taille de la population	1000
Taille du tournoi	4
Taux de croisement	40%
Nombre d'itérations (<i>Niter</i>)	250 000

TABLE 3.3 – Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

Comme précédemment, quelques-unes des distributions sont analysées parmi l'ensemble des solutions non dominées obtenues. La sélection est expliquée dans la sous-Section 3.3.2. Le Tableau 3.4 donne les noms employés pour chaque distribution analysée, leur appellation ainsi qu'une vue selon l'axe de la sonde (z).

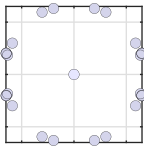
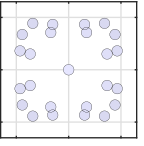
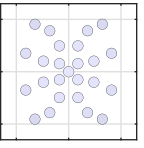
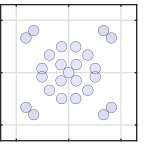
Distribution de sources virtuelles (DSV)	Appellation	Vue selon l'axe z
Optimisée pour un diffuseur avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°1	DSV_sym_n1	
Optimisée pour un diffuseur avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°2	DSV_sym_n2	
Optimisée pour un diffuseur avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°3	DSV_sym_n3	
Optimisée pour un diffuseur avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°4	DSV_sym_n4	

TABLE 3.4 – Appellations et vues de dessus de quatre distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

3.3.2 Solutions non dominées dans l'espace des objectifs

Les distributions déterministes, qui sont par la suite utilisées à titre de comparaison, sont indiquées dans le Tableau 3.4 avec quatre distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur. Les quatre distributions optimales proviennent du front de solutions non dominées (SND) obtenu à la fin de l'optimisation qui est affiché sur la Figure 3.9.

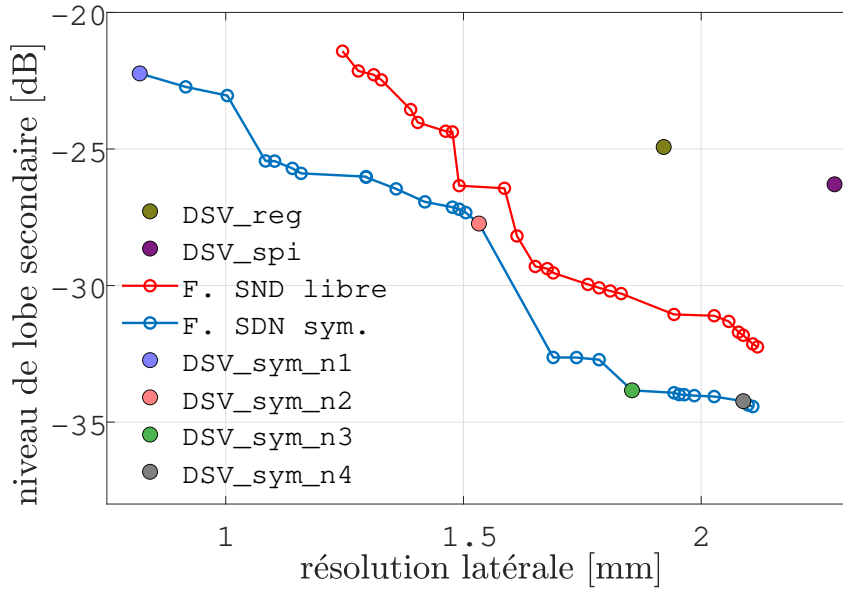


FIGURE 3.9 – Solutions dans l'espace des objectifs : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

Vingt-sept nouvelles solutions optimales sont obtenues avec cette configuration de la fonction objectif. Ces solutions s'étalent de 0,82 à 2,11 mm en résolution latérale, et de -22,2 à -34,4 dB pour le niveau de lobe secondaire. Le front obtenu avec une distribution libre des sources virtuelles est affiché sur le même graphique pour comparer. La meilleure résolution latérale obtenue est améliorée de 0,42 mm par rapport à la distribution libre. De même, le meilleur niveau de lobe secondaire obtenu est amélioré de -2 dB. Vingt-deux des vingt-cinq solutions optimales des distributions libres sont dominées par les nouvelles solutions obtenues.

Contraindre la disposition des sources virtuelles a permis d'approfondir la recherche de solutions optimales, par rapport au problème d'optimisation avec placement libre des vingt-cinq sources virtuelles. Les solutions en légende (DSV) sont ensuite affichées dans l'espace des variables.

3.3.3 Solutions non dominées dans l'espace des variables

La Figure 3.10 présente un aperçu de la performance des distributions de sources virtuelles dans la reconstruction de l'image pour une PSF dans le plan xy , pour les cas présentés dans la Figure 3.9.

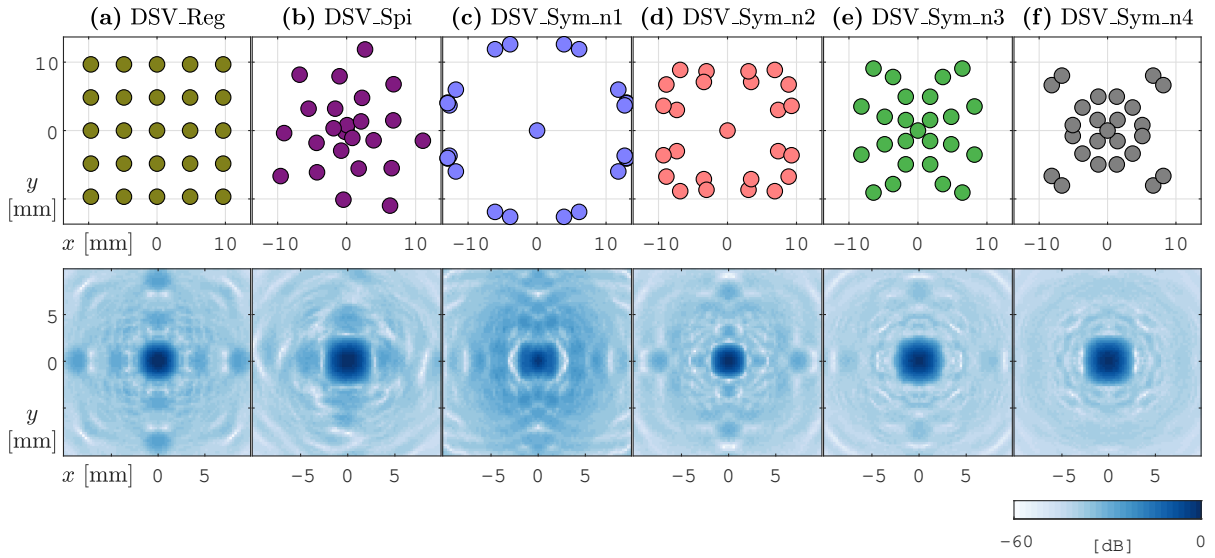


FIGURE 3.10 – Solutions dans l’espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy en $z = 40$ mm : distributions déterministes et distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d’un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

La première distribution optimale (DSV_sym_n1) voit ses sources virtuelles, à l’exception de la source centrale imposée, se placer sur la limite en $\theta = 20^\circ$ et forment un cercle. Dépasser cette limite en θ mènerait probablement à l’absence du lobe principal (sous-Section 2.5.1 page 47). DSV_sym_n2 voit ses sources virtuelles se rapprocher davantage vers le centre de la région. La géométrie de la distribution s’écarte de celle d’un cercle comme observé pour DSV_sym_n1. Il en est de même pour DSV_sym_n3 : les sources virtuelles se rapprochent encore et forment huit branches de trois à quatre sources, qui partent du centre jusqu’à s’approcher de la limite en θ . Enfin, la géométrie de DSV_sym_n4 peut être décrite en trois composantes : une source de chaque portion se place proche du centre et sur la diagonale ($x \approx y$). Seize sources d’angle $\theta \simeq 7^\circ$ sont réparties de façon presque uniforme sur ϕ et forment un cercle. Quatre groupements de deux sources proches l’une de l’autre sont positionnés à proximité de la limite en θ . En ce qui concerne les PSF, le lobe principal de DSV_sym_n1 est étroit en regard des autres PSF des autres distributions. DSV_sym_n2 a son lobe principal moins étroit que DSV_sym_n1 ; le niveau de lobe secondaire est cependant meilleur. Il en est de même pour DSV_sym_n3 et DSV_sym_n4 : le lobe principal est visuellement plus large que celui de DSV_sym_n2 et le niveau de lobe secondaire est plus faible.

D’après la lecture de la Figure 3.10, une observation est commune avec la Figure 3.4 : plus les sources virtuelles sont éloignées de l’axe de la sonde et plus la résolution latérale est améliorée. Plus les sources virtuelles se rapprochent de l’axe de la sonde et plus le niveau de lobe secondaire est faible. Ce comportement a déjà été évoqué dans PAPADACCI *et al.* 2014.

3.3.4 Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans

Les performances des distributions obtenues sont ensuite comparées sur les trois tranches du volume comme précédemment, dans le même but d'évaluer la robustesse de l'imagerie en regardant la distribution des métriques de qualité dans le volume. La Figure 3.11 affiche les valeurs de résolution latérale.

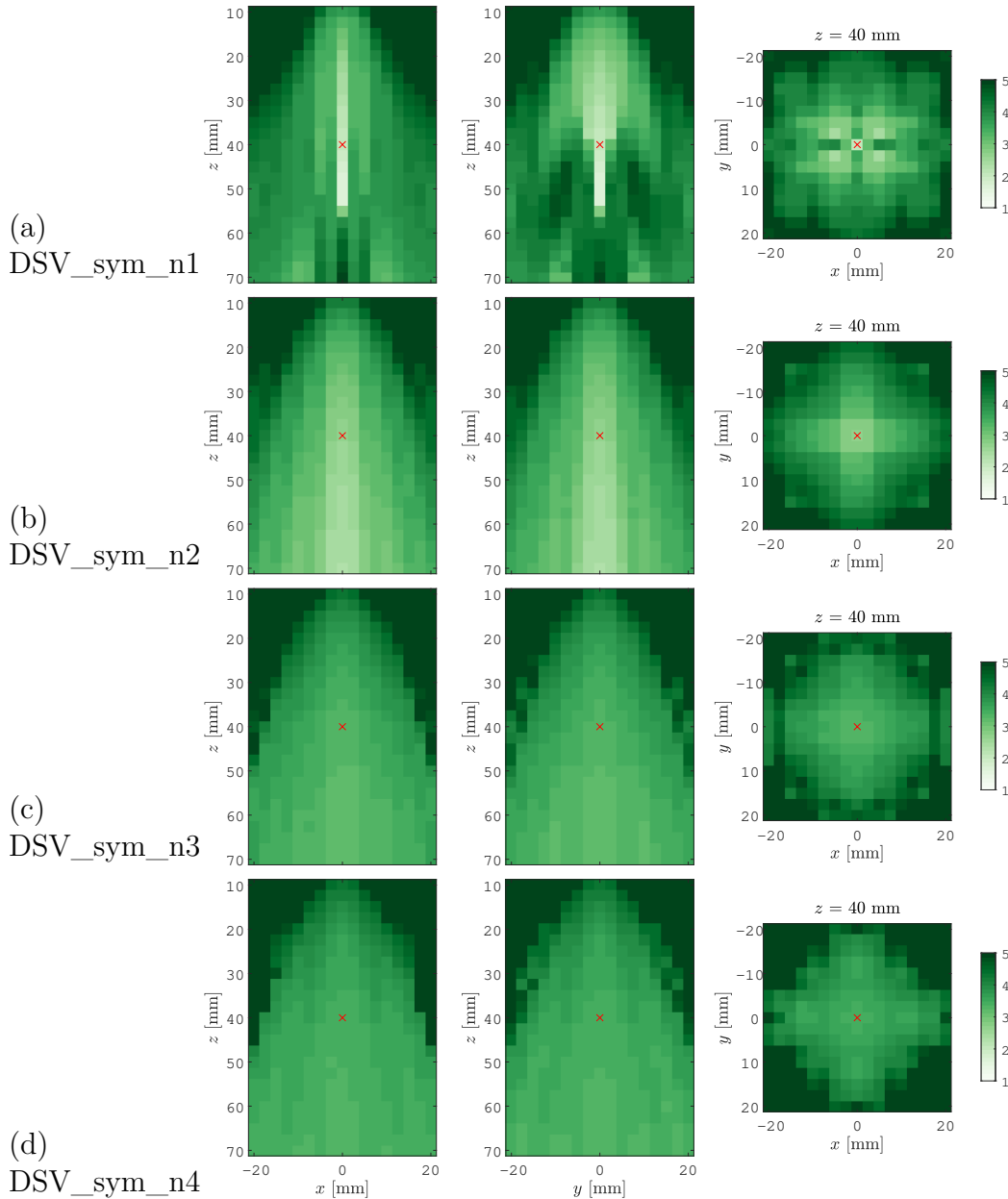


FIGURE 3.11 – Cartographies de la **résolution latérale** (θ_{FWHM} [°]) des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

La Figure 3.11 illustre que la résolution latérale de DSV_sym_n1 est très dépendante de l'emplacement du diffuseur : elle varie de 1° (à l'emplacement du diffuseur utilisé pour

l'optimisation) à 5° . Une résolution latérale entre 1 et 2° est observée dans l'axe de la sonde jusqu'à 55 mm en z . DSV_sym_n2 propose une résolution latérale moins variable que DSV_sym_n2; les valeurs de résolution sont concentrées dans l'axe de la sonde (valeurs de $1,5$ à $2,5^\circ$). Dès que l'on s'éloigne en x, y , la résolution latérale se détériore de manière progressive jusqu'à $3,5^\circ$, une tendance commune avec DSV_libre_n1 (Figure 3.6). La résolution latérale devient moins dépendante de x, y pour, DSV_sym_n3 mais est généralement plus faible (autour de $3,5^\circ$). La même tendance est observée pour DSV_sym_n4 avec une résolution latérale généralement plus faible : autour de 4° .

La Figure 3.11 présente le niveau de lobe secondaire sur ces trois tranches pour ces quatre mêmes distributions de sources virtuelles.

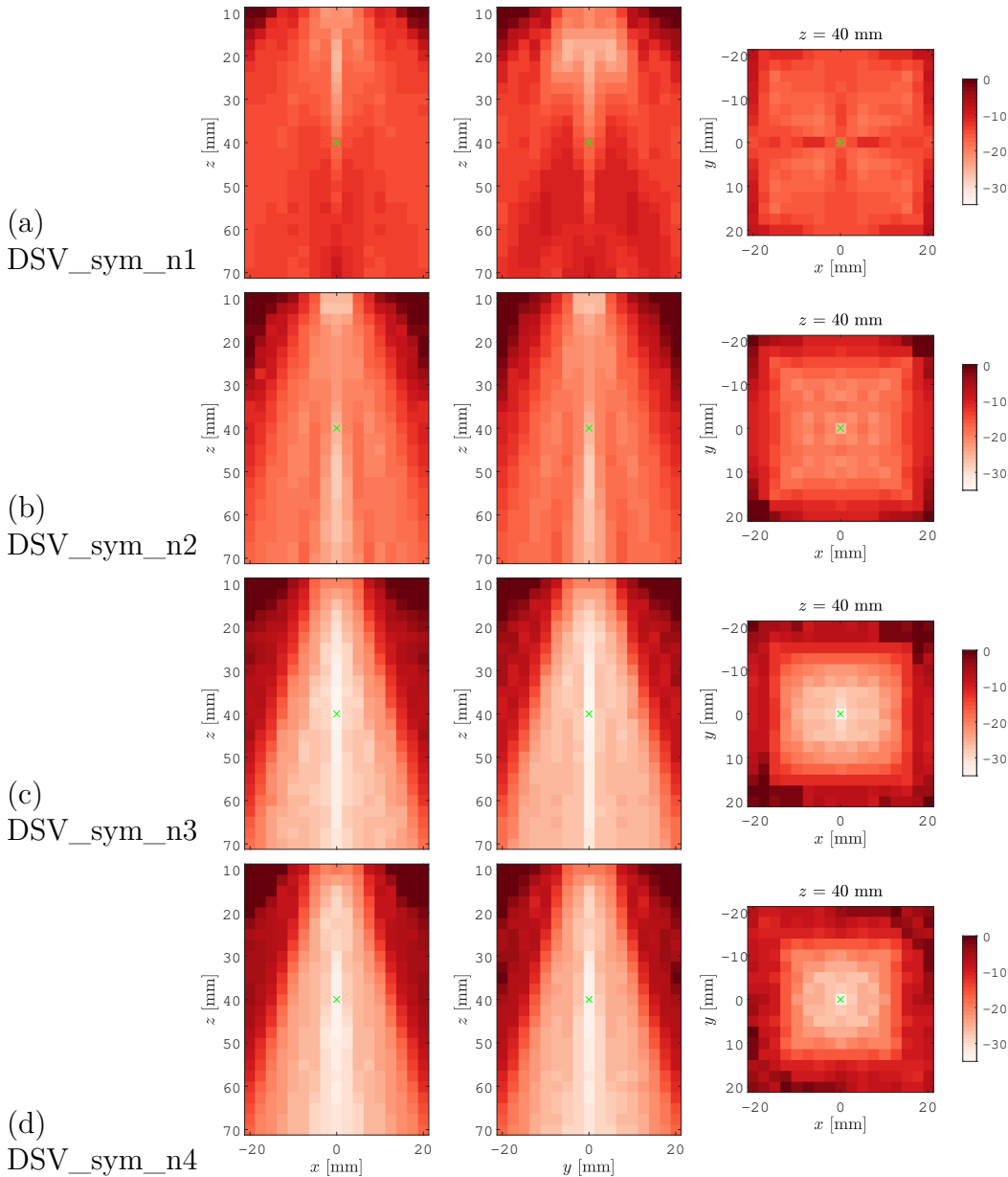


FIGURE 3.12 – Cartographies du **niveau de lobe secondaire** (SLL [dB]) des distributions optimisées pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec placement des sources virtuelles contraint par des symétries

La Figure 3.12 révèle, pour DSV_sym_n1, un niveau de lobe secondaire qui varie entre -25 dB au centre de la sonde à 20 mm de profondeur z ; ce niveau se dégrade jusqu'à -9 dB à 70 mm de profondeur. DSV_sym_n2 permet d'obtenir un niveau de lobe secondaire variant entre -28 dB au centre de la sonde à 50 mm de profondeur, qui se dégrade progressivement. Avec DSV_sym_n3, l'amélioration du niveau de lobe secondaire semble plus concentrée qu'auparavant : de -30 à -34 dB au centre de la sonde à partir de 20 mm de profondeur. Ce niveau décroît en s'écartant de l'axe de la sonde, de façon plus abrupte que les deux précédentes distributions : ce niveau est de -11 dB à [15; 0; 40] mm. Enfin, DSV_sym_n4 présente un niveau de lobe secondaire entre -30 et -34 dB

également, mais seulement à partir de 30 mm de profondeur, sur l'axe de la sonde. Ce niveau décroît de la même façon que DSV_sym_n3 de façon plus prononcée : il descend à -9 dB à [15 ; 0 ; 40] mm.

3.3.5 Discussion

Les cartographies présentées dans les figures 3.11 et 3.12 montrent, une fois de plus, qu'un effet de concentration est présent pour au moins une des métriques de qualité. Les quatre distributions de sources virtuelles, de DSV_sym_n1 à DSV_sym_n4, montrent que plus les sources sont écartées de l'axe de la sonde et meilleure est la résolution latérale au niveau du diffuseur. Cette amélioration n'est cependant pas homogène et est concentrée dans l'axe de la sonde où une résolution latérale de 2,0° est obtenue ; elle décroît jusqu'à 3,5° avec un décalage latéral de 5 mm. La même tendance est observée pour le niveau de lobe secondaire : plus la solution est optimale en niveau de lobe secondaire pour le diffuseur placé à [0 ; 0 ; 40] mm et plus ce niveau de lobe secondaire s'améliore sur l'axe de la sonde.

La valeur de résolution latérale la plus basse observée pour la distribution régulière est de 2,87° ; elle est de 3,19° pour la distribution en spirale. Aussi, il apparaît que les deux métriques de qualité sont toutes deux centrées sur l'axe de la sonde. Aucun décentrage de l'une des métriques de qualité n'est observé comme cela a été le cas avec les distributions de sources virtuelles placées sans symétries.

3.4 Conclusion

Deux ensembles de distribution de sources virtuelles optimales ont été déterminés : un ensemble avec placement libre et le second avec un placement contraint à un système de symétrie bi planaire. Toutes ces distributions sont optimisées de sorte à obtenir une meilleure résolution latérale et un meilleur niveau de lobe secondaire pour un diffuseur placé à [0 ; 0 ; 40] mm, grâce à l'utilisation de l'algorithme génétique multiobjectif (MATHWORKS © 2020 ; DEB *et al.* 2000). Toutes ces distributions optimales affichent de meilleures performances, pour au moins l'une des deux métriques de qualité, que la distribution régulière affichée sur la Figure 3.4. Certaines d'entre elles proposent même une amélioration des deux métriques simultanément : c'est le cas des distributions DSV_libre_n2, DSV_sym_n2 et DSV_sym_n3. Les distributions libres, numérotées de DSV_libre_n1 à DSV_libre_n3, ont montré que la totale liberté des sources virtuelles peut donner lieu à un décentrage de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire par rapport à l'axe de la sonde. Ce décentrage est cependant corrigé en appliquant un système de symétries sur la distribution des sources virtuelles comme pour le second ensemble de distributions optimales.

Toutes les distributions optimales montrent, cependant, que la qualité qui a été privilégiée par l'algorithme d'optimisation est concentrée autour d'un point unique et est inhomogène sur l'ensemble du volume. Cette concentration est possiblement intrinsèque à la géométrie de la sonde elle-même. Il peut être cependant pertinent de voir si cette concentration peut être évitée en distribuant les sources virtuelles autrement. C'est ce que propose le prochain chapitre.

Distributions de sources virtuelles optimisées pour l'homogénéisation des métriques de qualité en échographie 3D

Les distributions de sources virtuelles présentées dans la section précédente ont été optimisées pour un seul diffuseur localisé à une position prédéterminée. Les cartographies présentées sur les Figures 3.6, 3.7, 3.11 et 3.12 ont permis d'illustrer qu'une telle stratégie permet d'avoir une bonne performance des métriques de qualité sur l'emplacement du diffuseur. Ces figures ont révélé que les métriques de qualité mesurées peuvent différer grandement autour de la position du diffuseur. Ces métriques de qualités sont souvent concentrées à l'endroit où le diffuseur a été placé pour l'optimisation, mais aussi sur l'axe de la sonde. Ce chapitre vise à proposer une approche plus robuste, c'est-à-dire plus homogène dans la répartition des métriques de qualité dans un volume.

4.1 Configuration de la simulation

Il est proposé de rechercher des distributions de sources virtuelles qui pallient cet effet de concentration, de sorte que les deux métriques de qualité soient plus homogènes dans le volume. Ces travaux se font avec la même approche utilisée au Chapitre 3, c'est-à-dire à l'intérieur d'un environnement de simulation et d'optimisation.

4.1.1 Paramètres de simulation

La géométrie de la sonde est identique à celle simulée au Chapitre 3 : elle comporte 1024 éléments (32×32) dont la fréquence centrale f_c est fixée à 3 MHz. L'espacement inter élément, selon x et y , est fixé à $\lambda/2$ avec $\lambda = 513 \mu\text{m}$ et l'ouverture totale de la sonde est de $8,4 \times 8,4 \text{ mm}^2$.

Un total de vingt-cinq sources virtuelles a été choisi, comme pour les optimisations précédemment présentées. Afin d'assurer qu'une direction ne soit pas privilégiée par la distribution de sources virtuelles, le système de symétrie introduit dans le Chapitre 3 est appliqué. Les sources virtuelles se répartissent dans un espace cartésien 3D. Des li-

mites sont appliquées de sorte que $x, y \in [-10; 10]$ et $z \in [-40; -10]$, ce qui exclut la transmission d'ondes plane (pour lesquelles z tend vers $-\infty$ ou $+\infty$). Ce choix a été fait pour conserver une ouverture virtuelle du même ordre qu'utilisé pour les distributions optimales du Chapitre 3. La limite d'exploration des sources virtuelles est visible sur la Figure 4.1.

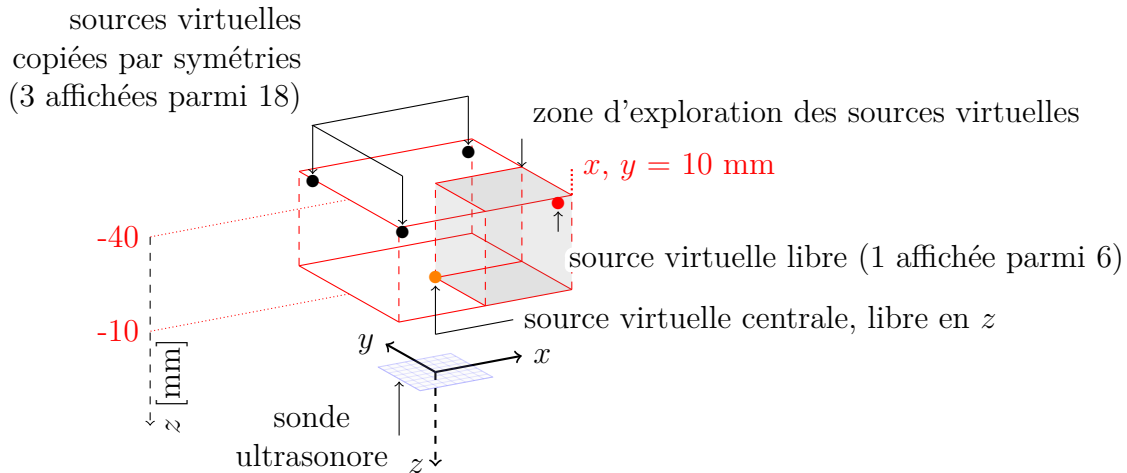


FIGURE 4.1 – Simplification du problème d'optimisation : nombre de variables d'entrée, limites d'exploration des sources virtuelles et nombre de PSF à calculer. Pour la lisibilité de la figure, cinq sources virtuelles sont affichées au lieu de vingt-cinq. Les sources qui contribuent aux variables d'entrée de la fonction objectif sont affichées en rouge (●) et orange (●). Les sources en noire (●) sont placées par symétries à partir des sources libres en rouge.

Une source virtuelle est fixée à l'origine du plan xy , pouvant se déplacer selon l'axe z . Comme présenté dans la Section 3.3, l'application d'une symétrie bi axiale (selon l'axe x et y) diminue le nombre de sources à répartir de vingt-quatre à six. Les dix-huit autres sont ajoutées en respectant les symétries. Le milieu est identique à celui des simulations faites au Chapitre 2, c'est-à-dire qu'il est homogène, isotrope et stationnaire. La vitesse de propagation des ondes de compression V_C est fixée à 1540 m/s. Afin de tenir compte d'un volume entier, il est possible de considérer les variations de la forme d'une PSF selon l'emplacement du diffuseur. Pour cela, vingt-sept diffuseurs sont distribués à l'intérieur d'un volume d'intérêt, comme représenté sur la Figure 4.2

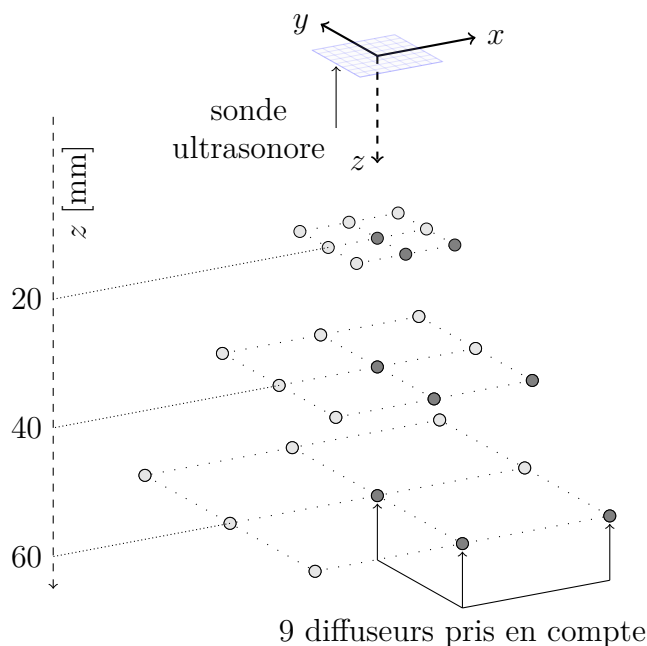


FIGURE 4.2 – Configuration du problème d’optimisation : sonde ultrasonore, volume inspecté et disposition diffuseurs

Ces diffuseurs sont répartis de sorte à couvrir un volume pyramidal (Figure 4.2). Ils sont disposés à trois profondeurs (20, 40 et 60 mm selon z), sur une grille de $[-5; 0; 5]$, $[-10; 0; 10]$ et $[-15; 0; 15]$ mm selon x et y sur chaque palier de profondeur respectivement. Étant donné la nature homogène et isotrope du milieu, la symétrie bi axiale de la sonde et des sources virtuelles, un quart des PSFs initialement requises sont utilisées pour l’optimisation : neuf au lieu de vingt-sept PSFs.

4.1.2 Description des fonctions objectifs

Pour une distribution de vingt-cinq sources virtuelles et de neuf diffuseurs, un total de $25 \times 1024 \times 9$ ($NVS \times NEI \times Nscat$) signaux temporels sont générés. La fréquence d’échantillonnage des signaux temporels f_s est fixée à $16 \times f_c = 48$ MHz. Les neuf PSF 3D sont construites de la même façon qu’au chapitre précédent, par formation de voies conventionnelle par retard et sommation (sous-Section 1.1.3) en utilisant un GPU *via* CUDA (Section 2.3). La résolution spatiale des volumes dans les trois directions ($\Delta_{x,y,z}$) est fixée à $\lambda/4$. La sous-Section 3.2.3 a montré que la résolution latérale d’un diffuseur augmente de façon proportionnelle avec sa profondeur quand un algorithme de formation de voies conventionnelle par retard et sommation est utilisé pour reconstruire le volume. De ce fait, la largeur des volumes utilisés pour construire les PSFs dépend de la profondeur du diffuseur pour que le calcul soit plus efficace.

Appliquer les symétries indiquées sur la Figure 4.1 réduit le nombre de sources virtuelles à disposer librement selon x, y, z de vingt-quatre à six, en dehors de la source virtuelle centrale. Le nombre de variables d’entrée est alors de $6 \times 3 + 1 \times 1 = 19$ au lieu de 75 si les vingt-cinq sources virtuelles étaient libres selon x, y, z .

Une fois le volume reconstruit pour chaque PSF, l'évaluation de la résolution latérale (FWHM) et du niveau de lobe secondaire (*SLL*, Section 2.4) sont réalisées pour chacune des neuf PSF. Ces mesures sont rassemblées dans les ensembles :

$$\begin{aligned}\mathcal{D}_{\text{FWHM}} &= \{\text{FWHM}_1, \dots, \text{FWHM}_9\}, \\ \mathcal{D}_{\text{SLL}} &= \{\text{SLL}_1, \dots, \text{SLL}_9\},\end{aligned}\tag{4.1}$$

pour les neuf valeurs de résolution latérale et de niveau de lobe secondaire respectivement. Deux objectifs quantifient l'homogénéité de ces valeurs pour les neuf diffuseurs en mesurant l'écart-type :

$$\begin{aligned}\sigma_1 &= \sigma(\mathcal{D}_{\text{FWHM}}), \\ \sigma_2 &= \sigma(\mathcal{D}_{\text{SLL}}).\end{aligned}\tag{4.2}$$

En parallèle, un second ensemble d'objectifs est proposé, basé sur la valeur maximale des ensembles $\mathcal{D}_{\text{FWHM}}$ et \mathcal{D}_{SLL} :

$$\begin{aligned}max_1 &= \max(\mathcal{D}_{\text{FWHM}}), \\ max_2 &= \max(\mathcal{D}_{\text{SLL}}).\end{aligned}\tag{4.3}$$

L'idée ici est de se concentrer sur la valeur la plus pénalisante des ensembles $\mathcal{D}_{\text{FWHM}}$ et \mathcal{D}_{SLL} , afin de garantir un seuil maximal pour la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire.

Enfin, ces objectifs sont numériquement concaténés dans des vecteurs d'objectifs $[\sigma_1, \sigma_2]$ et $[max_1, max_2]$ que l'algorithme d'optimisation multiobjectif tentera de minimiser. Les deux fonctions objectifs se présentent sous la forme :

$$[\sigma_1, \sigma_2] = \text{eval_}\sigma(x_1, y_1, z_1, \dots, x_6, y_6, z_6, z_c),\tag{4.4}$$

$$[max_1, max_2] = \text{eval_}\max(x_1, y_1, z_1, \dots, x_6, y_6, z_6, z_c).\tag{4.5}$$

z_c est la coordonnée selon z de la source virtuelle fixée à $x = y = 0$. `eval_` σ et `eval_` \max génèrent les sorties indiquées avec les étapes décrites au Chapitre 2.

4.1.3 Paramètres pour l'algorithme d'optimisation

Les deux fonctions objectifs menant aux objectifs $[\sigma_1, \sigma_2]$ et $[max_1, max_2]$ ne sont ni linéaires ni convexes. La fonction `gamultiobj` (MATHWORKS © 2020) de MATLAB a été utilisée pour effectuer l'optimisation, comme au chapitre précédent. L'algorithme d'optimisation a fonctionné avec les mêmes paramètres qu'au Chapitre 3, résumés dans le Tableau 4.1

Paramètre	Valeur
Taille de la population	1000
Taille du tournoi	4
Taux de croisement	40%
Nombre d'itérations	250 000

TABLE 4.1 – Paramètres de l'algorithme génétique multiobjectif pour une région limitée autour de la position d'un diffuseur, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

4.2 Distributions optimales

Un total de 127 et 143 solutions optimales ont été générées, respectivement pour l'optimisation basée sur l'écart-type $[\sigma_1, \sigma_2]$ et sur la valeur maximale $[max_1, max_2]$. Seules quelques-unes de ces distributions sont analysées ; la sélection des distributions concernées est détaillée dans la sous-Section 4.2.1. Le Tableau 4.2 donne les noms employés pour chaque distribution analysée, leur appellation ainsi qu'une vue des sources virtuelles selon l'axe de la sonde (z).

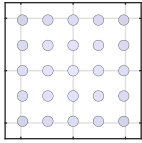
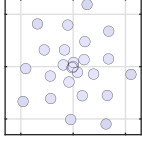
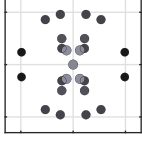
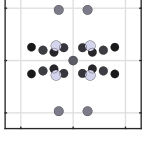
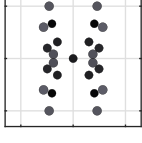
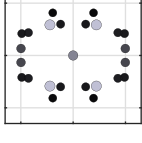
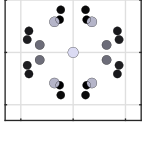
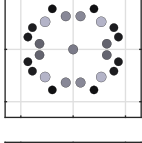
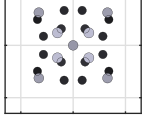
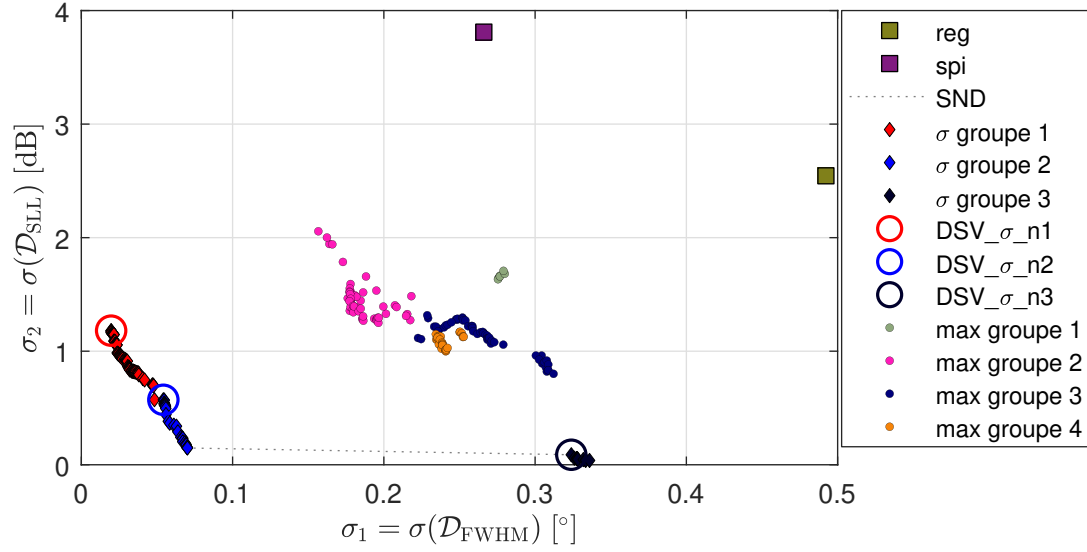
Distribution de sources virtuelles (DSV)	Appellation	Vue selon l'axe z
Déterministe régulière	DSV_Reg	
Déterministe spirale	DSV_Spi	
Optimisée avec la mesure d'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°1	DSV_σ_n1	
Optimisée avec la mesure d'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°2	DSV_σ_n2	
Optimisée avec la mesure d'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°3	DSV_σ_n3	
Optimisée avec la mesure de la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°1	DSV_max_n1	
Optimisée avec la mesure de la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°2	DSV_max_n2	
Optimisée avec la mesure de la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°3	DSV_max_n3	
Optimisée avec la mesure de la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries, n°4	DSV_max_n4	

TABLE 4.2 – Appellations et vues selon l'axe z de deux distributions déterministes et sept distributions optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs. Les différentes couleurs et tailles des sources correspondent à leur distance par rapport à la sonde ultrasonore (noire : proche, grise : lointaine).

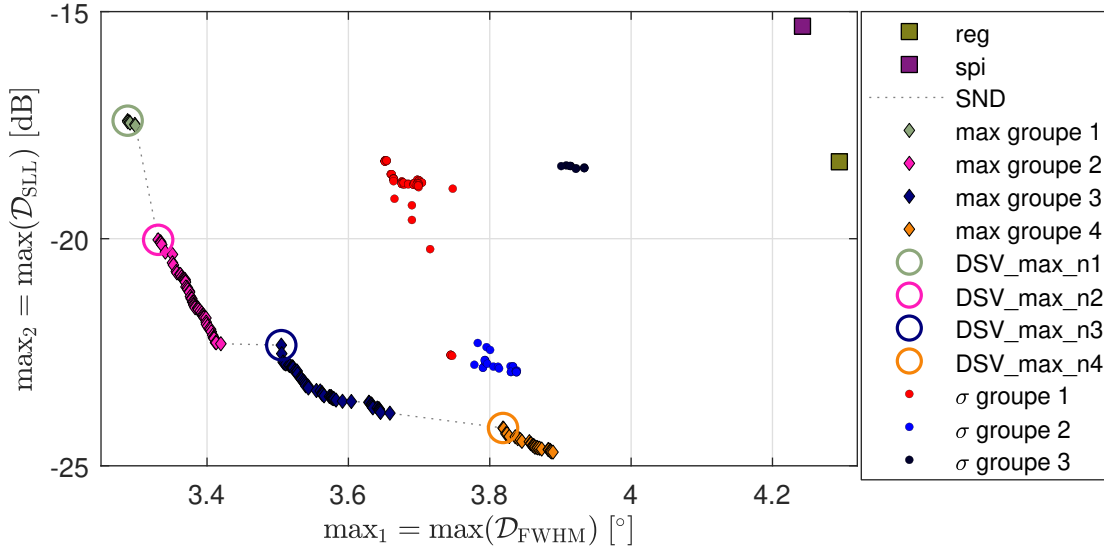
Les paragraphes suivants décrivent comment ces distributions ont été sélectionnées avant d'en faire une analyse. Les appellations utilisées et les différentes couleurs des sources virtuelles sont également expliquées dans les paragraphes qui suivent.

4.2.1 Solutions non dominées dans l'espace des objectifs

Les solutions non dominées qui ont été optimisées avec la mesure d'écart-type sont représentées sur la Figure 4.3a dans leur espace des objectifs $[\sigma(\mathcal{D}_{\text{FWHM}}), \sigma(\mathcal{D}_{\text{SSL}})]$. Les solutions non dominées optimisées avec la mesure du maximum sont affichées sur la Figure 4.3b dans leur espace des objectifs $[\max(\mathcal{D}_{\text{FWHM}}), \max(\mathcal{D}_{\text{SSL}})]$. Comme il est dit dans la Section 4.1.2 page 83, l'optimisation avec la valeur maximale est réalisée pour garantir un seuil minimal pour les deux métriques de qualités. Il peut être intéressant de voir si cette optimisation a également permis de réduire l'écart-type mesuré entre les neuf diffuseurs, par rapport aux distributions déterministes. Pour cela, ces valeurs sont mesurées et affichées sur la Figure 4.3a. De même, il peut être intéressant de voir si les distributions optimisées avec l'écart-type permettent d'avoir des valeurs minimum améliorées par rapport aux distributions déterministes. Les mesures des maximums sur les neuf diffuseurs, pour les distributions qui ont été optimisées avec la valeur maximale, sont affichées sur la Figure 4.3b. Les solutions optimisées avec l'écart-type sont dénommées « σ groupe 1-3 » sur l'ensemble de la Figure 4.4. Les solutions optimisées avec la mesure du maximum sont dénommées « max groupe 1-4 » sur l'ensemble de la Figure 4.4. Cette classification par groupes est expliquée dans les paragraphes qui suivent.



(a) Mesure d'écart-type



(b) Mesure du maximum

FIGURE 4.3 – Solutions dans deux espaces objectifs ($[\sigma_1, \sigma_2]$ et $[max_1, max_2]$) : distribution régulière (reg), spirale (spi) puis optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs (σ et max). Les courbes en pointillés représentent les deux fronts de solutions non dominées (SND) sur chaque espace des objectifs.

La Figure 4.3 montre le compromis entre les deux objectifs : lorsque σ_1 augmente sur la Figure 4.3a, σ_2 diminue. Il en est de même sur la Figure 4.3b concernant max_1 et max_2 . Toutes les solutions basées sur l'écart-type assurent, au pire, un écart-type de $0,336^\circ$ sur la résolution latérale et $1,19$ dB sur le niveau de lobe secondaire pour les neuf diffuseurs utilisés pour l'optimisation (Figure 4.2), c'est-à-dire parmi les ensembles \mathcal{D}_{FWHM} et \mathcal{D}_{SLL} . Les solutions basées sur la valeur maximale assurent, dans le pire des cas, une résolution latérale de $3,89^\circ$ et un niveau de lobe secondaire de $-17,4$ dB. Les solutions non dominées de l'optimisation basée sur l'écart-type dominent toutes les

autres solutions sur la Figure 4.3a. Quelle que soit la solution issue du front de SND, elle permet d’obtenir un meilleur score dans au moins l’une des métriques de qualité (σ_1 ou σ_2), voire les deux à la fois. Il en est de même pour les solutions optimisées à partir de la valeur maximale sur la Figure 4.3b.

Optimiser les distributions de sources virtuelles avec la mesure du maximum a permis de rendre les valeurs de résolution latérale et de niveau de lobe secondaire plus homogènes (diminution de l’écart-type), par rapport aux distributions déterministes (Figure 4.3a). Aussi, les maximums sur les deux métriques qualité des distributions qui ont été optimisées avec l’écart-type sont améliorés, par rapport aux distributions déterministes (Figure 4.3b).

Les solutions non dominées s’agglomèrent à différentes parties sur les fronts. Elles peuvent être comparées en affichant la géométrie des distributions de sources virtuelles ; cette représentation peut être qualifiée de « visualisation dans l’espace des variables ». En comparant la géométrie de ces distributions (l’espace des variables) avec les fronts de SND (l’espace des objectifs), deux tendances apparaissent :

- les solutions proches les une des autres dans l’espace des objectifs, au sein des différents agglomérats, sont très proche visuellement dans l’espace des variables,
- *a contrario*, les géométries des distributions comportent des changements significatifs entre les différents agglomérats.

C’est pourquoi ces solutions ont été regroupées dans les différents groupes : trois groupes pour l’optimisation basée sur l’écart-type, quatre pour celle basée sur la valeur maximale. Une seule solution fait exception à ces observations : une solution du groupe 1 (σ) se retrouve plus proche de l’agglomérat du groupe 2 (σ) que du groupe 1. Cette solution est cependant conservée dans le groupe 1 (σ) par rapport à sa ressemblance aux distributions de ce groupe.

4.2.2 Solutions non dominées dans l’espace des variables

Une visualisation dans l’espace des variables est proposée sur la Figure 4.4 ; elle affiche la distribution des sources virtuelles dans le plan xy , vue selon l’axe de la sonde (z). Étant donné la ressemblance qualitative entre les distributions dans les groupes, une seule de chaque groupe (indiquée sur la Figure 4.3) y est affichée. Ces distributions vont être utilisées pour des analyses ultérieures.

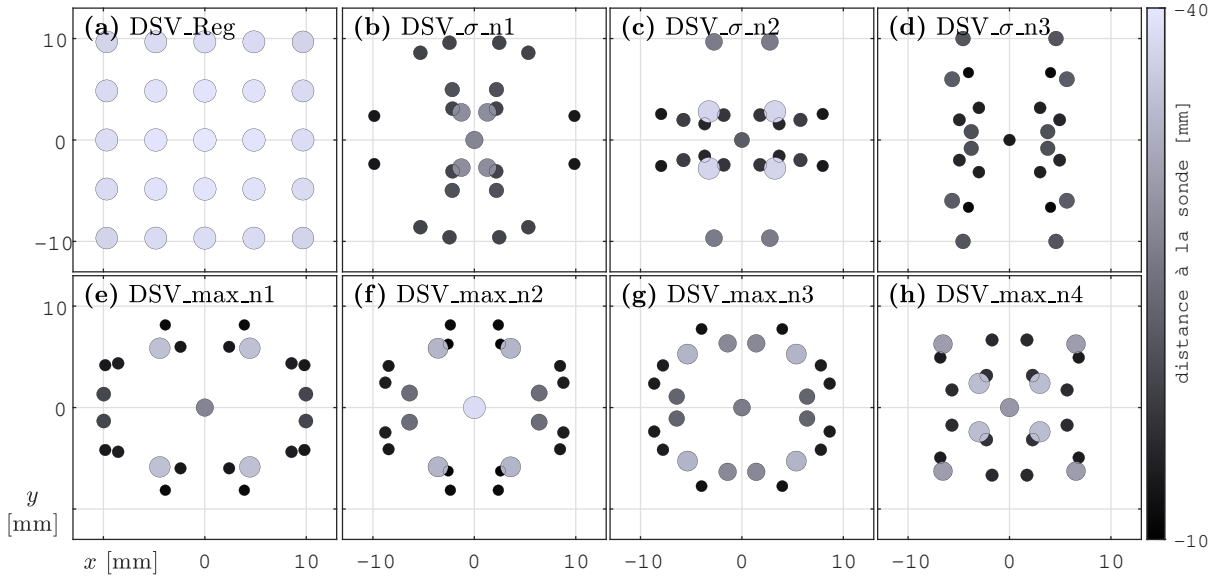


FIGURE 4.4 – Solutions dans l'espace des variables et affichages des PSF dans le plan xy : distribution régulière et sept distributions optimisées pour une région définie par neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

La couleur et la taille de la source dénotent la profondeur de la source : plus elle est sombre et petite, plus elle est proche de la sonde. La distribution σ_n1 a la moitié de ses sources proches des limites fixées, à savoir ± 10 mm ; elles sont proches de la sonde, entre 10 et 20 mm, et forment un pseudo cercle. Le pseudo-cercle disparaît dans DSV_sigma_n2 ; douze sources virtuelles, proches de la sonde, forment une pseudo-croix. Toutes les sources virtuelles sont proches de la sonde sur DSV_sigma_n3 ; deux lignes sont formées le long de l'axe y par vingt-quatre sources virtuelles, autour de ± 5 mm. Concernant les distributions basées sur la valeur maximale (DSV_max), trois d'entre elles ont une apparence elliptique. La distribution max_n1 a quatre sources virtuelles éloignées de la sonde, proches de 40 mm. Les vingt autres sources sont plus proches de la sonde, avec douze d'entre elles avoisinant la limite en x . Seize des sources de DSV_max_n2 sont regroupées en dipôles proches de la sonde. Quatre autres sources sont situées proches de 0 selon l'axe y , avec le reste des sources étant situées plus loin par rapport à la sonde. Pour la distribution max_n4 , deux motifs apparaissent nettement : seize sources proches de la sonde forment une pseudo-grille régulière, alors que les neuf autres sources éloignées par rapport à la sonde forment une croix. Cette dernière distribution, max_n4 , est marquante en raison de sa géométrie plus simple à interpréter visuellement que les autres distributions. De manière générale, les sources virtuelles se placent plus proches de la sonde par rapport à la distribution régulière, d'un rayon constant ($R = 40$ mm) qui avait été choisi dans MATTESINI *et al.* 2018.

4.2.3 Répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans

Les distributions, affichées sur la Figure 4.4, sont ensuite évaluées à travers les cartographies de performances pour la résolution latérale sur la Figure 4.5 et 4.6 ainsi pour le

niveau de lobe secondaire sur les Figures 4.7 et 4.8.

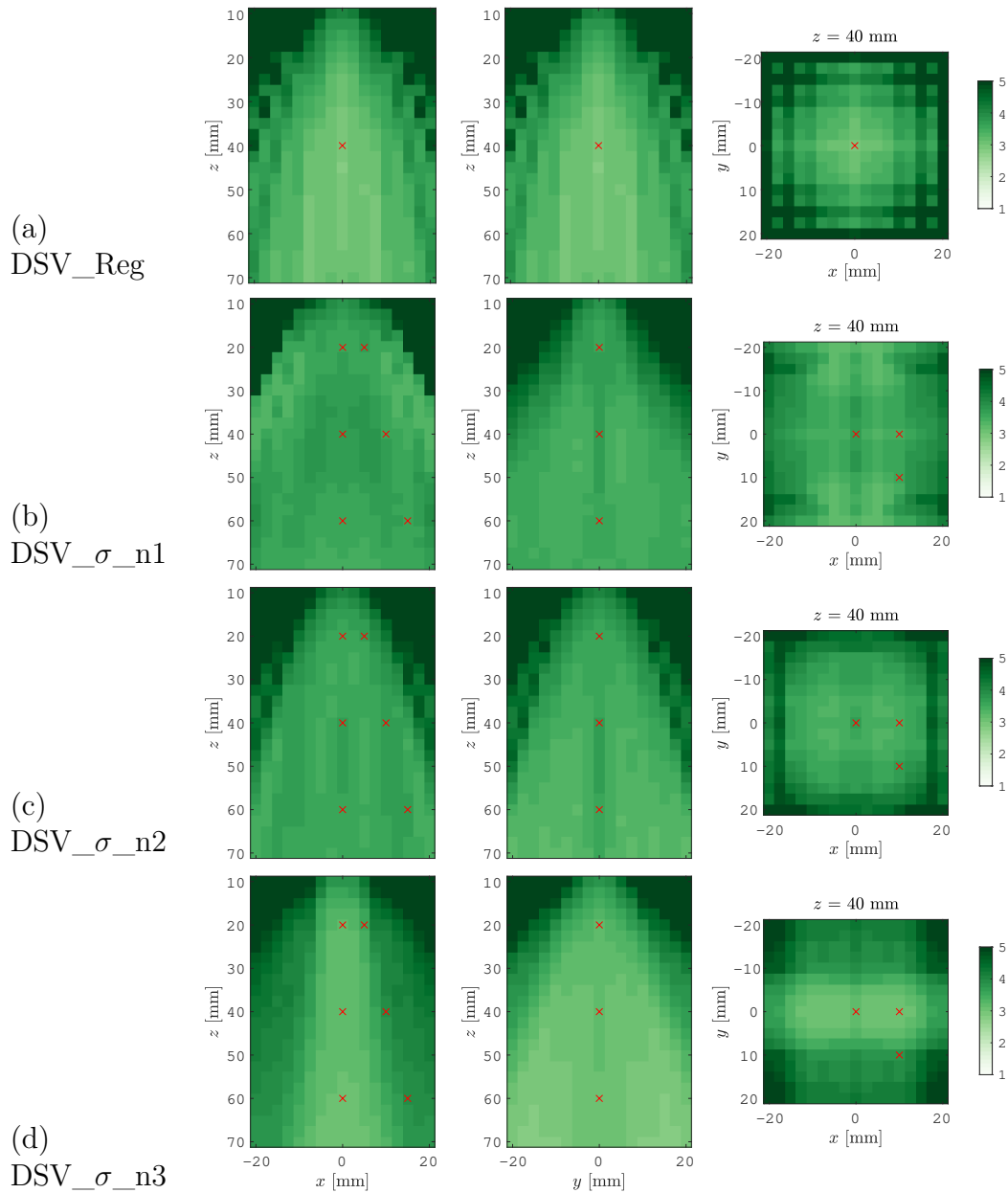


FIGURE 4.5 – Cartographies de la **résolution latérale** (θ_{FWHM} [°]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec l'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

Les emplacements des diffuseurs utilisés pour l'optimisation sont indiqués par les croix (\times). D'après la Figure 4.5, la distribution régulière offre des valeurs de résolution latérale qui s'étendent de $2,87^\circ$ à $[0; 0; 45]$ mm jusqu'à $4,28^\circ$ à $[-10; -10; 40]$ mm. Ces valeurs de résolution latérales sont très dépendantes de l'emplacement du diffuseur lorsqu'on regarde la coupe xy : les valeurs sont basses dans l'axe de la sonde et augmentent en s'en éloignant. DSV_sigma_n1 affiche des valeurs de résolution latérale qui varient de $3,13^\circ$ hors de l'axe de la sonde à $[5; 15; 40]$ mm, jusqu'à $3,82^\circ$ à $[-5; 0; 42,5]$ mm. Moins de fluctuations sont apparentes sur la coupe xy de cette distribution par rapport

à la distribution régulière. La seconde distribution optimisée autour de l'écart-type, DSV_{σ_n2} , affiche une répartition de la résolution latérale similaire à DSV_{σ_n1} : de $3,24^\circ$ à $[0; -5; 60]$ mm jusqu'à $3,67^\circ$ à $[0; 0; 52]$ mm. Il y a une dégradation de la résolution latérale dans l'axe de la sonde par rapport au reste de la région. Enfin, DSV_{σ_n3} affiche des valeurs qui s'étendent davantage : de $2,86^\circ$ à $[0; -17,5; 70]$ mm jusqu'à $4,15^\circ$ à $[-12,5; 0; 35]$ mm. Une bande apparait sur la coupe xy , où la résolution latérale est la plus basse, entre -10 et 10 mm selon y et s'étale le long de x . La meilleure résolution latérale se concentre sur une tranche, délimitée par la bande apparente.

Les cartographies de la résolution latérale sont ensuite affichées pour les distributions optimisées autour de la valeur maximale sur la Figure 4.6.

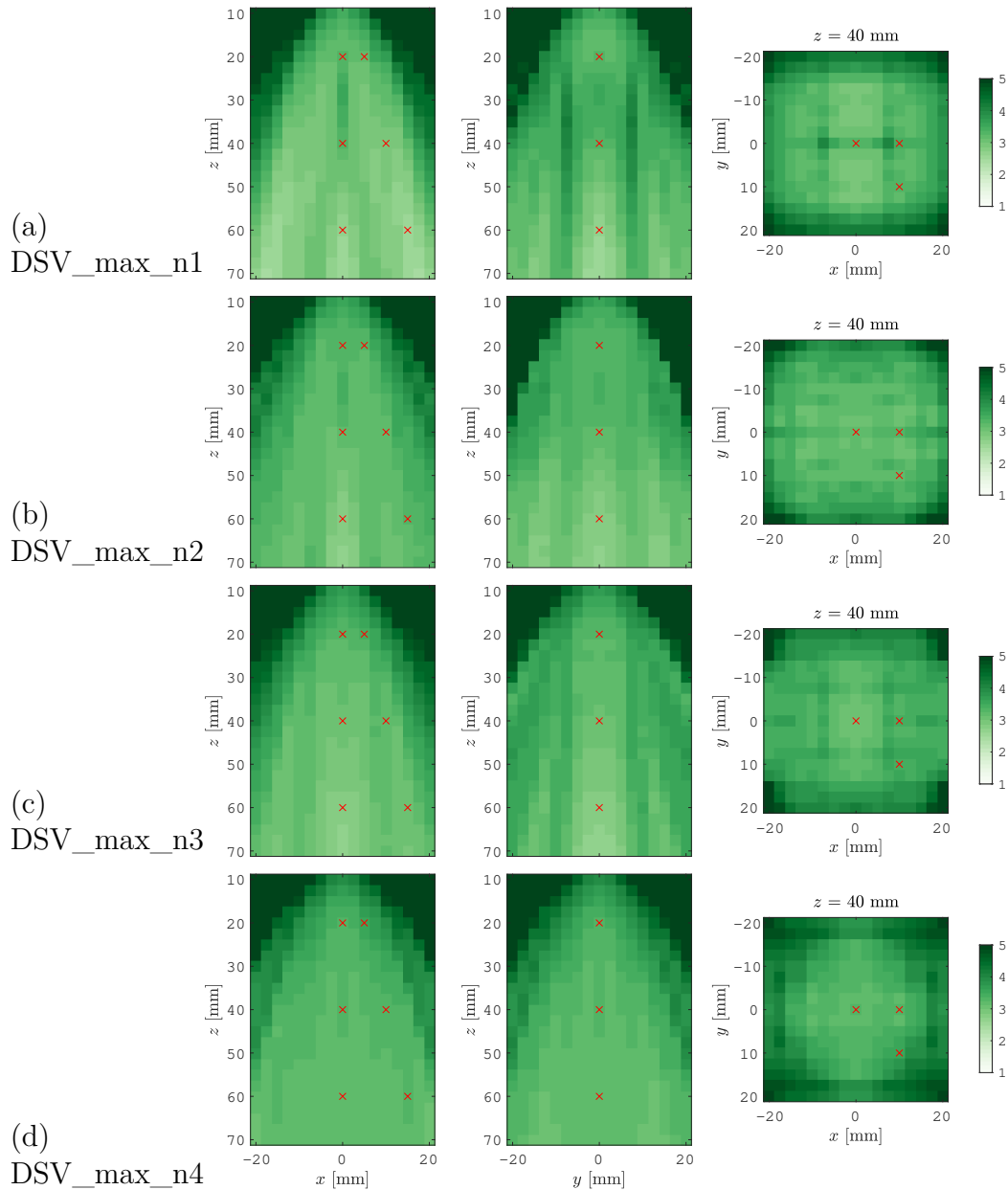


FIGURE 4.6 – Cartographies de la **résolution latérale** (θ_{FWHM} [°]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

D'après la Figure 4.6, la première distribution affichée (DSV_max_n1) comporte des valeurs de résolution latérale qui fluctuent entre $2,52^\circ$ à $[0; 0; 70]$ mm et $4,14^\circ$ à $[-0; -7,5; 35]$ mm. DSV_max_n2 génère des valeurs de résolution latérale de $2,70^\circ$ à $[-0; -0; 70]$ mm jusqu'à $3,78^\circ$ à $[0; -12,5; 30]$ mm. Pour DSV_max_n3, ces valeurs se situent entre $2,70^\circ$ à $[-0; -0; 70]$ mm et $3,72^\circ$ à $[-7,5; -7,5; 30]$ mm dans la région d'intérêt. Pour finir, DSV_max_n4 permet d'obtenir une résolution latérale qui évoluent de $3,13^\circ$ à $[2,5; 2,5; 40]$ mm jusqu'à $4,00^\circ$ à $[-15; 0; 32,5]$ mm.

L'application de symétrie permet d'éviter le phénomène de décentrage des métriques

de qualité comme mentionné au Chapitre 3 qui peut apparaître lorsque les sources se distribuent de manière libre. La zone de concentration apparente dans le plan xz pour la distribution $DSV_σ_n3$ (Figure 4.5d) peut être interprétée par le fait que les sources virtuelles sont disposées presque sur deux lignes dans l'axe y . Hormis cette distribution, toutes les autres ne montrent pas de zone de concentration.

La Figure 4.7 affiche la répartition du niveau de lobe secondaire pour les distributions optimisées avec la mesure d'écart-type.

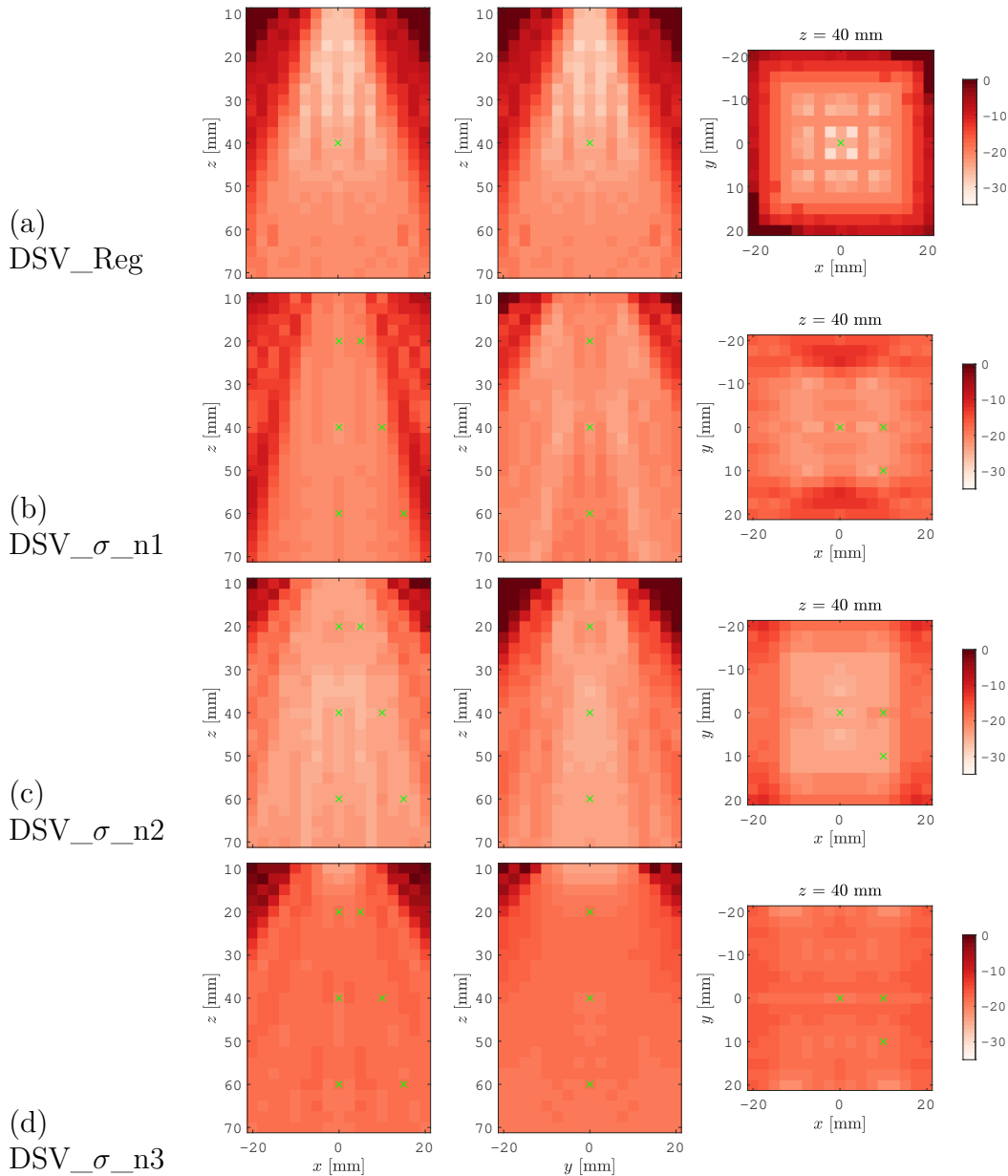


FIGURE 4.7 – Cartographies du **niveau de lobe secondaire** (SLL [dB]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec l'écart-type sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

La distribution régulière affiche des valeurs de niveau de lobe secondaire de -30,1 dB

à $[-2,5; -2,5; 40]$ mm jusqu'à $-18,3$ dB à $[-15; 0; 60]$ mm.

Sur DSV_{σ_n1} , le niveau de lobe secondaire se dégrade plus rapidement de l'axe de la sonde sur le plan xz que sur le plan yz . En ne considérant que cette région qui forme un cône sur le plan xz , ces valeurs se situent entre $-24,1$ dB à $[0; -7,5; 42,5]$ mm et $-17,9$ dB à $[-17,5; 0; 70]$ mm ; le niveau se dégrade jusqu'à $-8,28$ dB à $[0; -20; 55]$ mm en sortant de cette zone conique sur le plan xz . DSV_{σ_n2} permet d'avoir des valeurs de niveau de lobe secondaire qui se situent entre $-20,0$ dB à $[-15; 0; 50]$ mm et $-25,2$ dB à $[0; -5; 40]$ mm. Pour DSV_{σ_n3} , une plus grande région bénéficie d'un niveau de lobe secondaire qui est égal ou inférieur à $-16,2$ dB à $[-20; 20; 40]$ mm avec une valeur minimale de $-23,8$ dB observée en champ proche à $[0; -5; 10]$ mm.

Ensuite, la Figure 4.8 présente les cartographies pour le niveau de lobe secondaire obtenues avec les distributions optimisées à partir de la valeur maximale.

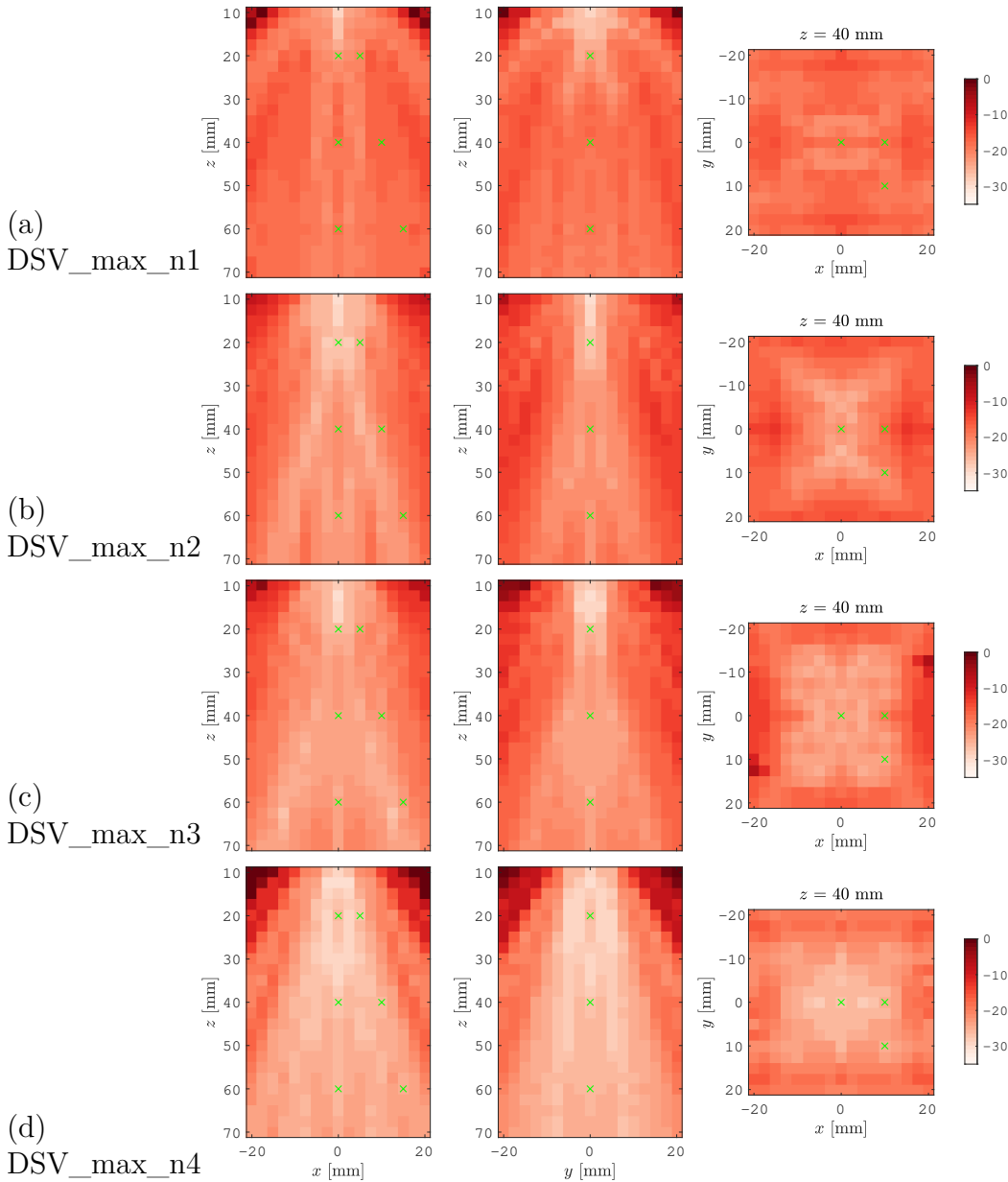


FIGURE 4.8 – Cartographies du **niveau de lobe secondaire** (SLL [dB]) des distributions de sources virtuelles optimisées avec la valeur maximale sur neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par des symétries

La première distribution optimisée avec la valeur maximale observée sur les neuf diffuseurs, DSV_max_n1, affiche le niveau de lobe secondaire le plus bas (de -29,1 dB) en champ proche à $[0; 0; 10]$ mm. Ces valeurs vont jusqu'à -14,4 dB à $[0; 17; 40]$ mm en couvrant tout le plan xy . DSV_max_n2 permet d'avoir un niveau de lobe secondaire de -30,0 dB également à $[0; 0; 10]$ mm, allant jusqu'à -12,9 dB à $[-15; 0; 40]$ mm. Pour la troisième distribution, DSV_max_n3, une valeur minimale de -30,1 dB est constatée à $[0; 0; 12,5]$ mm; une valeur maximale de -13,1 dB est localisée à $[0; -20; 45]$ mm. Enfin, pour DSV_max_n4, un niveau de lobe secondaire de -30,2 dB est observé à $[0; 0; 12,5]$ mm. Tout le plan xy bénéficie d'un niveau de

lobe secondaire au moins égal ou inférieur à -16,9 dB, valeur observée à [-20 ; 7,5 ; 40] mm.

Aucun effet de décentrage de cette mesure de qualité par rapport à l'axe de la sonde n'est observé pour les niveaux de lobe secondaire des distributions optimisées. Différentes distributions de sources virtuelles, comme DSV_{σ_n1} et DSV_{σ_n3} , présentent des niveaux de lobe secondaire qui sont davantage concentrés dans un plan que dans l'autre (xz ou yz). Certaines distributions, comme DSV_{σ_n3} , permettent d'avoir plus d'homogénéité sur le niveau de lobe secondaire et sur une région plus large que la distribution régulière. Malgré cette amélioration, le niveau de lobe secondaire est globalement plus haut que pour la distribution régulière lorsque le diffuseur est proche de l'axe de la sonde.

4.2.4 Discussion

Avec une nouvelle fonction objectif basée sur la mesure de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire d'un diffuseur placé à neuf différents emplacements, de nouvelles distributions de sources virtuelles ont été générées par rapport au chapitre précédent. La concentration des sources sur des lignes sur DSV_{σ_n3} donne lieu à une répartition de la résolution latérale plus concentrée qu'avec les autres distributions. Pour autant, cette répartition ne cause pas de concentration pour le niveau de lobe secondaire, mais l'inverse : il s'agit de la distribution où le niveau de lobe secondaire est le plus homogène sur les plans affichés, avec cependant un niveau global dégradé par rapport aux autres distributions (de -16,2 à -23,8 dB). En regardant attentivement si les sources sont plus proches dans une direction latérale que dans l'autre (x ou y) de DSV_{σ_n1} à DSV_{σ_n3} , l'observation suivante peut se faire : lorsque les sources sont proches les unes des autres selon une direction latérale (x par exemple), le niveau de lobe secondaire s'améliore dans cette direction. Les distributions qui ont été basées sur l'écart-type (DSV_{σ}) ont permis de limiter le fait que la résolution latérale ou le niveau de lobe secondaire soit trop dépendant de la position latérale de la zone de l'imagerie. Elles permettent d'obtenir des métriques de qualité plus homogènes sur le volume que la distribution régulière et les distributions optimisées présentées au Chapitre 3. Ceci répond à l'une des problématiques énoncées en conclusion du chapitre précédent : l'effet de concentration peut être partiellement maîtrisé par la répartition des sources virtuelles.

L'optimisation a été basée sur neuf diffuseurs et ce choix semble raisonnable compte tenu des plans affichés : lorsque l'écart-type d'une des deux métriques de qualité des neuf diffuseurs est minimisé en priorité, l'effet de concentration s'estompe pour cette même métrique de qualité.

Par ailleurs, les valeurs des métriques de qualité obtenues avec les distributions optimales basées sur l'écart-type (DSV_{σ}) semblent globalement en retrait par rapport aux distributions qui ont été optimisées en mesurant les valeurs maximales sur les neuf diffuseurs (DSV_{max}). Les fonctions objectifs sont responsables de cette différence : l'écart-type donne un indicateur représentatif de l'homogénéité des métriques de qualité entre les neuf diffuseurs, mais ne donne, en aucun lieu, une indication sur la moyenne ou la médiane des métriques de qualité sur ces diffuseurs. Les fonctions objectifs basées sur la valeur maximale ont été construites dans l'objectif d'avoir un effet de seuil, au fil des itérations de l'optimisation.

Cet effet de seuil est constaté sur la Figure 4.3a où les métriques de qualités ont été

homogénéisées sur les neuf diffuseurs utilisés pour l’optimisation.

En regard des géométries de sources virtuelles affichées sur la Figure 4.4, certaines sources sont éloignées de la sonde ($z \simeq -40$ mm) alors que d’autres sont proches ($z \simeq -10$ mm). Les sources virtuelles sont, dans la littérature, souvent placées sur un plan (PROVOST *et al.* 2014; PAPADACCI *et al.* 2014) ou une demie-sphère (MATTESINI *et al.* 2018) lors de la transmission d’ondes divergentes pour effectuer de la sommation cohérente. Les résultats obtenus pourraient indiquer que la profondeur a une influence notable sur la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire, et qu’utiliser différentes profondeurs (au lieu d’une profondeur z ou un rayon R constant.e) permettrait d’améliorer ces qualités.

Les interprétations ci-dessus sont formulées en observant la répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire sur trois plans orthogonaux. Bien que ces plans donnent des informations visuelles promptes à l’interprétation, la répartition des valeurs entre ces plans est ignorée. Pourtant, d’autres tendances pourraient être observées. La prochaine section propose une analyse qui vise à être plus fidèle vis-à-vis de l’ensemble d’un volume. Cette analyse permet également de quantifier les performances des distributions de sources virtuelles, en termes d’homogénéité sur les métriques de qualité et leurs médianes.

4.2.5 Analyse statistique bi variante sur l’ensemble du volume

Une méthodologie est mise en place pour considérer l’intégralité d’un volume lors de l’analyse de la répartition de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire. Cette analyse se fait de sorte à avoir une indication à la fois sur l’homogénéité et sur l’ensemble de ces valeurs. L’outil mis en place consiste à mesurer ces métriques à partir de multiples PSFs, calculées à l’intérieur d’un volume pyramidal comme affiché sur la Figure 4.9.

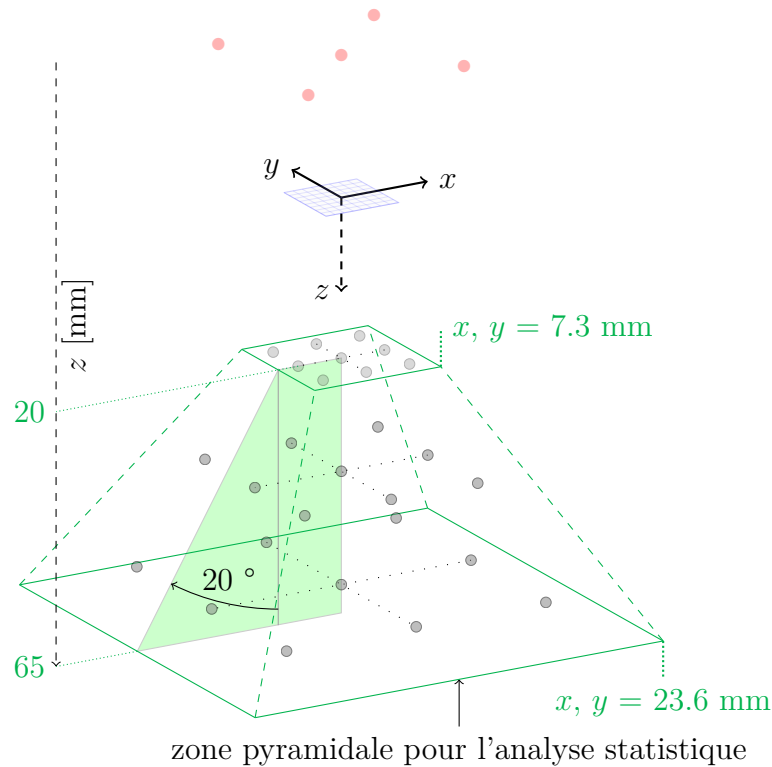


FIGURE 4.9 – Volume d’imagerie pyramidal pour l’analyse des distributions de sources virtuelles

La pyramide est établie de sorte que l’angle du secteur soit de 40° , soit un angle de 20° par rapport à l’axe de la sonde. La hauteur de la pyramide est de 45 mm, avec une base à $z = 65$ mm et un apex à $z = 20$ mm. Cela mène à une base de 47.3×47.3 mm² et un apex de 14.6×14.6 mm². Pour calculer différentes PSFs, un diffuseur unique se déplace à l’intérieur de la pyramide avec un pas de $\Delta_{x,y,z} = 2.50$ mm. Un total de 3131 PSFs sont générées pour extraire 3131 valeurs de $FWHM$ et SLL .

On cherche à caractériser l’homogénéité des deux métriques de qualité à la fois, soit les deux variables ($FWHM$ et SLL). Du fait de la quantité de ces données bi variantes (3131×2), la caractérisation de ces deux séries de données est faite en utilisant des *Bagplots* (ROUSSEEUW et RUTS 1998; ROUSSEEUW *et al.* 1999; GEURTS 2018). Un *bagplot* est l’équivalent de ce qu’est une boîte à moustache (*boxplot*, TUKEY 1977), mais pour des données bi variantes. Au lieu de fonctionner avec une médiane, premier/troisième quartile et minimum/maximum, le *bagplot* fonctionne avec - respectivement en comparant au *boxplot* - le *half-space depth*, le sac (*bag*) et la clôture (*fence*). Si l’on considère un nuage de points sur un espace 2D, le *half-space depth* est un point dans cet espace sur lequel une droite passe et sépare le nuage de points en deux quantités égales de points, peu importe la direction de la droite. Le *bag* est construit à partir de ce point et contient 50% des points. La clôture est définie par la distance entre le *half-space depth* et les limites du *bag* dans une direction donnée, multipliée par un facteur (souvent de 3).

Cet outil donne alors un indicateur visuel relatif à l’homogénéité des valeurs grâce aux

dimensions des sacs et des clôtures : plus ces ensembles sont étendus dans la direction d'une des deux métriques de qualité, moins la répartition des valeurs de cette qualité est homogène. La médiane permet de donner une indication du placement de l'ensemble des valeurs, soit de la performance globale d'une distribution de sources virtuelles.

Pertinence du modèle

Dans la sous-Section 4.2.3, les plans affichés (sur les Figures 4.5 à 4.8) permettaient de voir que baser l'optimisation sur uniquement neuf diffuseurs avait un impact sur ces trois plans. De la même manière, les *bagplots* vont permettre de se rendre compte de l'impact de piloter l'optimisation avec neuf diffuseurs sur l'ensemble du volume, représenté par 3131 diffuseurs. À titre de comparaison, les *bagplots* de DSV_{σ_n1} et DSV_{σ_n3} sont représentés sur la Figure 4.10.

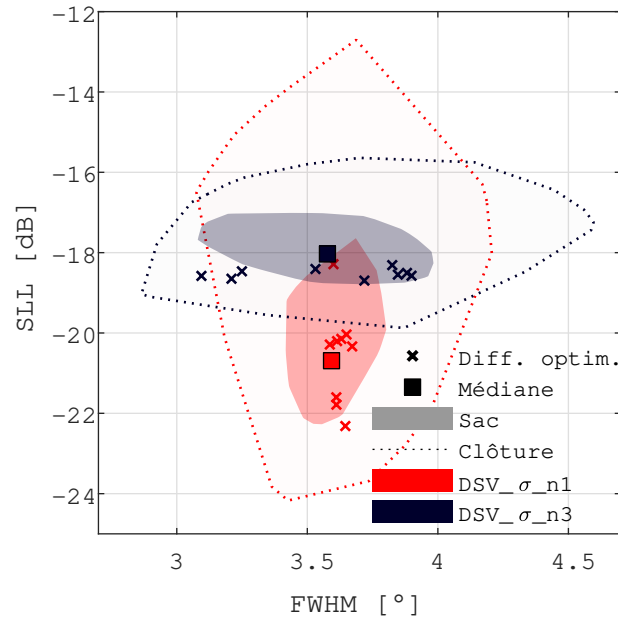


FIGURE 4.10 – Bagplots : comparaison des performances de deux distributions de sources virtuelles optimales et affichage des valeurs des neuf PSFs utilisées par l'optimisation

Les croix rouges (\times) et noires (\times) représentent à la fois la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire mesurés sur les neuf diffuseurs utilisés pour l'optimisation, pour DSV_{σ_n1} et DSV_{σ_n3} respectivement. Les sacs sont affichés en transparence, du même code couleur que pour les diffuseurs ; les clôtures sont affichées par les pointillés. Le terme « médiane » est utilisé pour la profondeur du demi-espace. Les neuf diffuseurs de DSV_{σ_n1} s'étendent de $3,59^\circ$ à $3,71^\circ$ en résolution latérale, et de $-22,3$ dB à $-18,3$ dB pour le niveau de lobe secondaire. Pour DSV_{σ_n1} , ces valeurs sont comprises entre $3,09^\circ$ et $3,90^\circ$ pour la résolution latérale, puis entre $-18,7$ dB et $-18,3$ dB pour le niveau de lobe secondaire. Le sac de DSV_{σ_n1} , qui délimite 50% des valeurs parmi les 3131 diffuseurs, s'étend de $3,42^\circ$ à $3,80^\circ$ en résolution latérale, et de $-22,3$ dB à $-17,6$ dB pour les valeurs de niveau de lobe secondaire. Pour DSV_{σ_n3} , les valeurs de résolution latérale délimitée par le sac se situent entre $3,08^\circ$ et $3,98^\circ$ alors que le niveau de lobe secondaire stationne entre $-18,8$ dB et $-17,0$ dB. La clôture de DSV_{σ_n1}

s'étend de $3,08^\circ$ à $4,21^\circ$ en résolution latérale, et de $-24,1$ dB à $-12,7$ dB pour le niveau de lobe secondaire. Enfin, pour DSV_σ_{n3} , la clôture délimite les valeurs de résolution latérale de $2,87^\circ$ à $4,60^\circ$ et les valeurs de niveau de lobe secondaire de $-19,9$ dB à $-15,6$ dB. Les neuf diffuseurs ont des valeurs presque constantes en résolution latérale pour DSV_σ_{n1} (croix rouges), et inversement pour DSV_σ_{n3} (croix noires) où les valeurs des diffuseurs sont plutôt proches les unes des autres en niveau de lobe secondaire. En parallèle, le sac de DSV_σ_{n1} (en rouge) est plus aplati dans la direction $\sigma(\mathcal{D}_{FWHM})$ alors DSV_σ_{n1} (en noir) est plus aplati dans la direction $\sigma(\mathcal{D}_{SLL})$. Ces tendances montrent que l'optimisation a davantage homogénéisé au moins 50% des valeurs de résolution latérale pour la distribution DSV_σ_{n1} , et inversement pour σ_{n3_DSV} , où 50% des valeurs de niveau de lobe secondaire sont plus homogène. Les tendances vont dans le même sens pour les clôtures.

Ces tendances sont alors communes, entre la répartition des valeurs de qualité des neuf diffuseurs, la forme des sacs et des clôtures. Il est possible d'en conclure que le choix de ces neuf diffuseurs est suffisant pour substituer les 3131 diffuseurs qui représentent un volume entier, et ainsi piloter l'optimisation de façon pertinente.

Comparaison des résultats

Les paragraphes précédents décrivaient la pertinence d'utiliser les *bagplots* comme outil d'analyse pour représenter l'homogénéité des métriques de qualité issues des 3131 diffuseurs. Les *bagplots* de la distribution régulière et des sept distributions optimales obtenues sont construits afin d'en comparer leurs performances. Ils sont affichés sur les Figures 4.11a et 4.11b, respectivement pour les distributions optimisées avec l'écart-type et la valeur maximale.

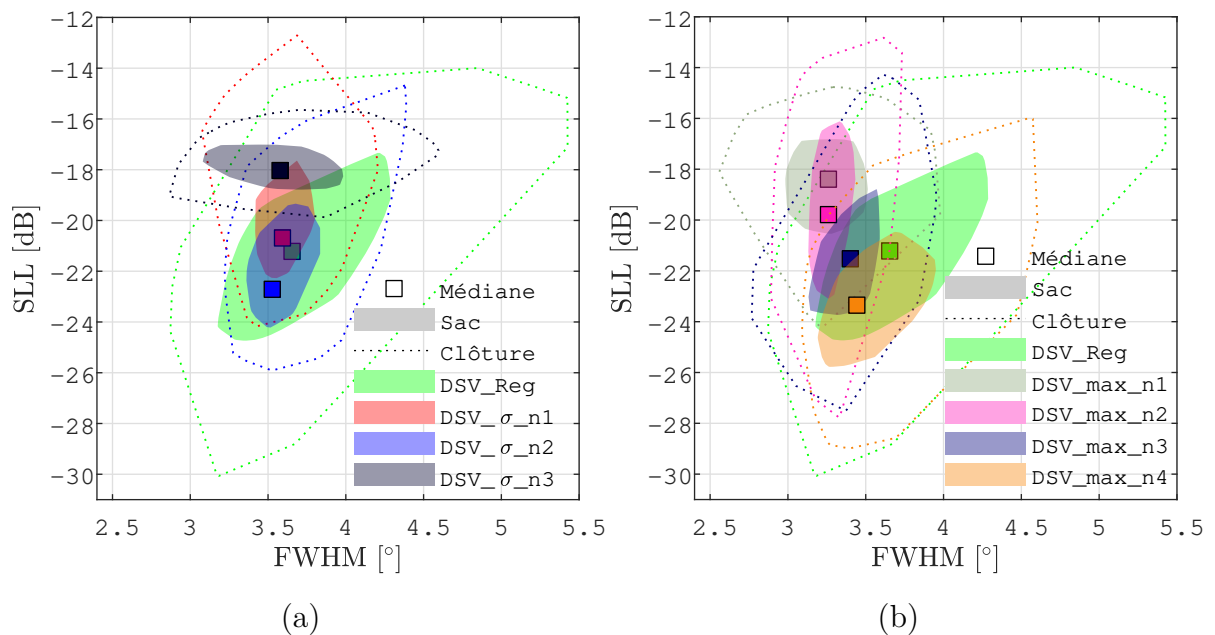


FIGURE 4.11 – Performances sur les volumes entiers pour (a) DSV_σ , (b) DSV_{max} et DSV_{reg} - Bagplots

D'après la Figure 4.11, les distributions σ_n2 , \max_n3 et \max_n4 offrent de meilleures performances globales que la distribution régulière vis-à-vis de leurs médianes. Les valeurs des médianes ainsi que les limites des sacs et clôtures sont indiquées dans le Tableau 4.3. Le *bagplot* de la distribution en spirale a volontairement été exclue des Figures 4.11a et 4.11b pour la lisibilité. Il est affiché sur la Figure 4.12 en comparaison de la distribution régulière; la distribution \max_n4 y est aussi représentée pour la comparaison. Cette distribution est choisie car elle propose une amélioration sur les deux métriques de qualité, que ça soit pour l'étendue du sac et de la clôture ainsi que de la valeur médiane.

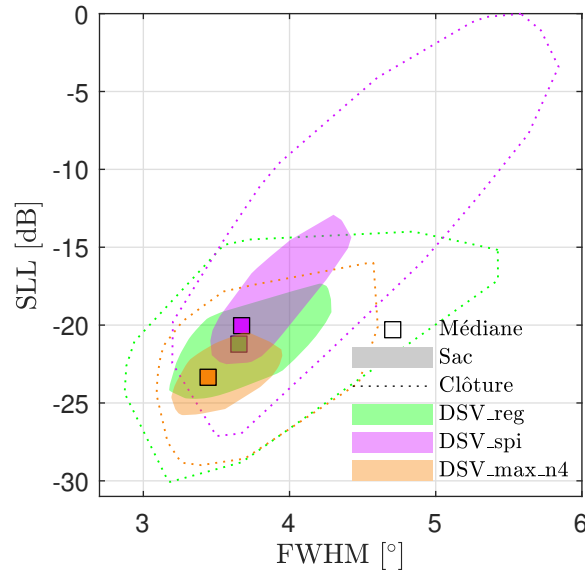


FIGURE 4.12 – Bagplots : comparaison des performances de la distribution régulière, \max_n4_VSD et la distribution en spirale utilisée dans (MATTESINI *et al.* 2018)

Basé sur la Figure 4.12, la distribution en spirale a une médiane dominée par celle de la distribution régulière. Son sac et sa clôture s'élargissent, en particulier la clôture dont la valeur maximale avoisine 0 dB, lorsque cette valeur atteint -14 dB pour la distribution régulière. Les valeurs de toutes les médianes, minimums et maximums des sacs et des clôtures sont présentés dans le Tableau 4.3.

TABLE 4.3 – Médianes 2D, minimum et maximum des sacs et des clôtures des distributions de sources virtuelles déterministes et des distributions optimales

DSV	Résolution latérale [°]					Niveau de lobe secondaire [dB]				
	Méd.	Sac		Clôture		Méd.	Sac		Clôture	
		min.	max.	min.	max.		min.	max.	min.	max.
Reg	3,65	3,17	4,29	2,87	5,42	-21,2	-24,7	-17,3	-30,0	-14,0
Spi	3,67	3,46	4,42	3,20	5,84	-20,0	-22,5	-12,9	-27,1	-0,01
σ_{n1}	3,59	3,42	3,80	3,08	4,21	-20,7	-22,3	-17,6	-24,2	-12,7
σ_{n2}	3,53	3,36	3,84	3,22	4,39	-22,7	-24,2	-19,3	-25,9	-14,7
σ_{n3}	3,58	3,08	3,98	2,86	4,60	-18,0	-18,8	-17,0	-19,9	-15,6
max_n1	3,26	2,98	3,51	2,60	3,58	-18,4	-20,5	-16,8	-24,2	-14,8
max_n2	3,26	3,13	3,43	2,89	3,73	-19,8	-23,1	-16,1	-27,7	-12,8
max_n3	3,40	3,13	3,59	2,77	3,96	-21,5	-23,7	-18,8	-27,5	-14,3
max_n4	3,44	3,19	3,95	3,09	4,60	-23,3	-25,8	-20,5	-29,0	-16,0

Le Tableau 4.3 montre que, selon l'analyse bi variante utilisée, la distribution en spirale est celle qui offre les valeurs les moins intéressantes, surtout pour la résolution latérale. Au contraire, la distribution max_n1 est celle qui propose les meilleurs seuils pour la résolution latérale. La distribution max_n4 est celle qui offre les seuils les plus intéressants pour le niveau de lobe secondaire.

Pour se concentrer sur l'aspect purement homogène des métriques de qualité, l'étendue des sacs et des clôtures est mesurée pour chaque distribution. Ces valeurs sont répertoriées dans le Tableau 4.4 et sont comparées à celles de la distribution régulière utilisée comme référence.

TABLE 4.4 – Médianes 2D, extensions des sacs et des clôtures des distributions de sources virtuelles déterministes et des distributions optimales

DSV	Résolution latérale [°]				Niveau de lobe secondaire [dB]			
	étendue sac		étendue clôture		étendue sac		étendue clôture	
	valeur	variat.	valeur	variat.	valeur	variat.	valeur	variat.
Reg	1,11		2,55		7,40		16,1	
Spi	0,965	-13,1%	2,64	+3,49%	9,59	+29,7%	27,1	+68,8%
σ_{n1}	0,385	-65,3%	1,13	-55,7%	4,60	-37,9%	11,5	-28,6%
σ_{n2}	0,474	-57,3%	1,17	-54,3%	4,88	-34,0%	11,2	-30,1%
σ_{n3}	0,903	-18,7%	1,73	-32,2%	1,77	-76,0%	4,24	-73,6%
max_n1	0,531	-52,2%	1,42	-44,4%	3,69	-50,1%	9,43	-41,3%
max_n2	0,303	-72,7%	0,84	-67,0%	6,98	-5,64%	15,0	-6,95%
max_n3	0,458	-58,7%	1,19	-53,5%	4,94	-33,3%	13,2	-17,7%
max_n4	0,758	-31,7%	1,51	-40,8%	5,31	-28,2%	13,0	-19,1%

Selon les indicateurs du Tableau 4.4, la distribution en spirale est la moins performante en termes d’homogénéité des deux métriques de qualité. Les extensions entre les différentes distributions, à la fois des sacs et des clôtures, évoluent de la même manière ; ceci à l’exception de l’évolution entre les distributions σ_n1 et σ_n2 . Ainsi, les extensions à la fois des sacs et des clôtures sont considérées pour évaluer l’homogénéité des métriques de qualité mesurées sur l’ensemble des 3131 diffuseurs. La distribution max_n2 est celle qui offre le plus d’homogénéité pour la résolution latérale, avec une diminution de l’extension du sac de 72,7% et de la clôture de 67,0% par rapport à la distribution régulière. Il s’agit d’un résultat qui va à l’encontre des attentes : ce n’est pas une distribution optimisée sur l’écart-type qui offre le plus d’homogénéité sur les 3131 diffuseurs. Du côté du niveau de lobe secondaire, la meilleure homogénéité est obtenue avec la distribution σ_n2 avec une diminution du sac de 76,0% et de la clôture de 73,6%. En considérant les deux métriques de qualités en même temps, il est difficile de départager les différentes distributions optimales qui ont été analysées.

4.2.6 Discussion

D’après l’analyse réalisée, la distribution en spirale est celle qui offre le moins d’homogénéité concernant la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Les distributions qui obtiennent une meilleure médiane sont celles basées sur le maximum (DSV_max) des résolutions latérales et niveaux de lobe secondaire mesurés sur les diffuseurs, en particulier DSV_max_n4. Les sources dans cet exemple (sur la Figure 4.4.h) sont réparties de deux façons distinctes : une pseudo-grille de seize sources virtuelles réparties sur un plan xy proche de la sonde, ainsi que cinq sources virtuelles réparties sur une croix. En se basant sur les observations de PAPADACCI *et al.* 2014 concernant la distribution des sources virtuelles, la grille des seize sources pourrait être responsable de l’amélioration de la résolution latérale car elle contient les sources les plus écartées (θ) par rapport à l’axe de la sonde. La seconde disposition de cinq sources, en croix, pourrait être responsable de l’amélioration du niveau de lobe secondaire. Ces améliorations se font cependant que sur la médiane, indicateur d’une amélioration globale, et non sur l’homogénéité. Parallèlement, les distributions max_n2 et σ_n3 sont celles qui obtiennent la meilleure homogénéité concernant la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire, respectivement. max_n2 présente également la meilleure médiane en résolution latérale. Dans cette distribution, seize des vingt-cinq sources virtuelles sont positionnées avec un angle par rapport à l’axe de la sonde θ proche du maximum possible (en fonction des limites posées en x, y, z). Toutefois, ces sources ne se sont pas toutes positionnées à l’angle maximum autorisé, comme il est observé avec les distributions sym_n1 , σ_n1 et max_n1 , des distributions qui génèrent une valeur de résolution latérale la plus basse, lorsque le diffuseur est proche de l’axe de la sonde. Une interprétation possible de ces résultats est que positionner des sources virtuelles sur un cercle de sorte à obtenir la plus grande ouverture virtuelle possible favorise la résolution latérale dans une région proche de l’axe de la sonde. Les positionner selon un cercle d’ouverture un peu plus étroite, avec un cercle moins marqué (différents angles θ) par des sources placées à différentes profondeurs aiderait à homogénéiser la résolution latérale dans un volume. L’amélioration de l’homogénéité en niveau de lobe secondaire sur la distribution σ_n3 impacte cependant l’ensemble du niveau de lobe secondaire : il

s'agit de la distribution qui génère le plus haut niveau de lobe secondaire sur la médiane et la position du sac. Les sources sont ici faiblement réparties dans la direction x , mais fortement réparties sur la direction y . La cartographie sur la Figure 4.7d affiche plus d'homogénéité dans la direction y que x (plus grand angle dans le plan yz que dans le plan xz).

Sous l'hypothèse que l'évolution des 3131 diffuseurs suit la même tendance que celle des neuf diffuseurs choisis pour l'optimisation, l'amélioration de l'homogénéité était surtout attendue pour les DSV_σ . Se concentrer sur la valeur la plus haute a permis de favoriser à la fois les performances globales et l'homogénéité, que ce soit en résolution latérale et en niveau de lobe secondaire, avec la distribution max_n4 . L'analyse employée sur la distribution en spirale montre une dégradation significative de l'homogénéité en niveau de lobe secondaire; elle présente cependant des améliorations notables en contraste sur des images dans MATTESINI *et al.* 2018.

L'ensemble des routines d'optimisation ont été réalisées pour améliorer les performances en échographie 3D. L'analyse bi variante a été proposée dans le but de donner des indicateurs de performance purement volumiques. En imagerie ultrasonore, cependant, il est habituel de visualiser les résultats d'imagerie directement sur des images. La prochaine section montre des images de kystes obtenues avec les distributions de sources virtuelles étudiées qui ont été présentées jusqu'ici.

4.3 Résultats d'imagerie sur deux plans d'un fantôme de kystes et mesure de contraste

Les distributions de sources virtuelles ont été optimisées pour améliorer la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire. Ce dernier objectif, le niveau de lobe secondaire, a été utilisé dans le but d'améliorer le contraste (Chapitre 1 sous-Section 1.1.4). L'objectif de cette section est de vérifier que le contraste, entre des kystes et son milieu environnant, est amélioré lorsque le niveau de lobe secondaire l'est.

4.3.1 Paramètres de simulation

Un fantôme est simulé avec Field II : trois kystes anéchoïques sont disposés à 40 mm de profondeur dans le fantôme hyperéchoïque, à différents emplacements résumés dans le Tableau 4.5. Le milieu hyperéchoïque est composé de diffuseurs, dont la concentration est suffisante pour observer du *speckle* à l'image (VRAY *et al.* 2014). Cette concentration s'élève à 8 diffuseurs/mm³ de volume, soit environ un diffuseur par cellule d'une longueur d'onde ($1540/(3 \times 10^6) \simeq 1/2$ mm). Ces diffuseurs sont répartis aléatoirement en suivant

	position en x	position en y	position en z	diamètre	type
kyste 1	0 mm	0 mm	40 mm	8 mm	anéchoïque
kyste 2	12 mm	0 mm	40 mm	8 mm	anéchoïque
kyste 3	0 mm	12 mm	40 mm	8 mm	anéchoïque

TABLE 4.5 – Position des kystes du fantôme pour la mesure de contraste

une distribution uniforme dans l'espace ; leurs amplitudes sont aléatoirement fixées, selon une loi normale centrée à 0.

Une première image est construite une sur le plan xz et une seconde sur le plan yz . Les paramètres de simulation et de reconstruction d'image sont identiques à ceux des optimisations effectuées dans ce chapitre. Aucun fenêtrage spatial n'est appliqué sur la sonde. L'intégralité des distributions analysées dans les Chapitres 3 et 4 sont utilisées pour construire des images des trois kystes par sommation cohérente.

4.3.2 Résultats d'imagerie et mesures de contraste

Les images obtenues sont affichées sur la Figure 4.13 pour la distribution régulière et en spirale, sur la Figure 4.14 pour les distributions optimales présentées dans le Chapitre 3 et sur la Figure 4.15 pour les distributions optimales analysées dans ce chapitre.

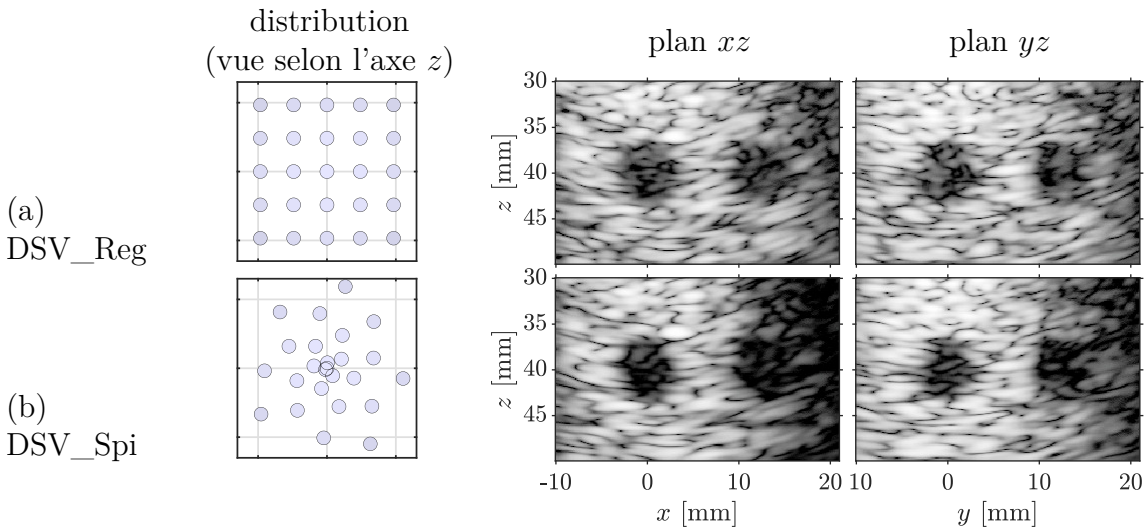


FIGURE 4.13 – Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz obtenues avec les distributions de sources virtuelles déterministes. La dynamique des images est de 40 dB.

Les trois kystes sont visibles pour les deux distributions déterministes utilisées pour former les images sur la Figure 4.13. Une mesure de contraste, utilisée dans ROUX *et al.* 2018, est effectuée sur les images enveloppes (avant compression logarithmique) :

$$C = 20 \log_{10} \left(\left| \frac{\mu_{in}}{\mu_{out}} \right| \right). \quad (4.6)$$

Ces mesures sont répertoriées dans les diagrammes à barres sur la Figure 4.16a pour le plan xz et sur la Figure 4.16b pour le plan yz .

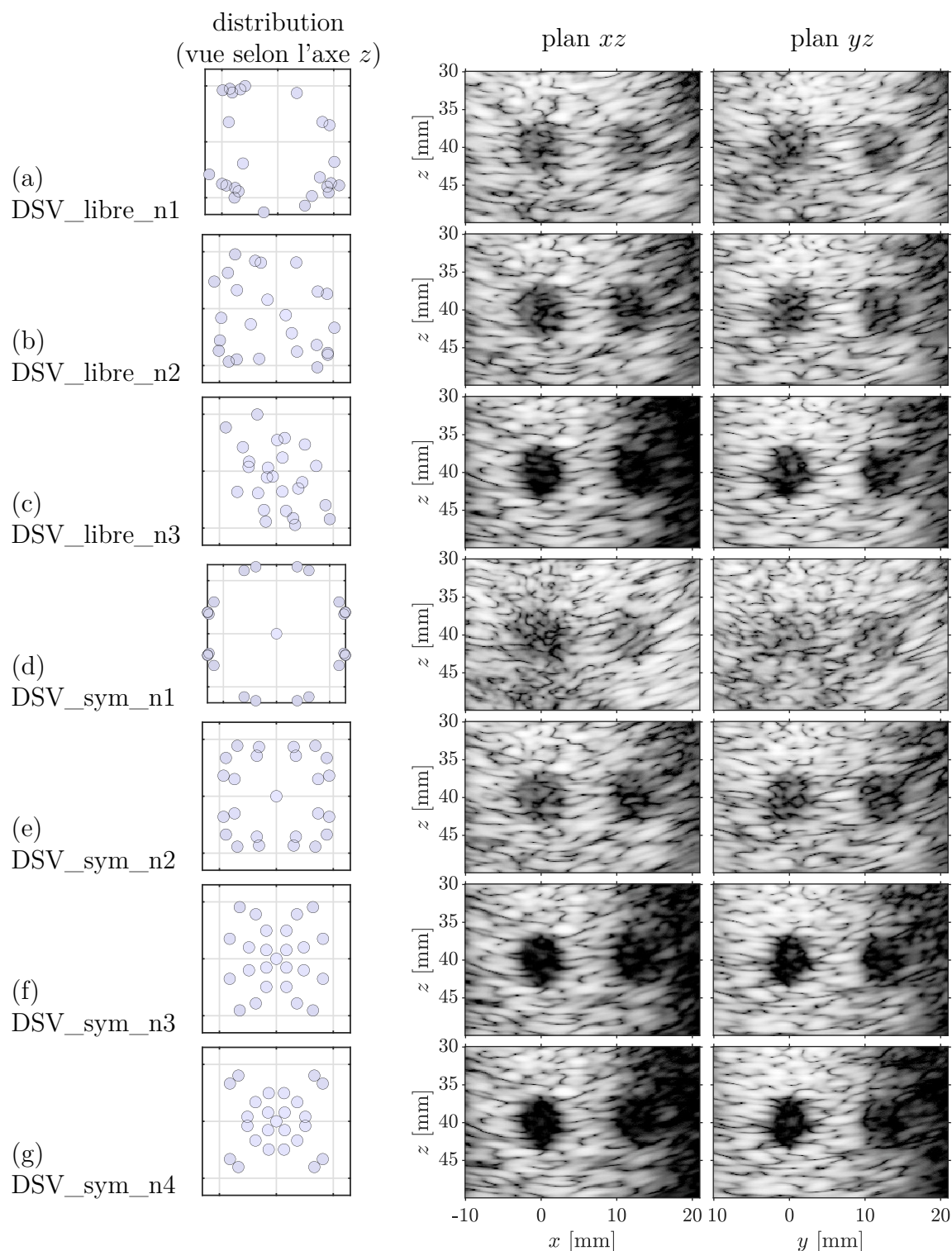


FIGURE 4.14 – Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz , distributions de sources virtuelles optimisées autour de la position d'un diffuseur. La dynamique des images est de 40 dB.

La Figure 4.14 montre que les distributions qui ont été optimisées pour la position d'un seul diffuseur offrent plus ou moins de contraste sur les images. Que la distribution

soit libre (Figure 4.14a à 4.14c) ou contrainte par des symétries (Figure 4.14d à 4.14g), plus le niveau de lobe secondaire a été diminué et plus le contraste est augmenté. Par exemple, les kystes sur les images reconstruites avec la distribution `sym_n1` sont très peu identifiables par rapport aux images reconstruites avec la distribution `sym_n4`. Les quatre mesures de contrastes, deux pour chaque plan, sont indiquées sur le diagramme à barres (Figure 4.16).

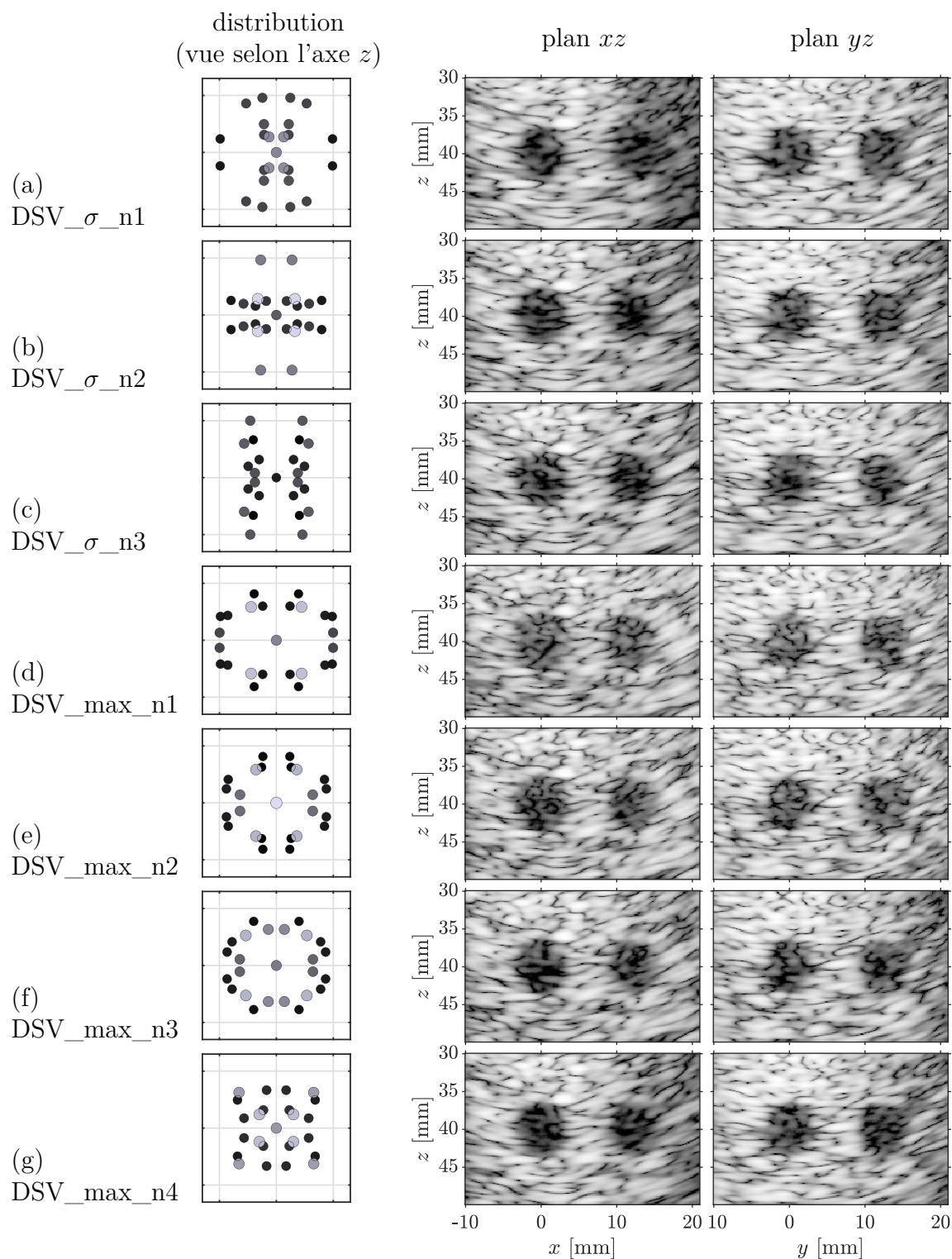
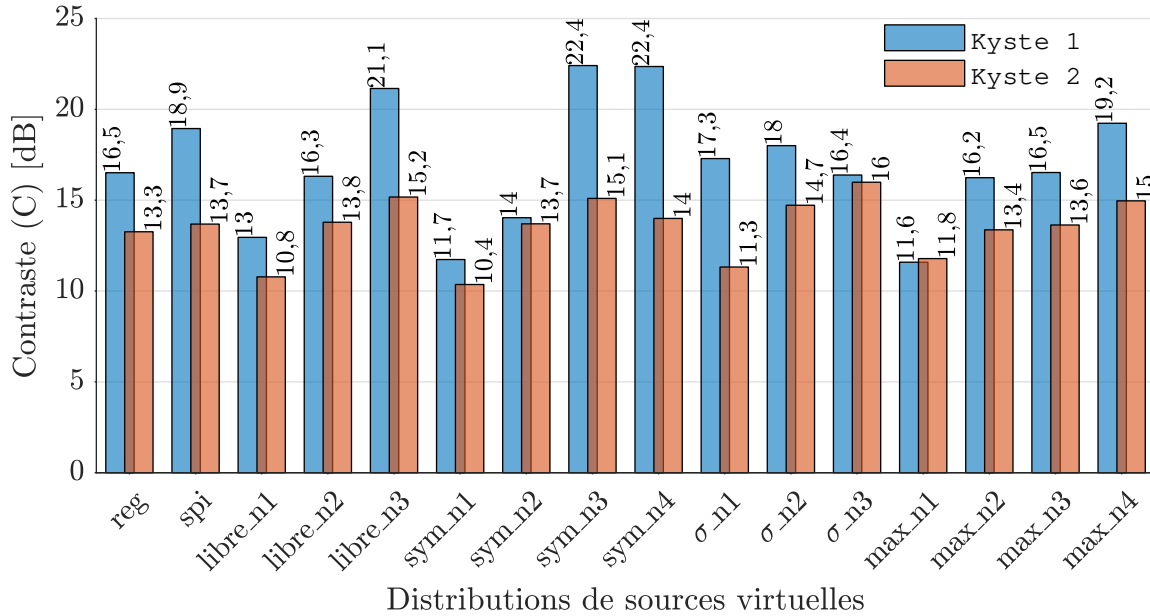


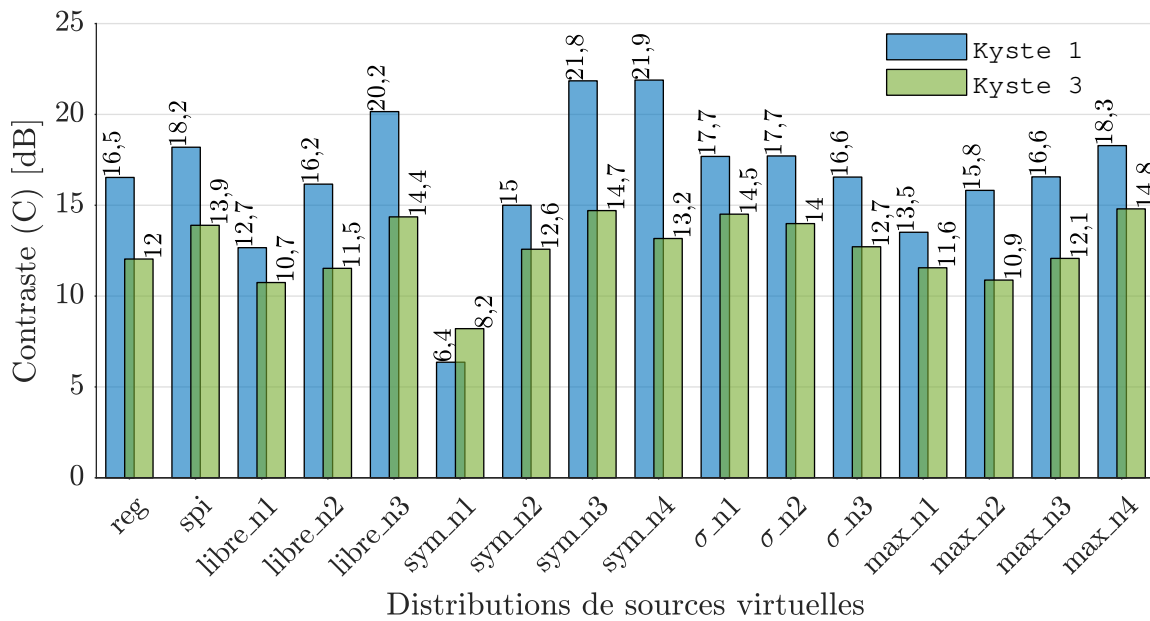
FIGURE 4.15 – Images de trois kystes anéchoïques sur le plan xz et yz , distributions de sources virtuelles optimisées autour de la position de neuf diffuseurs, avec positionnement des sources virtuelles contraint par symétries. La dynamique des images est de 40 dB.

La Figure 4.15 fait apparaître sur les images des différences de contraste moins visibles

à l'œil nu par rapport aux images de la Figure 4.14. Les trois kystes sont toutefois visibles sur les deux plans pour toutes ces distributions optimisées autour de la position de neuf diffuseurs, à l'exception du kyste 2 du plan xz de la distribution σ_n1 . Les contrastes mesurés sont indiqués dans la Figure 4.16.



(a) Images sur le plan xz



(b) Images sur le plan yz

FIGURE 4.16 – Diagrammes à barres des contrastes (C) mesurés sur les images obtenues, d'un fantôme de trois kystes anéchoïques, avec les distributions déterministes et les distributions optimales

La distribution en spirale montre une amélioration du contraste pour les trois kystes par rapport à la distribution régulière. Le contraste du kyste 1 est amélioré de 2,4 dB.

Une amélioration du contraste à différentes profondeurs a été constaté dans MATTESINI *et al.* 2018. Les contrastes de moins bonne qualité sont mesurés sur les distributions optimisées autour de la position d'un diffuseur, lorsque la résolution latérale est prioritaire entre les deux objectifs. Par exemple, les distributions `libre_n1` et `sym_n1` offrent des contrastes de 12,7 dB et de 6,4 dB respectivement, sur le kyste 1 du plan yz . À l'opposé, les distributions optimales qui mettent l'accent sur le niveau de lobe secondaire montrent une amélioration du contraste pour le kyste 1 en particulier. Par exemple, les distributions `sym_n3` et `sym_n4` offrent toutes les deux un contraste de 22,4 dB sur le plan xy du kyste 1, une augmentation de presque 6 dB par rapport à la distribution régulière. Enfin, une amélioration du contraste est observée dès qu'une amélioration du niveau de lobe secondaire est observée pour un diffuseur placé à 40 mm de profondeur (distribution `libre_n1` à `sym_n4`). L'évolution des contrastes mesurés entre les distributions de sources virtuelles optimisées autour de neuf positions de diffuseurs (distribution `σ _n1` à `max_n4`) est moins franche que sur les distributions précédentes. Ces contrastes varient entre 11,6 dB pour la distribution `max_n1` et 19,2 pour `max_n4` sur le kyste 1. Cependant, un contraste d'au moins 10,9 dB est garanti sur les kystes deux et trois avec ces distributions. Un contraste de 16 dB est observé pour la distribution `σ _n3` sur le kyste 2 : il s'agit du plus fort contraste mesuré sur le kyste 2 parmi toutes les distributions étudiées. Les écarts de contraste entre les trois kystes, des distributions `σ _n1` à `max_n4`, sont inférieurs à ceux observés pour les distributions `sym_n3` et `sym_n4`. En effet, l'écart maximal mesuré est de 8,7 dB pour la distribution `sym_n4` entre le kyste 1 et 3 (Figure 4.16b) contre 4,9 dB pour la distribution `max_n2`.

4.3.3 Discussion

Les images reconstruites, affichées sur les Figures 4.13 à 4.15, ont montré une amélioration du contraste lorsque le niveau de lobe secondaire a été optimisé pour différentes distributions de sources virtuelles. Les mesures de contraste affichées sur la Figure 4.16 suivent la même tendance que les niveaux de lobe secondaire : plus ce niveau est bas à l'emplacement du kyste, plus le contraste est augmenté sur les images au niveau du kyste 1. Cependant, le compromis entre contraste et résolution latérale reste présent : lorsque le contraste a été amélioré, la forme du kyste est moins bien définie sur les côtés. Le compromis entre le contraste et la largeur du champ de vision est aussi présent : améliorer le contraste du kyste 1 se fait au détriment du contraste des autres kystes, décentrés de l'axe de la sonde.

4.4 Conclusion

Des distributions de sources virtuelles ont été générées grâce à l'algorithme génétique multiobjectif, en prenant en compte neuf emplacements de diffuseurs différents. Le but était d'améliorer la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire pour un volume entier. Deux cadres d'optimisation ont été mis en place en exploitant les valeurs de résolutions latérales et niveaux de lobe secondaire des neuf diffuseurs. Le premier minimise l'écart-type entre les neuf valeurs de chaque métrique de qualité, le second minimise la valeur maximale parmi ces neuf valeurs pour chaque métrique de qualité.

L'application de symétries pour distribuer les sources virtuelles, comme il a été observé au Chapitre 3, a permis d'avoir des distributions offrant une qualité d'image qui ne soit pas décentrée par rapport à l'axe de la sonde. L'exploitation des neuf diffuseurs a conduit à des distributions qui offrent une résolution latérale et un niveau de lobe secondaire plus homogène dans l'ensemble du volume, en comparaison des distributions présentées dans le Chapitre 3. Les deux optimisations, basées sur le formalisme de solutions non dominées, ont généré sept géométries distinctives de distribution de sources virtuelles. L'impact de ces sept géométries sur la qualité d'image dans le volume a été observé, en évaluant les deux métriques de qualité sur trois plans d'un volume (sous-Section 4.2.3) ainsi que sur l'ensemble d'un volume (sous-Section 4.2.5).

Ces deux analyses permettent de faire deux constats. Premièrement, plus les sources sont écartées et plus la résolution latérale s'améliore, pour une région proche de l'axe de la sonde. Deuxièmement, le niveau de lobe secondaire proche de l'axe de la sonde s'améliore lorsque les sources virtuelles sont proches de l'axe de la sonde. Ces deux constats corroborent les conclusions qui ont été dressées dans PAPADACCI *et al.* 2014. Basées sur les données statistiques affichées dans le Tableau 4.3 en sous-Section 4.2.5, trois distributions optimales (DSV_σ_n2, DSV_max_3 et DSV_max_n4) améliorent ces quatre aspects par rapport à la distribution régulière qui est testée. Enfin, la Section 4.3 a montré, par simulation, qu'optimiser le niveau de lobe secondaire d'un diffuseur placé à [0 ; 0 ; 40] mm a eu pour effet d'améliorer le contraste d'un kyste de 8 mm de diamètre placé au même endroit. Les distributions optimales offrent de meilleurs compromis de contraste entre les différents kystes que la distribution régulière et en spirale. Malgré cette amélioration, le compromis entre contraste et champ de vision reste présent.

Conclusion

L'intérêt de l'échographie 3D a été présenté dans ce document : elle permet, par rapport à l'échographie 2D, d'améliorer la représentation d'un organe et d'effectuer des diagnostics plus avancés. Les ondes acoustiques, sur lesquelles repose l'échographie, ont été présentées dans l'état de l'art. Leurs interactions avec les tissus biologiques sont responsables des échos qui sont alors reçus et utilisés pour reconstruire une image. Malgré ses avantages, l'échographie 3D se heurte à plusieurs limites. La première, d'ordre technologique, a été exposée dans l'état de l'art : faire de l'échographie 3D à haute cadence d'imagerie est une tâche complexe si d'autres objectifs doivent être conservés. Ces objectifs sont d'avoir une qualité d'image comparable à l'échographie 2D et d'être peu encombrant par rapport à d'autres modalités d'imagerie, comme l'imagerie par résonance magnétique ou l'imagerie par rayons X. Des innovations présentées dans l'état de l'art comme le *micro-beamforming*, le *row-column addressing* ou les sondes parcimonieuses permettent malgré tout de se rapprocher de ces objectifs. Une seconde limite d'ordre physique a été énoncée : la quantité d'ondes transmises pour reconstruire un volume est limitée par la cadence d'imagerie désirée, quelle que soit la technologie de la sonde ultrasonore. La sommation cohérente d'ondes planes ou divergentes est apparue comme une solution prometteuse et polyvalente, qu'il s'agisse d'échographie 2D ou 3D. L'état de l'art présente une problématique qui a été observée dans la littérature relative à la sommation cohérente d'ondes : les sources virtuelles, qui pilotent le type ainsi que l'orientation des ondes transmises, sont souvent distribuées de manière régulière et cela nuit au contraste des images. Il est, de plus, difficile de concilier contraste et résolution spatiale à la fois. L'objectif principal de ces travaux a été de rechercher de nouvelles distributions qui améliorent le contraste et la résolution spatiale dans les images, par rapport à des distributions déterministes déjà étudiées avec un même nombre de sources, lorsqu'une sonde ultrasonore de 32×32 éléments est utilisée. La recherche s'est articulée en distribuant 25 sources de manière aléatoire et en utilisant un algorithme d'optimisation multiobjectif. Un algorithme génétique multiobjectif a été sélectionné après avoir fait un état de l'art d'algorithmes d'optimisation stochastiques dans le Chapitre 1 et une comparaison entre différents algorithmes dans le Chapitre 2.

L'objectif principal, d'améliorer la résolution spatiale et du contraste en optimisant la position des sources virtuelles, s'est scindé en deux objectifs spécifiques. La première contribution scientifique de ces travaux s'est concentrée sur la recherche de distributions de sources virtuelles qui proposent une amélioration de la résolution spatiale et du

contraste principalement dans l'axe de la sonde. Ces deux aspects sont quantifiés à l'aide d'un volume reconstruit autour d'un diffuseur unique dans un milieu homogène. La résolution spatiale est représentée par la résolution latérale mesurée sur ce diffuseur, convertie en angle par rapport à la profondeur du diffuseur. Le contraste est représenté par une mesure du plus haut niveau de lobe secondaire en 3D. Les travaux ont montré qu'une distribution de source virtuelle, qui a été optimisée, permet d'améliorer à la fois la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire pour une position fixe. Une résolution latérale de $2,6^\circ$ est obtenue pour la distribution de source virtuelle optimale (nommée `sym_n3`) contre $2,7^\circ$ avec une distribution régulière. Le niveau de lobe secondaire est de -34 dB pour la distribution optimale, contre -25 dB pour la distribution régulière. Le contraste, mesuré sur des images d'un fantôme sur un kyste, passe de 17 dB pour la distribution régulière à 22 dB pour cette distribution optimale. D'autres distributions optimales proposent différents compromis entre résolution latérale et niveau de lobe secondaire que l'utilisateur peut choisir en fonction de la priorité à mettre entre ces deux métriques de qualité.

La seconde contribution scientifique de ces travaux a eu pour objectif de considérer les deux métriques de qualités sur l'ensemble d'un volume, afin d'optimiser le placement des sources virtuelles. Une attention particulière a été portée sur l'homogénéité des métriques de qualité. Ce choix a été fait, car il a été observé, au Chapitre 3, que la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire peuvent être très dépendants de l'emplacement du diffuseur dans le volume d'imagerie. Les métriques de qualités sont généralement meilleures dans l'axe de la sonde qu'à l'extérieur de celui-ci. Cette particularité est intrinsèque à la sonde, mais elle est aussi influencée par la disposition des sources virtuelles. L'analyse statistique proposée au Chapitre 4, réalisée sur 3131 positions de diffuseurs parmi un volume, a montré qu'optimiser la position des sources virtuelle permet d'avoir des métriques de qualité plus homogènes. Par exemple, une distribution optimale (appelée `max_n4`) présente des valeurs de résolution latérale qui se situent entre $3,1^\circ$ et $4,6^\circ$, alors que ces valeurs se situent entre $2,9^\circ$ et $5,4^\circ$ pour la distribution régulière. Les valeurs de niveau de lobe secondaire de cette distribution optimale varient de -26 dB à -21 dB ; ces valeurs se situent entre -25 dB et -17 dB pour la distribution régulière. Comme pour la première contribution, plusieurs distributions ont été générées et proposent différents compromis d'homogénéité entre la résolution latérale et le niveau de lobe secondaire.

Les résultats de ces travaux ont montré que le placement des sources virtuelles a des influences notables sur la qualité des volumes reconstruits. Selon ce placement, il est possible d'avoir un contraste et une résolution latérale qui s'améliorent soit de façon concentrée, dans l'axe de la sonde ultrasonore, soit de manière plus homogène dans l'ensemble du volume. Ces résultats peuvent être exploités pour des imageries ultrasonores 3D basées sur la sommation cohérente d'ondes divergentes. Il reste à démontrer l'avantage d'utiliser de telles distributions de sources virtuelles pour des diagnostics basés sur l'échographie 3D.

Discussion générale

Plusieurs choix ont été faits au cours des travaux qui ont été présentés, qu'il s'agisse de la direction du sujet, des méthodes ou des outils utilisés. Les prochains paragraphes discutent de ces choix, qu'ils soient d'ordres techniques ou méthodologiques, ainsi que d'alternatives possibles.

Convergence de la fonction multiobjectif

Comme discuté à la Section 2.4 page 43, une attention particulière a été portée pour réduire la durée des calculs, allant de la simulation des ultrasons à l'évaluation sur les volumes reconstruits. Plus ces étapes sont courtes et plus il est possible d'augmenter le nombre d'itérations d'un algorithme d'optimisation quand une durée est fixée ; dans le but d'avoir de meilleurs résultats possible. Le principal goulot d'étranglement se situait à l'étape de la reconstruction du volume : avec une formation de voies effectuée avec les CPU directement dans un programme MATLAB, ce calcul pouvait occuper jusqu'à 95% du temps d'évaluation d'une fonction objectif ou multiobjectif. Il s'agissait dans ce cas de volumes comportant environ 2 millions de voxels. Avec l'utilisation d'une formation de voie parallélisée pour un GPU, ce calcul occupe désormais entre 5% et 25% du calcul total des fonctions objectifs. Une parallélisation supplémentaire aurait pu être implantée lors de la sommation sur les éléments de la sonde (Section 2.3) mais n'a donc pas été envisagée compte tenu de cette nouvelle répartition des temps de calcul. Le goulot d'étranglement se situe actuellement au calcul des signaux reçus par les éléments de la sonde (entre 70% et 90% du temps d'occupation total) ; l'évaluation de la résolution latérale et du niveau de lobe secondaire représente au maximum 5% du temps d'occupation. Les optimisations ont duré entre 6 à 10 semaines. Ces calculs peuvent être réduits, en conservant la méthode utilisée, d'au moins deux manières. Premièrement, une alternative à Field II peut être utilisée : soit une version de ce logiciel parallélisée sur CPU (Field II Pro, JENSEN 2014), soit un autre logiciel cité ou non dans l'état de l'art. Deuxièmement, MATLAB est largement utilisé dans le domaine de l'imagerie ultrasonore comme logiciel de calcul scientifique. Il existe pourtant des alternatives comme PYTHON (PYTHON CORE TEAM 2019) qui pourrait offrir des performances intéressantes avec des bibliothèques dédiées à l'imagerie ultrasonore. Enfin, l'algorithme génétique multiobjectif est lui-même parallélisable sur la population : plusieurs nœuds de calcul pourraient être envisagés pour diviser la population en sous-populations. En ce qui concerne l'algorithme d'optimisation, le choix a également été fait pour satisfaire les critères énoncés dans l'état de l'art, mais également pour qu'il soit disponible sur le logiciel de calcul scientifique utilisé. Là encore, d'autres langages existent et peuvent offrir un plus large éventail d'algorithmes d'optimisation. En vue des résultats encourageants sur les fonctions à objectifs séparés au Chapitre 2, il aurait été souhaité de faire l'optimisation avec un algorithme d'optimisation multiobjectif par essaim particulière. Il est possible qu'un ou des algorithmes de ce type, hors des algorithmes testés en Section 2.5 page 46, soient disponibles sur d'autres logiciels de calculs scientifiques. Ces algorithmes pourraient offrir de meilleures propriétés de convergence pour le problème donné.

Symétries et homogénéités des métriques de qualité dans le volume

Se concentrer sur la symétrie des métriques de qualité dans un volume est arbitraire. Ce choix a été fait pour assurer une certaine robustesse de la séquence d'imagerie avec vingt-cinq ondes divergentes. Cette robustesse fait écho au désir d'une imagerie qui offre les mêmes résultats, peu importe la position de la sonde tant qu'elle est placée à l'endroit désiré et en pointant vers la direction souhaitée. La symétrie bi axiale, imposée à la distribution des sources virtuelles, permet de satisfaire cette contrainte de manière partielle. Ce concept pourrait aller plus loin en imposant, en plus de cette symétrie bi axiale, une symétrie de rotation d'ordre 4. En faisant ainsi, il est probable que la convergence vers une solution optimale soit accrue. Ce concept de symétries réduit néanmoins l'aspect aléatoire de la distribution de sources virtuelle et laisse alors moins de possibilités de réduire le niveau des lobes de réseau causé par la position des sources virtuelles. Dans l'idéal, une optimisation sans symétries imposées aux sources virtuelles pourrait donner des résultats plus optimaux, si l'on néglige l'aspect de robustesse évoqué et avec une optimisation qui offre de meilleures propriétés de convergences pour ce problème. La configuration utilisée, avec symétries, est néanmoins retenue car il s'agit de celle qui a offert les solutions les plus optimales même en négligeant l'aspect de la robustesse évoqué.

La notion d'homogénéité des métriques de qualité dans le volume a été introduite dans le but que l'imagerie offre une qualité d'image similaire, entre l'axe de la sonde et un certain angle d'ouverture. Ce concept, arbitraire, peut être intéressant pour certains diagnostics médicaux ; il peut cependant ne pas être requis. Tout dépend du diagnostic et du choix de l'utilisateur.

Mesures sur des images

L'évaluation des performances d'une distribution de sources virtuelles comporte une mesure faite sur des volumes reconstruits. Une telle routine d'optimisation permet de trouver des solutions optimales pour un algorithme de reconstruction d'image donnée. L'étude s'est limitée à un algorithme de formation de voie par délai et sommation standard ; des alternatives peuvent être envisagées dans le but d'éviter l'étape de la reconstruction du volume. Par exemple, une alternative serait se concentrer directement sur le champ acoustique synthétique émis par une sonde avec une distribution de sources virtuelle donnée (PAPADACCI *et al.* 2014). Cette méthode serait intéressante si elle permet d'avoir des temps de calcul plus courts que la méthode employée ici.

Position des sources virtuelles

L'interprétation de la position des sources virtuelles et son impact sur les images ou volumes reconstruits sont des sujets captivants. Deux phénomènes déjà évoqués dans la littérature relative aux distributions de sources virtuelles ont également été constatés dans ces travaux. Une distribution de sources virtuelles régulière de grande ouverture favorise la résolution latérale ; elle favorise, au contraire, un bas niveau de lobe de réseau quand les sources sont proches les unes des autres. Ce comportement, comme évoqué dans le Chapitre 2, est proche de ce qui est observé dans des domaines comme l'imagerie acoustique. Il peut être intéressant d'étudier si une distribution de sources virtuelle, qui possède un faible niveau de redondance des distances entre les sources, permet d'atténuer

le niveau de lobe secondaire comme il est observé en RADAR ou en imagerie acoustique. Utiliser différentes courbures d'onde, soit des ondes divergentes dont la distance avec le centre de la sonde varie sensiblement, pourrait aussi avoir un impact sur les volumes reconstruits. Il peut être intéressant d'en faire une étude approfondie.

Imagerie *in vivo* et algorithmes de post-traitement d'imagerie 3D rapide

La conclusion a souligné des résultats notables selon des métriques d'évaluation précises, en simulation. Les travaux présentés manquent d'évaluations *in vitro* et *in vivo*. Il est nécessaire de mettre les distributions optimales obtenues au défi en conditions réelles afin d'anticiper les possibles retombées technologiques. Quels seraient, par exemple, les gains en termes de détection de lésion ou de kystes ? Est-ce que la disposition des sources virtuelles est un aspect significatif à côté de contraintes liées au bruit électronique et d'autres aléas ? Enfin, l'imagerie 3D par sommation cohérente de 25 ondes divergentes permet de faire de l'imagerie 3D rapide. Une répercussion attendue de ces travaux est qu'utiliser ces distributions optimales puisse améliorer des modalités d'imageries qui nécessitent une imagerie rapide 3D par sommation cohérente.

Bibliographie

- [1] A. AUSTENG et S. HOLM. « Sparse 2-D arrays for 3-D phased array imaging - design methods ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 49.8 (août 2002), p. 1073-1086. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2002.1026019.
- [2] S. BAE, J. PARK et T.-k. SONG. « Contrast and Volume Rate Enhancement of 3D Ultrasound Imaging Using Aperiodic Plane Wave Angles : A Simulation Study ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* (2019), p. 1-1. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10.1109/TUFFC.2019.2931495.
- [3] M. Y. BENANE. « Ultrafast, broadband and multi-pulse transmissions for ultrasonic imaging ». en. Thèse de doct. Université de Lyon, 2018.
- [4] C. BENCIVENNI, M. V. IVASHINA, R. MAASKANT et J. WETTERGREN. « Synthesis of Maximally Sparse Arrays Using Compressive Sensing and Full-Wave Analysis for Global Earth Coverage Applications ». en. In : *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 64.11 (nov. 2016), p. 4872-4877. ISSN : 0018-926X, 1558-2221. DOI : 10.1109/TAP.2016.2594840.
- [5] M. BERSON, A. RONCIN et L. POURCELOT. « Compound scanning with an electrically steered beam ». In : *Ultrasonic Imaging* 3.3 (1981), p. 303-308. ISSN : 0161-7346. DOI : 10.1016/0161-7346(81)90162-0.
- [6] A. BHUYAN, J. W. CHOE, B. C. LEE, I. O. WYGANT, A. NIKOOZADEH, O. ORALKAN et B. T. KHURI-YAKUB. « Integrated Circuits for Volumetric Ultrasound Imaging With 2-D CMUT Arrays ». en. In : *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 7.6 (déc. 2013), p. 796-804. ISSN : 1932-4545, 1940-9990. DOI : 10.1109/TBCAS.2014.2298197.
- [7] S. BLAAK, Z. YU, G. MEIJER, C. PRINS, C. LANCEE, J. BOSCH et N. de JONG. « Design of a micro-beamformer for a 2D piezoelectric ultrasound transducer ». en. In : *2009 IEEE International Ultrasonics Symposium*. Rome : IEEE, sept. 2009, p. 1338-1341. ISBN : 978-1-4244-4389-5. DOI : 10.1109/ULTSYM.2009.5441534.
- [8] H. BOUZARI, M. ENGHOLM, C. BEERS, M. B. STUART, S. I. NIKOLOV, E. V. THOMSEN et J. A. JENSEN. « Curvilinear 3-D Imaging Using Row-Column-Addressed 2-D Arrays With a Diverging Lens : Feasibility Study ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 64.6 (juin 2017), p. 978-988. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2017.2687521.

- [9] CALCUL CANADA. *Béluga - CC Doc*. <https://docs.computecanada.ca/wiki/B%C3%AAluga>. Retrieved november 9, 2021. 2021.
- [10] S. CAORSI, A. LOMMI, A. MASSA, S. PIFFER et A. TRUCCO. « Planar antenna array design with a multi-purpose GA-based procedure ». en. In : *Microwave and Optical Technology Letters* 35.6 (déc. 2002), p. 428-430. ISSN : 0895-2477, 1098-2760. DOI : 10.1002/mop.10629.
- [11] S. CATHELINE et N. BENECH. « Longitudinal shear wave and transverse dilatational wave in solids ». en. In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 137.2 (fév. 2015), EL200-EL205. ISSN : 0001-4966. DOI : 10.1121/1.4907742.
- [12] S. CATHELINE, F. WU et M. FINK. « A solution to diffraction biases in sonoelasticity : the acoustic impulse technique ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 105.5 (1999), p. 2941-2950.
- [13] O. CATONI. « Rough Large Deviation Estimates for Simulated Annealing : Application to Exponential Schedules ». en. In : *The Annals of Probability* 20.3 (1992), p. 1109-1146.
- [14] M. CHEITLIN, W. ARMSTRONG, G. AURIGEMMA, G. BELLER, F. BIERMAN, J. DAVIS, P. DOUGLAS, D. FAXON, L. GILLAM et T. KIMBALL. « ACC/AHA/ASE 2003 Guideline Update for the Clinical Application of Echocardiography : Summary Article ». en. In : *Journal of the American Society of Echocardiography* 16.10 (oct. 2003), p. 1091-1110. DOI : 10.1016/S0894-7317(03)00685-0.
- [15] C. CHEN, Z. CHEN, D. BERA, S. B. RAGHUNATHAN, M. SHABANIMOTLAGH, E. NOOTHOUT, Z.-Y. CHANG, J. PONTE, C. PRINS et H. J. VOS. « A Front-End ASIC With Receive Sub-array Beamforming Integrated With a 32×32 PZT Matrix Transducer for 3-D Transesophageal Echocardiography ». In : *IEEE Journal of Solid-State Circuits* 52.4 (2017), p. 994-1006.
- [16] K. CHEN, BYUNG CHUL LEE, K. THOMENIUS, B. T. KHURI-YAKUB, H.-S. LEE et C. G. SODINI. « A column-row-parallel ultrasound imaging architecture for 3D plane-wave imaging and Tx 2nd-order harmonic distortion (HD2) reduction ». en. In : *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium*. Chicago, IL, USA : IEEE, sept. 2014, p. 317-320. DOI : 10.1109/ULTSYM.2014.0078.
- [17] P. CHEN, B.-j. SHEN, L.-s. ZHOU et Y.-w. CHEN. « Optimized simulated annealing algorithm for thinning and weighting large planar arrays ». en. In : *Journal of Zhejiang University SCIENCE C* 11.4 (avr. 2010), p. 261-269. ISSN : 1869-1951, 1869-196X. DOI : 10.1631/jzus.C0910037.
- [18] J. CHENG. *Professional Cuda C programming*. en. Wrox programmer to programmer. Indianapolis, IN : John Wiley et Sons, Inc, 2014. ISBN : 978-1-118-73932-7.
- [19] C. A. C. COELLO, G. B. LAMONT, D. A. VAN VELDHUIZEN *et al.* *Evolutionary algorithms for solving multi-objective problems*. T. 5. Springer, 2007.
- [20] C. A. C. COELLO, G. T. PULIDO et M. S. LECHUGA. « Handling multiple objectives with particle swarm optimization ». In : *IEEE Transactions on evolutionary computation* 8.3 (2004), p. 256-279.

-
- [21] L. J. CUTRONA, W. VIVIAN, E. LEITH et G. HALL. « A high-resolution radar combat-surveillance system ». In : *IRE Transactions on Military Electronics* 2 (1961), p. 127-131.
- [22] K. DEB. « Multi-Objective Optimization Using Evolutionary Algorithms : An Introduction ». en. In : *Multi-objective optimization using evolutionary algorithms*. 2001, p. 25.
- [23] K. DEB, S. AGRAWAL, A. PRATAP et T. MEYARIVAN. « A Fast Elitist Non-dominated Sorting Genetic Algorithm for Multi-objective Optimization : NSGA-II ». en. In : *Parallel Problem Solving from Nature PPSN VI*. Sous la dir. de G. GOOS, J. HARTMANIS, J. van LEEUWEN, M. SCHOENAUER, K. DEB, G. RUDOLPH, X. YAO, E. LUTTON, J. J. MERELO et H.-P. SCHWEFEL. T. 1917. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2000, p. 849-858. DOI : 10.1007/3-540-45356-3_83.
- [24] B. DELANNOY, R. TORGUET, C. BRUNEEL, E. BRIDOUX, J. M. ROUVAEN et H. LASOTA. « Acoustical image reconstruction in parallel-processing analog electronic systems ». en. In : *Journal of Applied Physics* 50.5 (mai 1979), p. 3153-3159. ISSN : 0021-8979, 1089-7550. DOI : 10.1063/1.326397.
- [25] C. DEMORE, A. JOYCE, K. WALL et G. LOCKWOOD. « Real-time volume imaging using a crossed electrode array ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 56.6 (juin 2009), p. 1252-1261. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2009.1167.
- [26] B. DIARRA, M. C. ROBINI, P. TORTOLI, C. CACHARD et H. LIEBGOTT. « Design of Optimal 2-D Nongrid Sparse Arrays for Medical Ultrasound ». In : *IEEE transactions on bio-medical engineering* 60 (juin 2013). DOI : 10.1109/TBME.2013.2267742.
- [27] I. DONALD, J. MACVICAR et T. BROWN. « Investigation of abdominal masses by pulsed ultrasound ». en. In : *The Lancet* 271.7032 (juin 1958), p. 1188-1195. ISSN : 01406736. DOI : 10.1016/S0140-6736(58)91905-6.
- [28] H. ERMERT, O. KEITMANN, R. OPPELT, B. GRANZ, A. PESAVENTO, M. VESTER, B. TILLIG et V. SANDER. « A new concept for a real-time ultrasound transmission camera ». en. In : *2000 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. An International Symposium (Cat. No.00CH37121)*. T. 2. San Juan, Puerto Rico : IEEE, 2000, p. 1611-1614. ISBN : 978-0-7803-6365-6. DOI : 10.1109/ULTSYM.2000.921632.
- [29] D. H. EVANS et W. N. MCDICKEN. *Doppler ultrasound : physics, instrumentation, and signal processing*. Chichester ; New York : Wiley, 2000.
- [30] J. J. FLAHERTY. *Synthetic aperture ultrasonic imaging systems*. Mars 1967.
- [31] M. FLESCH, M. PERNOT, J. PROVOST, G. FERIN, A. NGUYEN-DINH, M. TANTER et T. DEFFIEUX. « 4D in vivo ultrafast ultrasound imaging using a row-column addressed matrix and coherently-compounded orthogonal plane waves ». In : *Physics in Medicine and Biology* 62.11 (mai 2017), p. 4571-4588. DOI : 10.1088/1361-6560/aa63d9.
- [32] D. GARCIA. « SIMUS - an open-source simulator for ultrasound imaging - part I ». en. In : (2021), p. 12.

- [33] M. GEURTS. *bagplot.m*. <https://github.com/mwgeurts/libra/blob/master/bagplot.m>. 2018.
- [34] B. HAJEK. « Cooling Schedules for Optimal Annealing ». en. In : *Mathematics of Operations Research* 13 (1988), p. 311-. DOI : 10.1287/moor.13.2.311.
- [35] L. HAUPT. « Thinned Arrays Using Genetic Algorithms ». en. In : *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* (1994), p. 7.
- [36] J. H. HOLLAND. *Adaptation in natural and artificial systems : An introductory analysis with applications to biology, control, and artificial intelligence*. Adaptation in natural and artificial systems : An introductory analysis with applications to biology, control, and artificial intelligence. Oxford, England : U Michigan Press, 1975. ISBN : 0-472-08460-7.
- [37] S. HOLM, A. AUSTENG, K. IRANPOUR et J.-F. HOPPERSTAD. « Sparse Sampling in Array Processing ». en. In : *Nonuniform Sampling*. Sous la dir. de J. K. WOLF et F. MARVASTI. Boston, MA : Springer US, 2001, p. 787-833. DOI : 10.1007/978-1-4615-1229-5_19.
- [38] C. HOLMES, B. W. DRINKWATER et P. D. WILCOX. « Post-processing of the full matrix of ultrasonic transmit–receive array data for non-destructive evaluation ». en. In : *NDT & E International* 38.8 (déc. 2005), p. 701-711. ISSN : 09638695. DOI : 10.1016/j.ndteint.2005.04.002.
- [39] J. A. JENSEN *et al.* « Ultrasound research scanner for real-time synthetic aperture data acquisition ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 52.5 (mai 2005), p. 881-891. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2005.1503974.
- [40] J. A. JENSEN, S. NIKOLOV, A. C. YU et D. GARCIA. « Ultrasound Vector Flow Imaging : I : Sequential Systems ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* (2016), p. 1-1. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2016.2600763.
- [41] J. A. JENSEN. « A model for the propagation and scattering of ultrasound in tissue ». In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 89.1 (1991), p. 182-190.
- [42] J. A. JENSEN. « A multi-threaded version of Field II ». In : *2014 IEEE International Ultrasonics Symposium*. IEEE. 2014, p. 2229-2232.
- [43] J. A. JENSEN. « Field : A program for simulating ultrasound systems ». In : *10th nordicbaltic conference on biomedical imaging, vol. 4, supplement 1, part 1 : 351–353*. Citeseer. 1996.
- [44] J. A. JENSEN, S. I. NIKOLOV, A. C. H. YU et D. GARCIA. « Ultrasound Vector Flow Imaging—Part II : Parallel Systems ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 63.11 (nov. 2016), p. 1722-1732. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10.1109/TUFFC.2016.2598180.
- [45] J. A. JENSEN et N. B. SVENDSEN. « Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers ». In : *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 39.2 (1992), p. 262-267.

- [46] S. K. JESPERSEN, J. E. WILHJELM et H. SILLESEN. « Multi-Angle Compound Imaging ». In : *Ultrasonic Imaging* 20.2 (1998), p. 81-102. DOI : 10.1177/016173469802000201.
- [47] C. KEEBLE, S. WOLSTENHULME, A. DAVIES et J. EVANS. « Is there agreement on what makes a good ultrasound image? » en. In : *Ultrasound* 21.3 (août 2013), p. 118-123. ISSN : 1742-271X, 1743-1344. DOI : 10.1177/1742271X13493088.
- [48] J. KENNEDY et R. EBERHART. « Particle Swarm Optimization ». en. In : *Proceedings of ICNN'95 - International Conference on Neural Networks*. 1995, p. 7.
- [49] S. KIRKPATRICK, C. D. GELATT et M. P. VECCHI. « Optimization by Simulated Annealing ». en. In : *Science* 220.4598 (mai 1983), p. 671-680. ISSN : 0036-8075, 1095-9203. DOI : 10.1126/science.220.4598.671.
- [50] F. LE COURTOIS, J.-H. THOMAS, F. POISSON et J.-C. PASCAL. « Genetic optimisation of a plane array geometry for beamforming. Application to source localisation in a high speed train ». en. In : *Journal of Sound and Vibration* 371 (juin 2016), p. 78-93. ISSN : 0022460X. DOI : 10.1016/j.jsv.2016.02.004.
- [51] G. LE MOIGN, N. QUAEGBEUR, P. MASSON, O. BASSET, M. C. ROBINI et H. LIEBGOTT. « Optimization of virtual sources distribution in 3D echography ». In : *2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 2019, p. 904-907. DOI : 10.1109/ULTSYM.2019.8925839.
- [52] H. LIEBGOTT, A. RODRIGUEZ-MOLARES, F. CERVENANSKY, J. A. JENSEN et O. BERNARD. « Plane-wave imaging challenge in medical ultrasound ». In : *2016 IEEE International ultrasonics symposium (IUS)*. IEEE. 2016, p. 1-4.
- [53] G. LOCKWOOD, J. TALMAN et S. BRUNKE. « Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming ». In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 45.4 (juill. 1998), p. 980-988. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/58.710573.
- [54] A. LONG. *Guide pratique d'écho-Doppler vasculaire. 1st Edition*. ELSEVIER, 2017. ISBN : 9782294751196.
- [55] E. MACÉ, G. MONTALDO, I. COHEN, M. BAULAC, M. FINK et M. TANTER. « Functional ultrasound imaging of the brain ». In : *Nature methods* 8.8 (2011), p. 662-664.
- [56] V. MARTÍNEZ-CAGIGAL. *Multi-Objective Particle Swarm Optimization (MOPSO)*. 2019.
- [57] O. MARTINEZ-GRAULLERA, L. GOMEZ-ULLATE, D. ROMERO, C. J. et G. GODOY. « Design of Curvilinear Array Apertures for 3D Ultrasonic Imaging ». en. In : *Ultrasound Imaging*. Sous la dir. de M. TANABE. InTech, avr. 2011. ISBN : 978-953-307-239-5. DOI : 10.5772/16031.
- [58] MATHWORKS ©. *Find Pareto front of multiple fitness functions using genetic algorithm*. <https://www.mathworks.com/help/gads/gamultiobj.html>. MATLAB gamultiobj. Retrieved November 23, 2020. 2020.
- [59] MATHWORKS ©. *Global Optimization Toolbox*. Natick, Massachusetts, United State, 2021.

- [60] P. MATTESINI, G. LE MOIGN, E. ROUX, E. BADESCU, L. PETRUSCA, O. BASSET, P. TORTOLI et H. LIEBGOTT. « Optimal Virtual Sources Distribution in 3-D Diverging Wave Ultrasound Imaging : An Experimental Study ». en. In : *2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Kobe : IEEE, oct. 2018, p. 1-4. ISBN : 978-1-5386-3425-7. DOI : 10.1109/ULTSYM.2018.8579668.
- [61] S. C. METCALFE et J. A. EVANS. « A study of the relationship between routine ultrasound quality assurance parameters and subjective operator image assessment ». en. In : *The British Journal of Radiology* 65.775 (juill. 1992), p. 570-575. ISSN : 0007-1285, 1748-880X. DOI : 10.1259/0007-1285-65-775-570.
- [62] M. MITCHELL. *An Introduction to Genetic Algorithms*. en. 1996.
- [63] G. MONTALDO, M. TANTER, J. BERCOFF, N. BENECH et M. FINK. « Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography ». In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 56.3 (mars 2009), p. 489-506. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2009.1067.
- [64] C. MORTON et G. LOCKWOOD. « Theoretical assessment of a crossed electrode 2-D array for 3-D imaging ». en. In : *IEEE Symposium on Ultrasonics, 2003*. Honolulu, HI, USA : IEEE, 2003, p. 968-971. ISBN : 978-0-7803-7922-0. DOI : 10.1109/ULTSYM.2003.1293560.
- [65] G. H. MOSTBECK, T. ZONTSICH et K. TURETSCHKE. « Ultrasound of the kidney : obstruction and medical diseases ». en. In : *European Radiology* 11.10 (oct. 2001), p. 1878-1889. ISSN : 0938-7994, 1432-1084. DOI : 10.1007/s003300101011.
- [66] NVIDIA. *Nvidia V100SXM2*. <https://www.nvidia.com/en-us/data-center/v100/>. Nvidia. Retrieved October 21, 2020. 2018.
- [67] NVIDIA. *volta-architecture-whitepaper.pdf*. <https://images.nvidia.com/content/volta-architecture/pdf/volta-architecture-whitepaper.pdf>. Retrieved november 9, 2021. 2021.
- [68] O. ORALKAN, A. ERGUN, J. JOHNSON, M. KARAMAN, U. DEMIRCI, K. KAVIANI, T. LEE et B. KHURI-YAKUB. « Capacitive micromachined ultrasonic transducers : next-generation arrays for acoustic imaging? » en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 49.11 (nov. 2002), p. 1596-1610. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2002.1049742.
- [69] C. PAPADACCI, M. PERNOT, M. COUADE, M. FINK et M. TANTER. « High-Contrast Ultrafast Imaging of the Heart ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61.2 (2014), p. 15.
- [70] S. PICHARDO. *MinimaMaxima3D*. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/17997-minimamaxima3d>. MATLAB Central File Exchange. Retrieved October 21, 2020. 2020.
- [71] C. POTEL et M. BRUNEAU. *Acoustique Générale - équations différentielles et intégrales, solutions en milieux fluide et solide, applications*. ISBN 2-7298-2805-2. Ellipse collection Technosup, 2006, p. 352.

-
- [72] J. PROVOST, C. PAPADACCI, J. E. ARANGO, M. IMBAULT, M. FINK, J.-L. GENNISSON, M. TANTER et M. PERNOT. « 3D ultrafast ultrasound imaging *in vivo* ». en. In : *Physics in Medicine and Biology* 59.19 (oct. 2014), p. L1-L13. ISSN : 0031-9155, 1361-6560. DOI : 10.1088/0031-9155/59/19/L1.
- [73] PYTHON CORE TEAM. *Python : A dynamic, open source programming language*. Python Software Foundation. 2019.
- [74] A. RAMALLI, E. BONI, E. ROUX, H. LIEBGOTT et P. TORTOLI. « Design, implementation, and medical applications of 2-D ultrasound sparse arrays ». In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* (2022).
- [75] A. RAMALLI, E. BONI, A. S. SAVOIA et P. TORTOLI. « Density-tapered spiral arrays for ultrasound 3-D imaging ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 62.8 (août 2015), p. 1580-1588. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2015.007035.
- [76] M. F. RASMUSSEN et J. A. JENSEN. « 3D ultrasound imaging performance of a row-column addressed 2D array transducer : a simulation study ». en. In : *2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Sous la dir. de J. G. BOSCH et M. M. DOYLEY. Lake Buena Vista (Orlando Area), Florida, USA, mars 2013, p. 86750C. DOI : 10.1117/12.2007083.
- [77] O. M. H. RINDAL, A. AUSTENG, A. FATEMI et A. RODRIGUEZ-MOLARES. « The Effect of Dynamic Range Alterations in the Estimation of Contrast ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 66.7 (juill. 2019), p. 1198-1208. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10.1109/TUFFC.2019.2911267.
- [78] M. C. ROBINI. « Theoretically Grounded Acceleration Techniques for Simulated Annealing ». en. In : *Handbook of Optimization*. Sous la dir. d'I. ZELINKA, V. SNÁŠEL et A. ABRAHAM. T. 38. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2013, p. 311-335. DOI : 10.1007/978-3-642-30504-7_13.
- [79] M. C. ROBINI, T. RASTELLO et I. E. MAGNIN. « Simulated annealing, acceleration techniques, and image restoration ». en. In : *IEEE Transactions on Image Processing* 8.10 (oct. 1999), p. 1374-1387. ISSN : 10577149. DOI : 10.1109/83.791963.
- [80] M. C. ROBINI et P.-J. REISSMAN. « From simulated annealing to stochastic continuation : a new trend in combinatorial optimization ». en. In : *Journal of Global Optimization* 56.1 (mai 2013), p. 185-215. ISSN : 0925-5001, 1573-2916. DOI : 10.1007/s10898-012-9860-0.
- [81] A. RODRIGUEZ-MOLARES, O. M. H. RINDAL, J. D'HOOGHE, S.-E. MASOY, A. AUSTENG, M. A. LEDIJU BELL et H. TORP. « The Generalized Contrast-to-Noise Ratio : A Formal Definition for Lesion Detectability ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 67.4 (avr. 2020), p. 745-759. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10.1109/TUFFC.2019.2956855.
- [82] P. J. ROUSSEEUW et I. RUTS. « Constructing the Bivariate Tukey Median ». In : *Statistica Sinica* 8 (juill. 1998), p. 827-839.

- [83] P. J. ROUSSEEUW, I. RUTS et J. W. TUKEY. « The Bagplot : A Bivariate Boxplot ». en. In : *The American Statistician* 53.4 (nov. 1999), p. 382-387. ISSN : 0003-1305, 1537-2731. DOI : 10.1080/00031305.1999.10474494.
- [84] E. ROUX. « 2D sparse array optimization and operating strategy for real-time 3D ultrasound imaging ». en. Thèse de doct. Université de Lyon, 2016.
- [85] E. ROUX, A. RAMALLI, P. TORTOLI, C. CACHARD, M. C. ROBINI et H. LIEBGOTT. « 2-D Ultrasound Sparse Arrays Multidepth Radiation Optimization Using Simulated Annealing and Spiral-Array Inspired Energy Functions ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 63.12 (déc. 2016), p. 2138-2149. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10.1109/TUFFC.2016.2602242.
- [86] E. ROUX, F. VARRAY, L. PETRUSCA, C. CACHARD, P. TORTOLI et H. LIEBGOTT. « Experimental 3-D Ultrasound Imaging with 2-D Sparse Arrays using Focused and Diverging Waves ». en. In : *Scientific Reports* 8.1 (déc. 2018). ISSN : 2045-2322. DOI : 10.1038/s41598-018-27490-2.
- [87] D. ROYER et T. VALIER-BRASIER. *Ondes élastiques dans les solides 1 : Propagation*. fr. ISTE Group, 2021. Chap. 1, p. 22-23.
- [88] L. SANDRIN, S. CATHELIN, M. TANTER, X. HENNEQUIN et M. FINK. « Time-Resolved Pulsed Elastography with Ultrafast Ultrasonic Imaging ». en. In : *Ultrasonic Imaging* 21.4 (oct. 1999), p. 259-272. ISSN : 0161-7346, 1096-0910. DOI : 10.1177/016173469902100402.
- [89] P. SANTOS, G. U. HAUGEN, L. LOVSTAKKEN, E. SAMSET et J. D'HOOGHE. « Diverging Wave Volumetric Imaging Using Subaperture Beamforming ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 63.12 (déc. 2016), p. 2114-2124. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2016.2616172.
- [90] J. SAUVAGE, M. FLESCHE, G. FÉRIN, A. NGUYEN-DINH, J. PORÉE, M. TANTER, M. PERNOT et T. DEFFIEUX. « A large aperture row column addressed probe for in vivo 4D ultrafast Doppler ultrasound imaging ». In : *Physics in Medicine & Biology* 63.21 (oct. 2018), p. 215012. DOI : 10.1088/1361-6560/aae427.
- [91] B. SAVORD et R. SOLOMON. « Fully sampled matrix transducer for real time 3D ultrasonic imaging ». en. In : *IEEE Symposium on Ultrasonics, 2003*. Honolulu, HI, USA : IEEE, 2003, p. 945-953. ISBN : 978-0-7803-7922-0. DOI : 10.1109/ULTSYM.2003.1293556.
- [92] SCHEDMD. *Slurm Support and Development*. <https://www.schedmd.com/>. Retrieved november 9, 2021. 2021.
- [93] C. H. SEO et J. T. YEN. « A 256 x 256 2-D array transducer with row-column addressing for 3-D rectilinear imaging ». In : *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 56.4 (2009), p. 837-847.
- [94] C. W. SHERWIN, J. RUINA et R. RAWCLIFFE. « Some early developments in synthetic aperture radar systems ». In : *IRE Transactions on Military Electronics* 2 (1962), p. 111-115.
- [95] S. W. SMITH et H. G. PAVY. « High-speed Ultrasound Volumetric Imaging System-Part I : Transducer Design and Beam Steering ». en. In : (1991), p. 9.

-
- [96] P. STEPANISHEN. « Transient Radiation from Pistons in an Infinite Planar Baffle ». In : *Journal of The Acoustical Society of America - J ACOUST SOC AMER* 49 (mai 1971). DOI : 10.1121/1.1912541.
- [97] T. L. SZABO. *Diagnostic ultrasound imaging : inside out*. en. Academic Press series in biomedical engineering. OCLC : ocm57744110. Amsterdam ; Boston : Elsevier Academic Press, 2004. ISBN : 978-0-12-680145-3.
- [98] M. TAN *et al.* « A front-end ASIC with high-voltage transmit switching and receive digitization for forward-looking intravascular ultrasound ». en. In : *2017 IEEE Custom Integrated Circuits Conference (CICC)*. Austin, TX : IEEE, avr. 2017, p. 1-4. ISBN : 978-1-5090-5191-5. DOI : 10.1109/CICC.2017.7993708.
- [99] M. TANTER, J. BERCOFF, L. SANDRIN et M. FINK. « Ultrafast compound imaging for 2-D motion vector estimation : application to transient elastography ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 49.10 (oct. 2002), p. 1363-1374. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2002.1041078.
- [100] M. TANTER et M. FINK. « Ultrafast imaging in biomedical ultrasound ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 61.1 (jan. 2014), p. 102-119. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2014.2882.
- [101] B. E. TREEBY, J. JAROS, A. P. RENDELL et B. T. COX. « Modeling nonlinear ultrasound propagation in heterogeneous media with power law absorption using a k -space pseudospectral method ». en. In : *The Journal of the Acoustical Society of America* 131.6 (juin 2012), p. 4324-4336. ISSN : 0001-4966. DOI : 10.1121/1.4712021.
- [102] P. TREMBLAY, D. RICHARD et H. ANN. « Development and validation of a full matrix capture solution ». In : *Ultrasonic NDE Workshop Proceedings*. 2012, p. 85-94.
- [103] A. TRUCCO. « Thinning and weighting of large planar arrays by simulated annealing ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 46.2 (mars 1999), p. 347-355. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/58.753023.
- [104] J. W. TUKEY. *Exploratory Data Analysis*. Addison-Wesley, 1977, p. 39-56.
- [105] F. VARRAY, O. BASSET, P. TORTOLI et C. CACHARD. « CREANUIS : A Nonlinear Radio Frequency Ultrasound Image Simulator ». In : *Ultrasound in Medicine & Biology* 39.10 (2013), p. 1915-1924. DOI : 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.04.005.
- [106] F. VARRAY, A. RAMALLI, C. CACHARD, P. TORTOLI et O. BASSET. « Fundamental and second-harmonic ultrasound field computation of inhomogeneous nonlinear medium with a generalized angular spectrum method ». In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 58.7 (2011), p. 1366-1376. DOI : 10.1109/TUFFC.2011.1956.
- [107] D. VRAY, E. BRUSSEAU, V. DETTI, F. VARRAY, A. BASARAB, O. BEUF, O. BASSET, C. CACHARD, H. LIEBGOTT et P. DELACHARTRE. « Ultrasound Medical Imaging ». en. In : *Medical Imaging Based on Magnetic Fields and Ultrasounds*. Sous la dir. de H. FANET. Hoboken, USA : John Wiley & Sons, Inc., mars 2014, p. 1-72. ISBN : 978-1-848-21502-3. DOI : 10.1002/9781118761236.ch1.

- [108] P. K. WEBER, A. AUSTENG, S. HOLM et N. AAKVAAK. « 1D- and 2D-Sparse-Array-Optimization ». en. In : *Instrumentation Science & Technology* 27.4 (sept. 1999), p. 235-246. ISSN : 1073-9149, 1525-6030. DOI : 10 . 1080 / 10739149908085857.
- [109] M. van WIJK et J. THIJSEN. « Performance testing of medical ultrasound equipment : fundamental vs. harmonic mode ». en. In : *Ultrasonics* 40.1-8 (mai 2002), p. 585-591. ISSN : 0041624X. DOI : 10.1016/S0041-624X(02)00177-4.
- [110] D. WILDES *et al.* « 4-D ICE : A 2-D Array Transducer With Integrated ASIC in a 10-Fr Catheter for Real-Time 3-D Intracardiac Echocardiography ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 63.12 (déc. 2016), p. 2159-2173. ISSN : 0885-3010, 1525-8955. DOI : 10 . 1109 / TUFFC . 2016 . 2615602.
- [111] S. WOLSTENHULME, A. G. DAVIES, C. KEEBLE, S. MOORE et J. EVANS. « Agreement between objective and subjective assessment of image quality in ultrasound abdominal aortic aneurism screening ». en. In : *The British Journal of Radiology* 88.1046 (fév. 2015), p. 20140482. ISSN : 0007-1285, 1748-880X. DOI : 10 . 1259 / bjr . 20140482.
- [112] I. WYGANT, N. JAMAL, H. LEE, A. NIKOOZADEH, O. ORALKAN, M. KARAMAN et B. KHURI-YAKUB. « An integrated circuit with transmit beamforming flip-chip bonded to a 2-D CMUT array for 3-D ultrasound imaging ». en. In : *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 56.10 (oct. 2009), p. 2145-2156. ISSN : 0885-3010. DOI : 10.1109/TUFFC.2009.1297.
- [113] P. YANG, B. CHEN et K.-R. SHI. « A novel method to design sparse linear arrays for ultrasonic phased array ». en. In : *Ultrasonics* 44 (déc. 2006), e717-e721. ISSN : 0041624X. DOI : 10.1016/j.ultras.2006.05.131.
- [114] J. T. YLITALO et H. ERMERT. « Ultrasound synthetic aperture imaging : monostatic approach ». In : *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control* 41.3 (1994), p. 333-339.

Communications scientifiques

Conférences internationales

- **G. Le Moign**, P. MASSON, H. LIEBGOTT, O. BASSET et N. QUAEGEBEUR. « Optimal Virtual Sources Distributions for Coherent Compounding Method in 2D and 3D Echography ». In : *2020 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Poster électronique. 2020.
- **G. Le Moign**, N. QUAEGEBEUR, P. MASSON, O. BASSET, M. C. ROBINI et H. LIEBGOTT. « Optimization of virtual sources distribution in 3D echography ». In : *2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 2019, p. 904-907. DOI : 10.1109/ULTSYM.2019.8925839.
- P. MATTESINI, **G. Le Moign**, E. ROUX, E. BADESCU, L. PETRUSCA, O. BASSETT, P. TORTOLI et H. LIEBGOTT. « Optimal Virtual Sources Distribution in 3-D Diverging Wave Ultrasound Imaging : An Experimental Study ». en. In : *2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. Kobe : IEEE, oct. 2018, p. 1-4. ISBN : 978-1-5386-3425-7. DOI : 10.1109/ULTSYM.2018.8579668.