



**Titre:** Imagerie ultrasonore à élément unique au travers d'un relais  
Title: ergodique

**Auteur:** Olivier Caron-Grenier  
Author:

**Date:** 2023

**Type:** Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

**Référence:** Caron-Grenier, O. (2023). Imagerie ultrasonore à élément unique au travers d'un  
Citation: relais ergodique [Mémoire de maîtrise, Polytechnique Montréal]. PolyPublie.  
<https://publications.polymtl.ca/56714/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**  
Open Access document in PolyPublie

**URL de PolyPublie:** <https://publications.polymtl.ca/56714/>  
PolyPublie URL:

**Directeurs de  
recherche:** Jean Provost  
Advisors:

**Programme:** Génie biomédical  
Program:

**POLYTECHNIQUE MONTRÉAL**

affiliée à l'Université de Montréal

**Imagerie ultrasonore à élément unique au travers d'un relais ergodique**

**OLIVIER CARON-GRENIER**

Institut de génie biomédical

Mémoire présenté en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

Génie biomédical

Septembre 2023

# **POLYTECHNIQUE MONTRÉAL**

affiliée à l'Université de Montréal

Ce mémoire intitulé :

## **Imagerie ultrasonore à élément unique au travers d'un relais ergodique**

présenté par **Olivier CARON-GRENIER**

en vue de l'obtention du diplôme de *Maîtrise ès sciences appliquées*

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

**Frédéric LESAGE**, président

**Jean PROVOST**, membre et directeur de recherche

**Denis SELETSKIY**, membre

## REMERCIEMENTS

Tout d'abord, j'aimerais remercier mon directeur de maîtrise, Jean Provost pour m'avoir donné la chance de travailler sur un projet aussi excitant. Ses conseils, autant scientifiques que personnels ainsi que sa motivation et son intérêt constant pour mon sujet de recherche, m'ont beaucoup aidé tout au long des trois dernières années dans son laboratoire.

J'aimerais ensuite remercier tous mes collègues du laboratoire pour les conseils, les bons moments autant à l'intérieur et à l'extérieur du labo et aussi pour les gâteaux à chaque semaine. J'aimerais spécialement remercier à mon voisin de bureau Samuel pour son énergie quotidienne ainsi que pour toutes nos discussions sur notre (in)compréhension de la physique; Brice pour son support et toutes nos conversations sportives; Michael pour son humour et afin de compléter le trio des trois brasseurs; Alice pour son rappel quotidien et essentiel de l'heure du goûter; Alexis mon partenaire de soccer (ou de foot) qui n'hésite jamais à donner son temps pour les autres; Nin pour l'énergie positive que le laboratoire a pu obtenir depuis son arrivée et Paul pour toutes nos discussions comme étant l'autre réfugié du génie physique. De plus, je voudrais remercier Michael, qui a également travaillé sur ce projet, pour la vision différente qu'il a pu apporter et évidemment tout le travail qu'il accomplit durant le court laps de temps qu'il a pu travailler sur le projet. Finalement, j'aimerais remercier Jonathan et Vincent pour leurs précieux conseils sans quoi ce projet n'aurait sans doute pas pu se rendre où il est aujourd'hui.

Un immense merci à mes amis en dehors du laboratoire, parce qu'une maîtrise ne se résume pas qu'au temps passé dans le laboratoire.

Je veux également remercier ma copine, qui a été avec moi tout au long de cette expérience pour avoir célébré avec moi tous les bons moments et m'avoir supporté et encouragé dans les moments plus difficiles.

Enfin, je remercie ma mère, mon père et ma famille qui m'ont constamment soutenu tout au long de mes projets et m'ont aidé à me forger un caractère visant l'excellence et sans qui tout cela aurait bien peu de sens.

## RÉSUMÉ

L'échographie est la modalité d'imagerie la plus fréquemment utilisée en clinique grâce à son faible coût, sa grande profondeur de pénétration et sa capacité d'imagerie en temps réel sans ionisation. Toutefois, avec une fréquence d'acquisition allant jusqu'à 20 000 images par secondes, cette méthode requiert une large quantité de données à acquérir, transmettre, stocker et analyser. Des recherches récentes en imagerie photoacoustique ont montré qu'une acquisition à large champ avec un seul élément transducteur ultrasonore était possible grâce à un relais ergodique. L'ajout d'un relais ergodique (c.-à-d. une cavité résonante) à une sonde conventionnelle a permis de développer la preuve de concept d'une nouvelle méthode d'acquisition et de formation d'image ultrasonore en 2D avec un seul élément en émission et en réception. Grâce à ce relais dit ergodique assorti d'un capteur piézoélectrique, l'onde reçue au capteur est transformée de manière aléatoire et est unique pour chaque position de l'espace. La formation d'image peut alors être effectuée en associant un signal reçu en temps réel à une collection de signaux uniques. L'imagerie ultrasonore au travers d'un relais ergodique (ERUI) serait alors une alternative de choix pour diminuer le nombre d'éléments des sondes ultrasonores et réduire le coût de production.

## ABSTRACT

Ultrasound is the most frequently used imaging modality in clinical practice, thanks to its low cost, high penetration depth and ability to image in real time without ionization. However, with an acquisition frequency of up to 20,000 images per second, this method requires a large amount of data to be acquired, transmitted, stored and analyzed. Recent research in photoacoustic imaging has shown that wide-field acquisition with a single ultrasound transducer element is possible using an ergodic relay. The addition of an ergodic relay (i.e. a resonant cavity) to a conventional probe has enabled the development of a proof-of-concept for a new method of 2D ultrasound acquisition and imaging with a single transmitting and receiving element. With this ergodic relay affixed to a piezoelectric transducer, the wave received by the transducer is randomly transformed and unique for each position in space. Imaging can then be performed by associating a signal received in real time with a collection of unique signals. Ultrasound imaging through an ergodic relay (ERUI) would then be a prime alternative for reducing the number of ultrasonic probe elements and cutting production costs.

## TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS .....	III
RÉSUMÉ.....	IV
ABSTRACT .....	V
TABLE DES MATIÈRES .....	VI
LISTE DES FIGURES.....	IX
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS .....	XII
LISTE DES ANNEXES.....	XIII
CHAPITRE 1 INTRODUCTION .....	1
1.1 Objectif.....	2
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE.....	4
2.1 Principe physique .....	4
2.1.1 Propagation de l'onde .....	4
2.1.2 Interaction onde/matière .....	4
2.1.3 Résolution d'un système d'imagerie.....	5
2.2 Imagerie ultrasonore conventionnelle .....	6
2.2.1 Élément transducteur piézoélectrique .....	6
2.2.2 Sonde ultrasonore conventionnelle .....	7
2.2.3 Émission d'onde ultrasonore.....	9
2.2.3.1 Ondes focalisées .....	9
2.2.3.2 Ondes divergentes.....	10
2.2.3.3 Ondes planes.....	11
2.2.4 Acquisition du signal.....	11
2.2.5 Formation d'images.....	12

2.2.5.1	Algorithme de retards et de sommes .....	12
2.2.5.2	Reconstruction matricielle.....	13
2.2.6	Imagerie Doppler.....	14
2.2.7	Microscopie de localisation ultrasonore.....	15
2.2.8	Imagerie ultrasonore 3D.....	17
2.3	Réduction du nombre de canaux .....	18
2.3.1	Retournement temporel et cavités chaotiques.....	19
2.3.2	Acquisition comprimée .....	21
2.3.3	Relai ergodique .....	23
2.4	Synthèse et perspective.....	25
CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE.....		27
3.1	Conception et caractérisation de la sonde.....	27
3.1.1	Conception de la sonde .....	27
3.1.2	Calibration.....	29
3.1.3	Caractérisation.....	30
3.2	Validation sur fantôme .....	31
3.3	Validation in vivo .....	31
CHAPITRE 4 ARTICLE 1 : ERGODIC ENCODING FOR SINGLE-ELEMENT ULTRASOUND IMAGING IN VIVO.....		33
4.1	Abstract.....	33
4.2	Article.....	33
4.3	Acknowledgement .....	42
4.4	Reference .....	42
CHAPITRE 5 RÉSULTATS.....		45
5.1	Nuages de bulles.....	45

CHAPITRE 6	DISCUSSION GÉNÉRALE.....	46
6.1	Retour sur les objectifs .....	46
6.1.1	Construire et caractériser une sonde constituée d'un relais ergodique pour la réception et un élément piézoélectrique unique en émission .....	46
6.1.2	Développer un algorithme de formation d'images et le valider sur fantôme ultrasonore.....	46
6.1.3	Valider la faisabilité de l'approche in vivo dans le cerveau de souris .....	47
6.2	Développements futurs .....	48
CHAPITRE 7	CONCLUSION.....	51
RÉFÉRENCES.....		52
ANNEXES .....		60

## LISTE DES FIGURES

Figure 2-1   Modélisation <i>k-wave</i> du champ de pression émit par un élément transducteur unique. .....	7
Figure 2-2   Sonde échographique linéaire et ses paramètres géométriques. Extrait de (Porée, 2017) .....	8
Figure 2-3   Représentation du lobe principal et des lobes de réseaux pour différents pitch d'une sonde ultrasonore linéaire.....	9
Figure 2-4   Illustration tirés de (Hardy, 2021) présentant les différentes émissions utilisées en imagerie ultrasonore.....	10
Figure 2-5   Représentation en fréquences d'un signal ultrasonore in vivo typique, exprimé comme un Doppler de puissance. Inspiré de (Frinking et al., 2000). ....	15
Figure 2-6   Image ULM d'un cerveau de rat in vivo. Extrait de (Couture et al., 2018). © 2018 IEEE .....	16
Figure 2-7   Sonde ultrasonore matricielle 32x32 éléments, 8MHz, fabriquée par Vermon, France. .....	18
Figure 2-8   Exemple d'expérience de réciprocité acoustique. ....	19
Figure 2-9   Cavité chaotique extrait de (Montaldo et al, 2005). Le système est composé d'une cavité chaotique en duraluminium et de 30 transducteurs piézoélectriques collés sur sa face. Chaque transducteur est connecté à un canal indépendant. Une surface est en contact avec le milieu imagé. ....	21
Figure 2-10   Imagerie 3D compressive par ultrasons à l'aide d'un seul capteur. (A) Schéma du modèle de signal impliqué dans ce type d'imagerie compressive. En tournant le masque de codage devant le capteur, de nouvelles mesures sont obtenues. (B-D) Image montrant les deux lettres imprimées en 3D et le masque de codage en plastique avec un élastique pour faire pivoter le masque sur le capteur. Les images montrées ont été obtenues en utilisant 72 rotations du masque. Extrait de (Kruizinga et al., 2017).....	23
Figure 2-11   Système d'imagerie « photoacoustic topography through an ergodic relay » (PATER). a,e) Propagation acoustique dans le RE en mode calibration. b,g) Propagation acoustique dans	

le RE pour l'imagerie en temps réel. c, Signaux photoacoustiques (PA) détectés par un détecteur ponctuel en a. d) Signaux PA détectés par un détecteur ponctuel en b. f) Image de calibration formée par projection de la moyenne quadratique de chaque signal. H) Images reconstruites en champ large. Extrait de (Li et al., 2020) ..... 24

Figure 3-1 | La sonde développée, composée d'une linéaire L7-4 avec un prisme en quartz qui est utilisé comme relais ergodique..... 28

Figure 3-2 | Filtrage par seuillage par valeur singulière du bruit parasite causé par la diaphonie entre les éléments d'émission et les éléments en contact avec le relais ergodique..... 30

Figure 3-3 | Montage expérimental d'acquisition *in vivo* dans le cerveau de souris..... 32

Figure 4-1 | Imaging with ERUI. a) Acquisition of spatiotemporal signals through an ergodic relay. b) During the calibration step, encoded signals from various positions of a unique point source are acquired. This step forms the basis the dictionary  $K$ . c) In imaging mode, a plane wave insonify the entire FOV of the calibration grid at a high frame rate. d) The generated dictionary of calibration 'codas' ( $K$ ), established during the calibration step to reconstruct real-time images. e) Images of free-flowing microbubbles are reconstructed using the dictionary in (d) to decode the real time signals. .... 36

Figure 4-2 | Reconstruction of a thin wire using various reconstruction methods. a) Delay-and-Sum (DAS) algorithm using the same elements used for transmitting the emission pulse. b) Spatiotemporal matrix image formation (SMIF) where the matrix  $K$  was defined by the measurement of a single element not covered by the ergodic relay. c) Ergodic relay ultrasound imaging (ERUI) reconstruction using a single element covered by the ergodic relay. d) Axial profile of DAS and ERUI taken along the red dotted line. e) Lateral profile of DAS and ERUI taken along the white dotted line..... 38

Figure 4-3 | a) Comparison of the reconstruction of multiples target from an ATS phantom with DAS and ERUI. The left images show a DAS reconstruction using the 64-transmission element while the right image uses ERUI, with both methods using 25 compounded plane waves spaced by  $1^\circ$ . b) Close-up view of the ERUI reconstruction of the red box in (a) with an increased number of compounding angles. c) Variation of the measured -10 dB resolution of the target illustrated in (b) with multiples transmitted angles. d) Comparative of images generated with DAS and ERUI with an increasing number of receiving elements. The

generalized contrast-to-noise ratio (gCNR) of anechoic inclusions are measured with the target regions in the blue circles while the background signal is measured in the red ellipses.

.....	39
Figure 5-1   Reconstruction par DAS (haut) et ERUI (bas) d'un nuage de microbulles dans un bassin d'eau. ....	45
Figure A-1   Sonde L8-18 avec un prisme de quartz apposé sur la moitié des éléments. ....	60
Figure A-2   Reconstruction au travers d'un relais ergodique d'un réflecteur unique à l'aide de la sonde L8-18. ....	61
Figure A-3   Reconstruction d'une microbulle Definity à l'aide de la méthode conventionnel de delay-and-sum (gauche), avec ERUI la méthode proposée dans ce mémoire basée sur la corrélation de signaux encodés temporellement (milieu) et avec un réseau de neurone entraîné à l'aide d'un dictionnaire des signaux encodés. ....	62

## LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

- ADC Analog-to-digital converter / Convertisseur analogique-numérique
- DAS Delay and sum / Algorithme retard et somme
- ERUI Ergodic relay ultrasound imaging
- IQ In phase and quadrature / Phase et quadrature
- RF Radiofréquences
- ULM Ultrasound localization microscopy / Microscopie de localisation ultrasonore
- SMIF Spatiotemporal matrix image formation
- SVD Single value decomposition / Décomposition en valeur singulière

**LISTE DES ANNEXES**

ANNEXE A Sonde ergodique à haute fréquence .....	60
ANNEXE B Formation d'image par réseau de neurone .....	62

## CHAPITRE 1 INTRODUCTION

Les systèmes d'imagerie révèlent des d'informations bien au-delà de la vue ordinaire. De la simple capture d'une photographie au processus complexe de cartographie de l'intérieur du corps humain, ces systèmes dévoilent des secrets qui nous sont habituellement cachés. Dans le cas spécifique de l'imagerie médicale, la recherche d'une telle vision a donné naissance à plusieurs technologies, chacune ayant ses propres capacités et limites.

Les rayons X sont un outil fondamental du diagnostic médical. Elles utilisent des radiations pour visualiser les os et certains tissus mous. Rapides et largement accessibles, elles constituent un premier choix pour détecter les fractures et d'autres problèmes. Cependant, l'exposition aux rayonnements ionisants nécessite des précautions, en particulier pour les groupes sensibles tels que les enfants et les femmes enceintes. L'imagerie optique, qui utilise la puissance de la lumière, est un outil polyvalent. Des techniques telles que l'endoscopie permettent d'explorer les cavités internes, tandis que la microscopie confocale offre une résolution inégalée au niveau cellulaire. Cependant, la profondeur de pénétration peut être limitée et la qualité de l'image peut être affectée par les caractéristiques des tissus. L'imagerie par résonance magnétique (IRM), en s'appuyant sur les champs magnétiques offre des détails remarquables dans l'imagerie des tissus mous. Toutefois, les procédures sont longues, les coûts sont élevés et c'est une méthode qui peut être difficile à réaliser pour les patients claustrophobes et même impossibles ceux qui portent certains implants.

L'imagerie par ultrasons est un outil non invasif et polyvalent, qui utilise des ondes sonores à haute fréquence pour créer des images en temps réel des structures internes. En envoyant des ondes sonores dans le corps et en interprétant les échos qui reviennent, l'échographie produit des images en mouvement qui sont particulièrement utiles pendant la grossesse pour surveiller le développement du fœtus, ainsi que dans les soins cardiaques pour observer le cœur en mouvement. C'est un outil qui permet d'obtenir des informations immédiates sans les risques associés aux radiations ni les coûts d'une IRM. De plus, contrairement aux méthodes qui nécessitent un traitement approfondi ou l'immobilité du patient, l'échographie fournit des images en temps réel. Toutefois, cette modalité d'imagerie n'a pas la sensibilité d'une IRM et elle nécessite une formation spécialisée pour être interprétée avec précision.

D'un côté, l'imagerie ultrasonore conventionnelle possède certaines limites en termes de résolution spatiale et temporelle qui tentent d'être résolues grâce aux avancées récentes réalisées dans le

domaine de l'imagerie ultrasonore, qui sont supportées par la capacité croissante de traitement de données. Par exemple, l'imagerie ultrarapide et la microscopie de localisation ultrasonore permettent de surmonter ces limites (Tanter & Fink, 2014; Desailly et al., 2015). Toutefois, le développement de ces nouvelles méthodes d'imagerie est encore limité par la quantité de données qu'elles génèrent. D'un autre côté, bien que l'équipement soit souvent plus abordable que d'autres technologies d'imagerie, le coût des appareils échographiques demeure une barrière d'accès à son utilisation dans les services d'urgence au Canada et ce de façon plus prononcée dans les milieux ruraux (Micks et al., 2016). Ainsi, des sondes ultrasonores qui généreraient une quantité de données moins importantes aideraient à favoriser le développement de nouvelles méthodes d'imagerie tout en aidant à répandre l'utilisation de l'imagerie ultrasonore conventionnelle dans tous les milieux de vie.

Dans le prochain chapitre de ce manuscrit, les principes physiques de l'imagerie ultrasonore biomédicale sont introduits afin d'approfondir ses performances et limitations. Spécifiquement, les principes qui amènent les sondes ultrasonores conventionnelles à demeurer complexes seront étudiés et discutés. Le développement de différentes approches visant à réduire le nombre d'éléments ultrasonore sera par la suite présenté au cours du chapitre.

Finalement, l'approche proposée de projet de recherche intitulé : « Imagerie ultrasonore au travers d'un relais ergodique », visant à réduire la complexité du matériel des échographes en réduisant le nombre d'éléments des sondes ultrasonores sera présenté.

## **1.1 Objectif**

Objectif : Concevoir une sonde ultrasonore basée sur le principe de relais ergodique avec l'émission et la réception séparées. Les sous-objectifs spécifiques sont :

1. Construire et caractériser une sonde constituée d'un relais ergodique pour la réception et un élément piézoélectrique unique en émission.
2. Développer un algorithme de formation d'images et le valider sur fantôme ultrasonore.
3. Valider la faisabilité de l'approche in vivo dans le cerveau de souris.

Ces objectifs ont mené aux publications et présentations suivantes :

Article scientifique :

**O. Caron-Grenier**, J. Porée, V. Perrot, J. Provost, « Ergodic encoding for single element ultrasound imaging ». Soumis à Physical Review Letters le 17 juillet 2023

Brevet:

**O. Caron-Grenier**, J. Porée, V. Perrot, J. Provost, « SYSTEM AND METHOD FOR ULTRASOUND IMAGING » PCT/CA2023/050865, Juin 2023

Présentation orale en conférence :

**O. Caron-Grenier**, J. Porée, V. Perrot, J. Provost, « Imagerie ultrasonore à élément unique au travers d'un relais ergodique ». 90e Congrès de l'Acfas, Montréal, Canada, 13-05/2023.

**O. Caron-Grenier**, V. Perrot, J. Porée, J. Provost, « Single Element 2D Ultrasound Imaging Through an Ergodic Relay ». International Ultrasonics Symposium, IEEE, Venice, Italy, 13-10/2022.

M. Mayerhofer, **O. Caron-Grenier**, B. Rauby, J. Provost, « Conception d'un réseau de neurones pour l'imagerie ultrasonore d'une sonde avec un relai ergodique », Octobre Numérique, IVADO, Montréal, Qc, Canada, 09/10/2022

## CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE

### 2.1 Principe physique

L'imagerie par ultrasons utilise les principes de l'acoustique pour créer des représentations visuelles du milieu scanné. Ces principes acoustiques impliquent la transmission et propagation d'ondes sonores à haute fréquence qui, lorsqu'elles rencontrent des interfaces entre des tissus de densités différentes, subissent une réflexion et une diffusion. En interprétant ces interactions, une image ultrasonore permet de visualiser les structures anatomiques internes.

#### 2.1.1 Propagation de l'onde

La propagation de l'onde ultrasonore peut être décrite par l'équation d'onde tridimensionnelle :

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (2.1)$$

Où  $p$  exprime le champ de pression et  $c$  où est la vitesse de propagation de l'onde. Celle-ci est par la suite reliée à la densité du milieu de propagation  $\rho$  et sa compressibilité  $\kappa$  par l'équation :

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}} \quad (2.2)$$

En imagerie médicale, la vitesse de propagation de l'onde dans les tissus est estimée à 1540 m/s alors que celle dans l'eau est de 1480 m/s. Une des solutions analytiques de l'équation d'onde (2.1) est l'onde plane, qui peut être exprimé en fonction la distance  $r$  et du temps  $t$  :

$$p(r, t) = P_0 e^{j(kr - \omega t)} \quad (2.3)$$

Avec  $P_0$  l'amplitude et  $\omega$  la fréquence angulaire.

#### 2.1.2 Interaction onde/matière

Lorsque l'onde ultrasonore interagit avec un diffuseur unique dont la dimension est inférieure à la longueur d'onde, on peut alors modéliser l'interaction par la diffusion. La source qui est alors considérée comme ponctuelle émet une onde acoustique sphérique dans le milieu. Lorsque les ondes ultrasonores interagissent avec un grand nombre de petits diffuseurs, chacun de ces diffuseurs réfléchit une partie de l'énergie ultrasonore selon ce principe et les ondes réfléchies se superposent et interfèrent les unes avec les autres. C'est ce phénomène qui crée donc l'aspect « granuleux » des images échographiques et qui est connu sous le nom de « speckle ».

Lorsque l'onde ultrasonore traverse d'un milieu à un autre, on parle alors de réflexion et on utilise plutôt l'impédance acoustique afin de caractériser la propagation de l'onde. Celle-ci se définit par :

$$Z = \rho c$$

L'onde incidente se propageant dans un milieu d'impédance acoustique  $Z_1$  et qui rencontre une interface qui la sépare d'un milieu d'impédance  $Z_2$ , la quantité d'énergie réfléchie et transmise est alors exprimée les coefficients de réflexion R et de transmission T :

$$R = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad \text{et} \quad T = 1 - R \quad (2.4)$$

### 2.1.3 Résolution d'un système d'imagerie

La résolution de l'imagerie ultrasonore 2D est classée en trois catégories principales : axiale, latérale et temporelle.

La résolution axiale est la capacité du système à distinguer deux réflecteurs placés à différentes profondeurs. En théorie, elle est proportionnelle à la durée du pulse transmis  $T_{pulse}$  (Ng & Swanevelder, 2011):

$$R_{ax} = \frac{cT_{pulse}}{2} \quad (2.5)$$

Une meilleure résolution axiale est donc obtenue avec des impulsions spatiales plus courtes. Néanmoins, il est essentiel de noter qu'une impulsion courte englobe une gamme de fréquences plus large, ce qui peut avoir un impact sur le signal reçu par la sonde.

La résolution latérale fait quant à elle référence à la séparation minimale entre deux réflecteurs le long de la direction perpendiculaire à la propagation des ondes. La résolution latérale est déterminée par la largeur du faisceau ultrasonore et donc par la taille de l'ouverture de la sonde et de sa fréquence d'excitation. Selon Ng & Swanevelder, 2011, la résolution latérale à focale est :

$$R_{lat} = \frac{\lambda d}{2a} \quad (2.6)$$

Où d représente la profondeur d'acquisition,  $2a$  l'ouverture et  $\lambda$  la longueur d'onde.

Finalement, la résolution temporelle se rapporte à l'intervalle entre deux images successives. Elle dépend du nombre de transmissions nécessaires pour couvrir l'ensemble du champ de vue ( $N_{tx}$ ) et de la profondeur d'acquisition. Dans l'imagerie conventionnelle elle est exprimée telle que :

$$R_t = \frac{c}{2d N_{tx}} \quad (2.7)$$

## 2.2 Imagerie ultrasonore conventionnelle

Dans cette section, les éléments constitutifs de l'imagerie ultrasonore conventionnelle sont présentés. Après avoir décrit les principales propriétés physiques d'un transducteur piézoélectrique qui permettent à une onde ultrasonore d'illuminer un milieu inconnu et d'enregistrer le champ d'onde réfléchi correspondant, nous présentons le principe de l'écholocalisation, puis nous l'étendons à l'utilisation d'une sonde ultrasonore pour produire une image d'un milieu inconnu.

### 2.2.1 Élément transducteur piézoélectrique

L'effet piézoélectrique est un phénomène par lequel certains matériaux, comme le titanate de zirconate de plomb (PZT), génèrent une charge électrique sous l'effet d'une contrainte mécanique et, inversement, se déforment lorsqu'un champ électrique est appliqué. Dans le contexte des sondes à ultrasons, l'effet piézoélectrique joue un rôle central. Les éléments piézoélectriques à l'intérieur d'une sonde présentent une piézoélectricité inverse lorsqu'ils sont excités par un champ électrique, produisant ainsi des vibrations mécaniques qui se manifestent sous forme d'ondes ultrasonores. Pour un élément transducteur unique, un champ de pression qui peut être exprimé selon la fonction de Green est généré lors de l'émission. Un tel champ de pression modélisé grâce à *k-wave* (Treeby et al., 2018; Treeby & Cox, 2010) est représenté à la Figure 2.1. Comme représenté, le champ de pression est communément séparé en trois zones distinctes, le champ proche, la focale et le champ lointain (Hamilton & Blackstock, 1998). Pour les transducteurs à élément unique, la région d'intérêt, soit la focale, est unique et est fixée par une courbure physique de l'élément, par une lentille ou une combinaison des deux.

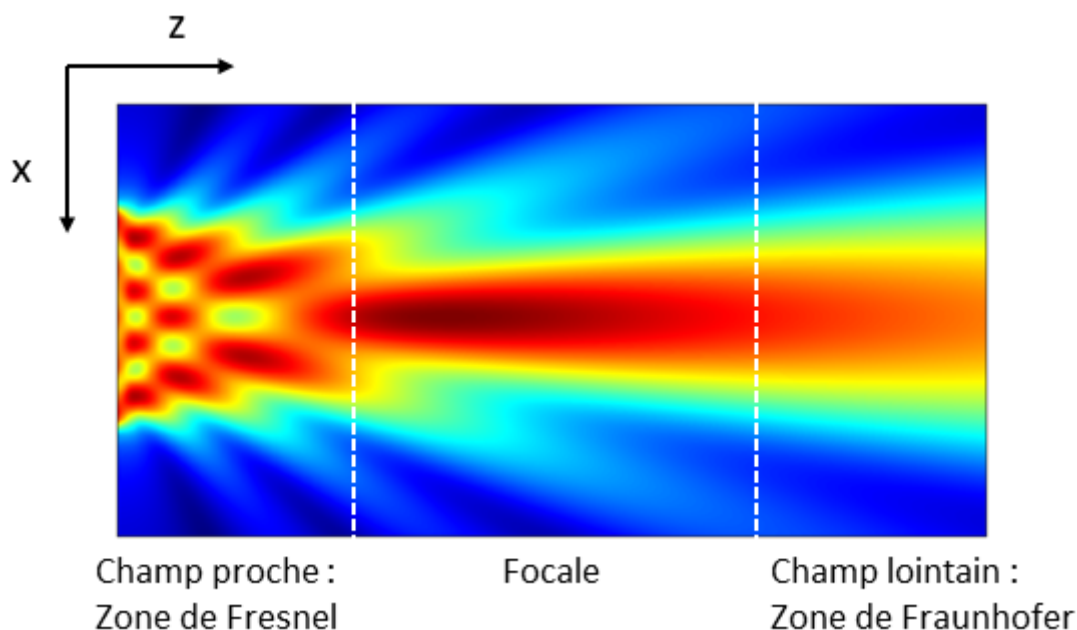


Figure 2-1 | Modélisation *k-wave* du champ de pression émis par un élément transducteur unique.

### 2.2.2 Sonde ultrasonore conventionnelle

Bien que les transducteurs à élément unique aient leur utilité, les sondes ultrasonores dans le domaine médical sont presque exclusivement retrouvées sous la forme de barrette de plusieurs éléments, comme illustré à la Figure 2.2 tirée de (Porée, 2017). En effet, les sondes linéaires en réseau offrent plusieurs avantages clés qui en font le choix privilégié pour la plupart des applications de diagnostic par ultrasons.

Puisque la propagation d'une onde ultrasonore est régie par l'équation d'onde (2.1), de ce processus nous permet d'appliquer le principe de superposition. Le principe de Huygens-Fresnel permet de décrire n'importe quel front d'onde comme la superposition d'ondes sphériques, issues de sources ponctuelles en expansion. Avec un réseau d'éléments, le faisceau ultrasonore peut donc être dirigé électroniquement. En modifiant la synchronisation (mise en phase) des signaux électriques appliqués à chaque élément, les fronts d'onde peuvent être amenés à interférer de manière constructive dans une direction spécifique, ce qui oriente le faisceau dans cette direction sans déplacer la sonde, comme il serait nécessaire de le faire avec un seul élément.

De la même façon, le faisceau peut être focalisé électroniquement à différentes profondeurs en ajustant la mise en phase des éléments. Ce qui est un avantage par rapport à l'élément unique qui,

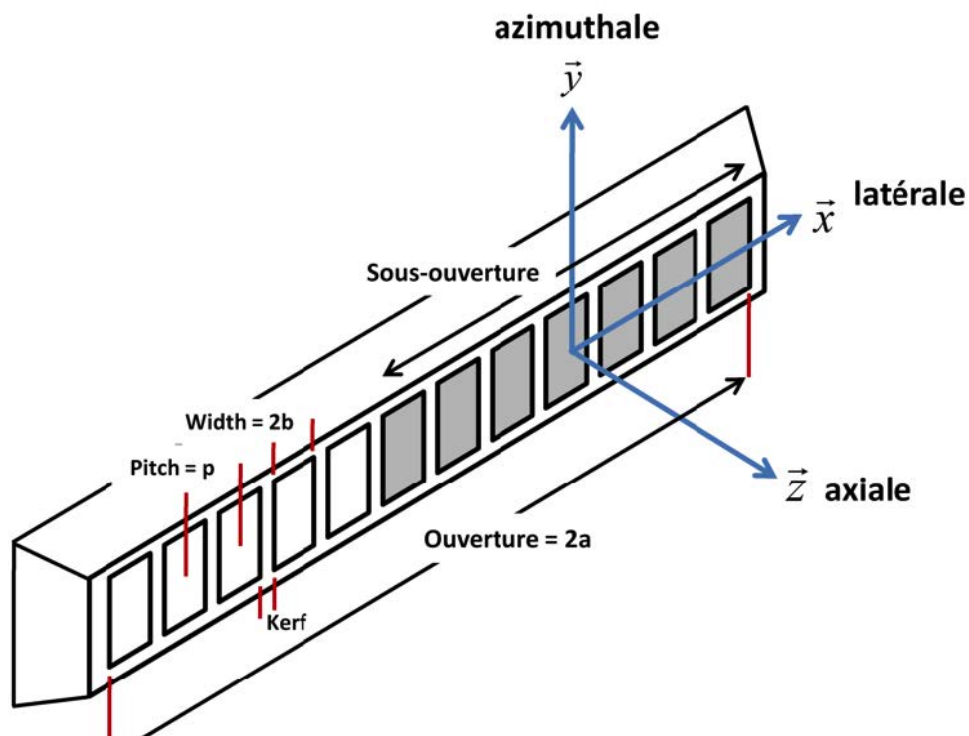


Figure 2-2 | Sonde échographique linéaire et ses paramètres géométriques. Extrait de (Porée, 2017) comme observé dans la section précédente, a une focale fixe. Comme nous allons le voir à la section (2.2.3) cette focalisation peut s'effectuer autant en émission qu'en réception et certaines méthodes pourraient donc permettre d'effectuer celle-ci avec un élément unique.

Finalement, un réseau d'éléments peut avoir une ouverture effective plus grande (taille) qu'un élément unique, ce qui améliore la résolution et le rapport signal/bruit de l'image ultrasonore. La résolution de l'image est proportionnelle à la longueur d'onde de l'onde ultrasonore et inversement proportionnelle à la taille du transducteur. Par conséquent, un transducteur plus grand peut offrir une meilleure résolution.

Lors de la conception d'une sonde ultrasonore, la distance entre deux éléments transducteurs, communément appelés « pitch » (voir Figure 2.2) est choisi afin de minimiser les lobes de réseaux. Les lobes de réseaux sont des faisceaux autres que le lobe principal, produit par le réseau lorsque l'espacement entre les éléments est suffisamment grand et dépend donc de la géométrie de la sonde et de la longueur d'onde. Une représentation de ces lobes est présentée à la Figure 2.3. En théorie (Stutzman & Thiele, 2012), lorsque l'espacement des réseaux est inférieur ou égal à  $\lambda/2$ , seul le

lobe principal existe dans l'espace au-devant la sonde, donc sans autres lobes de réseau. Les sondes linéaires ont donc généralement un « pitch » qui est de l'ordre de leur longueur d'onde d'émission.

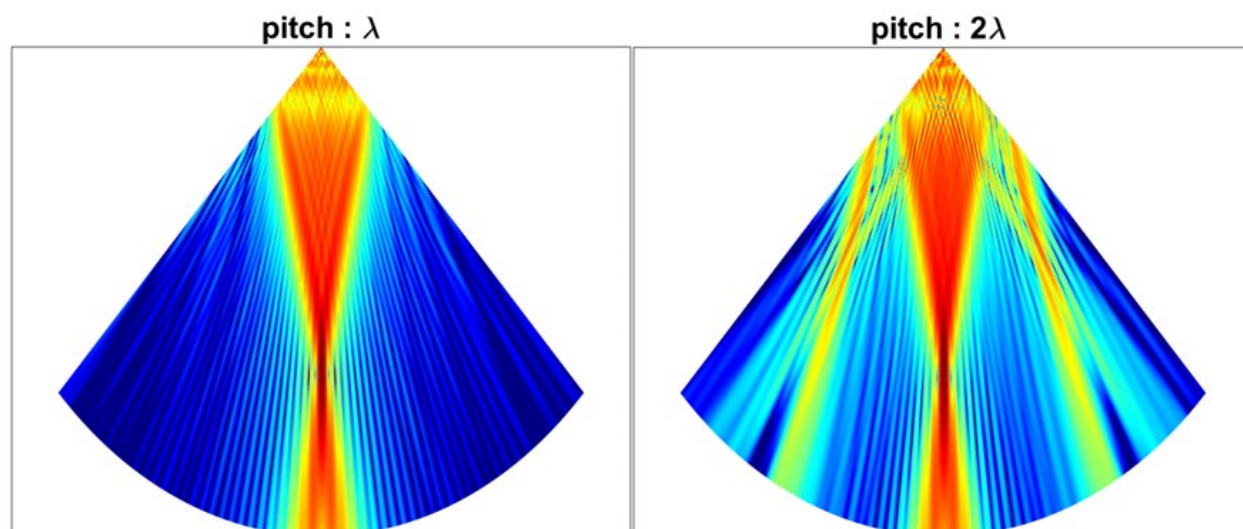


Figure 2-3 | Représentation du lobe principal et des lobes de réseaux pour différents pitch d'une sonde ultrasonore linéaire.

### 2.2.3 Émission d'onde ultrasonore

Avec les sondes linéaires qui viennent d'être présentées, l'émission d'une onde ultrasonore s'effectue de façon à insonoriser une partie ou la totalité du champ de vue. Pour se faire, les éléments spécifiques choisis pour la transmission reçoivent une impulsion électrique d'un niveau d'énergie qui peut varier (« apodisation ») et avec un délai qui n'est pas nécessairement uniforme pour tous les éléments. Cela conduit à une variété d'approches de transmission, chacune produisant des fronts d'onde de forme unique. Les principaux types d'ondes utilisés dans ce contexte sont les ondes planes, focalisées et divergentes et sont illustrés à la Figure 2.4 tirée de (Hardy, 2020).

#### 2.2.3.1 Ondes focalisées

Les ondes focalisées sont actuellement les plus utilisées en pratique clinique. Il s'agit d'une méthode dans laquelle les ondes ultrasonores sont émises de manière à converger vers un point spécifique. Ce résultat est obtenu en contrôlant le retard de phase des signaux envoyés à chaque élément du réseau de transducteurs. En introduisant ces délais, les ondes émises par chaque élément se focalisent à une certaine profondeur dans le milieu. Les ondes focalisées offrent une meilleure

résolution latérale à la profondeur focale. Cependant, la qualité de l'image peut se dégrader à des profondeurs éloignées du point focal.

### 2.2.3.2 Ondes divergentes

Pour les ondes divergentes, les éléments du transducteur sont activés avec des délais qui provoquent l'étalement de l'onde ultrasonore lorsqu'elle se propage dans le milieu, à l'instar des ondulations. Cela crée un large champ de vision, ce qui le rend utile pour certaines applications où une grande zone doit être imagée rapidement, comme dans l'imagerie cardiaque.

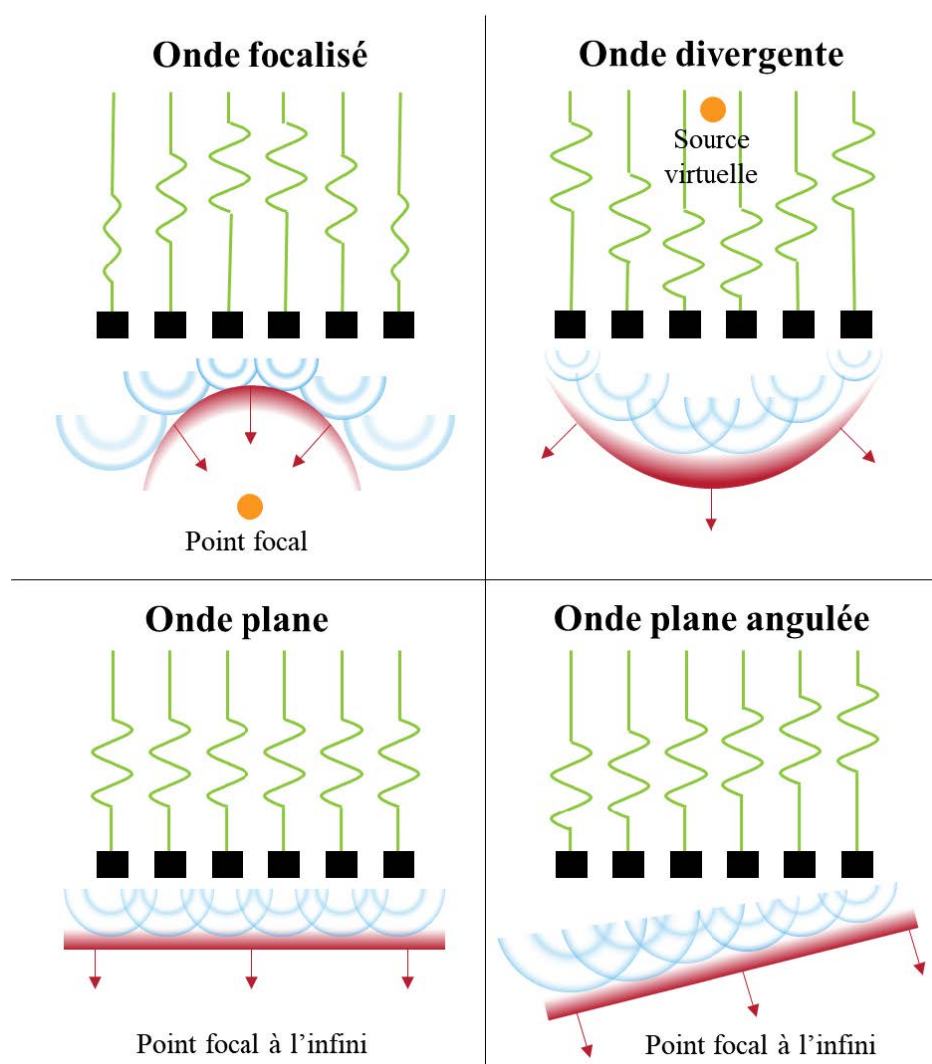


Figure 2-4 | Illustration tirées de (Hardy, 2021) présentant les différentes émissions utilisées en imagerie ultrasonore.

### 2.2.3.3 Ondes planes

Pour produire une onde plane, tous les éléments du transducteur sont activés simultanément sans aucun retard, ce qui produit un front d'onde essentiellement plat ou « plan » lorsqu'il se propage dans le corps. L'avantage des ondes planes est qu'elles éclairent une grande partie du corps en même temps, ce qui permet d'obtenir des taux de rafraîchissement élevés. L'inconvénient est qu'en l'absence de focale, la résolution peut être réduite par rapport aux ondes focalisées. Toutefois, ce problème peut être compensé dans une certaine mesure par l'utilisation de plusieurs ondes planes à différents angles et en moyennant par la suite les images reconstruites par chacune de celles-ci. Cette méthode (Montaldo et al., 2009), que l'on désigne de « compounding », permet d'obtenir la même résolution qu'avec des ondes focalisées avec un nombre d'angles  $n$  correspondant à :

$$n = \frac{L}{\lambda F_{num}} \quad (2.8)$$

Où  $L$  est la largeur de la sonde et  $F_{num}$  le nombre d'ouverture  $\left(\frac{d}{2a}\right)$ .

### 2.2.4 Acquisition du signal

Une fois que le milieu est insonorisé et que celles-ci sont rétrodiffusées vers la sonde, ces échos sont alors reconvertis en signal électrique par les éléments piézoélectriques. Ces signaux analogiques doivent être convertis en signaux numériques pouvant être traités par un ordinateur. Cette conversion s'effectue à l'aide d'un convertisseur analogique numérique (ADC). L'ADC échantillonne le signal analogique à intervalles réguliers et convertit chaque échantillon en un nombre numérique qui représente l'amplitude du signal à ce moment précis. Afin de respecter le critère de Nyquist, cet échantillonnage est typiquement effectué à une fréquence deux fois supérieure à la fréquence centrale d'émission.

Le signal brut alors récupéré est désigné alors comme signal radiofréquence (RF). En traitement de signal, le signal analytique est souvent préféré afin de travailler sous une représentation complexe. Ce dernier est défini comme un signal à valeur complexe, mais ayant un spectre contenant uniquement les fréquences positives, qui préserve donc le contenu spectral du signal original à valeur réelle (Kay, 1978). Le signal analytique des RF est donc obtenu à partir du signal RF en retirant ses composantes de fréquences négatives grâce à la transformée de Hilbert :

$$RF_{ana} = \mathcal{H}\{RF\} \quad (2.9)$$

Toutefois, les signaux ultrasonores sont des signaux à bande limitée (Liebgott et al., 2012) et ils occupent donc bande spectrale inférieure à 2 fois la fréquence centrale. En démodulant donc le signal RF analytique par la fréquence centrale (2.10), les signaux en phase et en quadrature (IQ) permettent de diminuer l'échantillonnage de l'échographe par un facteur 2 ou plus, et ce sans perte d'information.

$$IQ = RF_{ana} e^{-j2\pi f_c t} \quad (2.10)$$

## 2.2.5 Formation d'images

Avec le signal numérique que nous venons de voir, il est maintenant question de récupérer une image à partir de mesure du champ de pression. De manière générale, les mesures des éléments piézoélectriques  $y$  sont liées au milieu  $x$  selon un opérateur  $G$  par le problème direct suivant :

$$y = G(x) \quad (2.11)$$

Les différents algorithmes présentés ci-dessous sont donc différents moyens développés pour trouver un opérateur  $H$  afin de résoudre le problème inverse :

$$x = H(y) \quad (2.12)$$

### 2.2.5.1 Algorithme de retards et de sommes

L'algorithme de reconstruction le plus utilisé en imagerie en onde plane est l'algorithme de retards et de sommes (DAS). Cet algorithme repose sur une solution géométrique au problème inverse (2.12). Le DAS calcul le temps de vol, c'est-à-dire la durée nécessaire à une onde ultrasonore pour aller du transducteur à un point cible et inversement. Ce calcul tient compte des différentes distances entre chaque élément du transducteur et le point cible. Une fois ces temps de vol déterminés, les signaux reçus de chaque élément sont retardés afin d'être associés à chaque paire pixel/élément et sont par la suite additionnés pour les différents éléments. Les signaux additionnés sont donc utilisés pour former l'image, la luminosité de chaque pixel reflétant l'intensité du signal d'écho correspondant provenant du corps (Montaldo et al., 2009; Perrot et al., 2021).

### 2.2.5.2 Reconstruction matricielle

Une autre approche, développée par (Berthon et al., 2018) consiste à représenter l'entièreté de l'opérateur  $G$  de l'équation (2.11) par une matrice contenant toutes les mesures possibles de signaux. Cette approche repose sur la linéarité<sup>1</sup> de l'opérateur  $G$  afin de le représenter comme une matrice linéaire  $K$  contenant des connaissances a priori sur le milieu, la sonde et la séquence d'émission. L'opérateur  $K$  est construit telle une collection de projection :

$$\exists! k_m(r), y_m = \langle k_m(r) | x(r) \rangle \quad (2.12)$$

Où  $y_m$  est le  $m^{\text{ème}}$  échantillon des données de taille  $M$  et  $k_m$  la projection associée.  $k_m(r)$  peut alors être déterminé, en fixant  $x = \delta(r - r)$ , où  $r$  et  $r_n$  représentent respectivement la position d'un diffuseur et la position d'un pixel donné dans l'image. Cela peut être réalisé en discrétisant  $N$  diffuseurs uniques, généralement au centre des pixels souhaités de l'image reconstruite. Toute la matrice  $K$  peut alors être déterminée en répétant l'opération pour chaque objet. Une phase de calibration doit donc être effectuée afin d'obtenir les signaux de chaque pixel correspondant à chaque élément et chaque onde plane utilisée. Cette étape peut être accompli numériquement à partir d'un simulateur tel que Field II (Jensen, 1997) ou elle peut également s'effectuer physiquement en enregistrant le signal associé un réflecteur unique se déplaçant dans le champ de vue (Bilodeau et al., 2022).

Afin de résoudre le problème inverse, un algorithme de régularisation visant à limiter la norme L2 de la solution tel que Tikhonov (Tikhonov & Glasko, 1965) peut être utilisé :

$$\min_x ||y - Kx|| + \alpha ||\Gamma x|| \quad (2.13)$$

Où  $||\cdot||$  représente la norme L2,  $\Gamma$  est un opérateur de régularisation et  $\alpha$  est une constante.

Pour permettre la reconstruction d'images en temps réel, la première itération de cet algorithme qui consiste à approximer l'inverse d'une matrice par l'inverse de sa diagonale on obtient alors une estimation de  $x$ :

$$\hat{x} = \left( \text{diag}(K^\dagger K) \right)^{-1} K^\dagger y \quad (2.14)$$

Ce qui est approximativement égal aux données rétroprojetées divisées par l'amplitude de la fonction d'étalement du point (PSF) dans chaque pixel.

---

<sup>1</sup> Approximation faite également par les autres approches traditionnelles comme le DAS.

## 2.2.6 Imagerie Doppler

Puisque l'imagerie ultrasonore conventionnelle fournit des images en temps réel, il est également possible d'obtenir des informations sur le mouvement des fluides internes, notamment du sang, dans le corps et plus particulièrement la vitesse de ceux-ci. Cette capacité est exploitée par l'application de l'imagerie Doppler, qui comme son nom l'indique exploite l'effet Doppler pour analyser la vitesse et la direction du flux sanguin à l'intérieur des vaisseaux et des organes. L'effet Doppler classique se produit lorsque le son est réfléchi par un diffuseur en mouvement. Dans le cas d'un diffuseur unique se déplaçant à une vitesse  $v$  parallèle au faisceau d'émission, avec une fréquence transmise  $f_0$ , la vitesse du son dans le milieu est  $c$  la longueur d'onde effective entraîne un décalage du signal reçu d'une fréquence,  $f_d$ , tel que :

$$f_0 + f_d = f_0 \frac{c + v}{c - v} \quad (2.15)$$

La vitesse du son dans les tissus est supposée à 1540 m/s alors que la vitesse du sang en mouvement est typiquement inférieure à 1 m/s dans la circulation périphérique et rarement à une vitesse supérieure à 10 m/s. Cela signifie que le terme  $v$  est beaucoup plus petit que  $c$ , de sorte que l'équation Doppler peut être simplifiée comme suit :

$$f_d = \frac{2vf_0}{c} \quad (2.16)$$

Ces équations décrivent les méthodes utilisées afin d'estimer la vitesse à l'aide d'un système Doppler utilisant des ondes continues (Szabo, 2004). Toutefois, en imagerie ultrasonore conventionnelle, ce sont plutôt des ondes pulsées qui sont utilisées puisqu'elles permettent d'obtenir une résolution axiale. Paradoxalement, en Doppler pulsé la vitesse du sang est obtenue sans utiliser l'effet Doppler. On peut en effet montrer que le mouvement d'un diffuseur se reflète par un déphasage d'une image à la suivante qui peut être mesuré directement. En imagerie ultrasonore pulsée, le décalage s'exprime dans le temps d'un signal RF au suivant en raison du mouvement des diffuseurs. (Jensen, 1996) Ce décalage temporel s'exprime alors comme une différence de phase entre plusieurs signaux subséquents. Lorsque le signal est démodulé selon sa fréquence centrale, le spectre en fréquence obtenu peut donc être séparé selon sa vitesse, tel que présenté à la Figure 2.5.

Le signal Doppler est alors retrouvé en filtrant les basses fréquences du spectre Doppler. L'amplitude du signal est alors représentée comme le Doppler de puissance de la structure anatomique. Le Doppler de puissance est particulièrement utile pour l'examen des structures superficielles et est utilisé pour rechercher des vaisseaux tumoraux, pour évaluer de petits vaisseaux à faible débit et pour détecter des zones ischémiques.

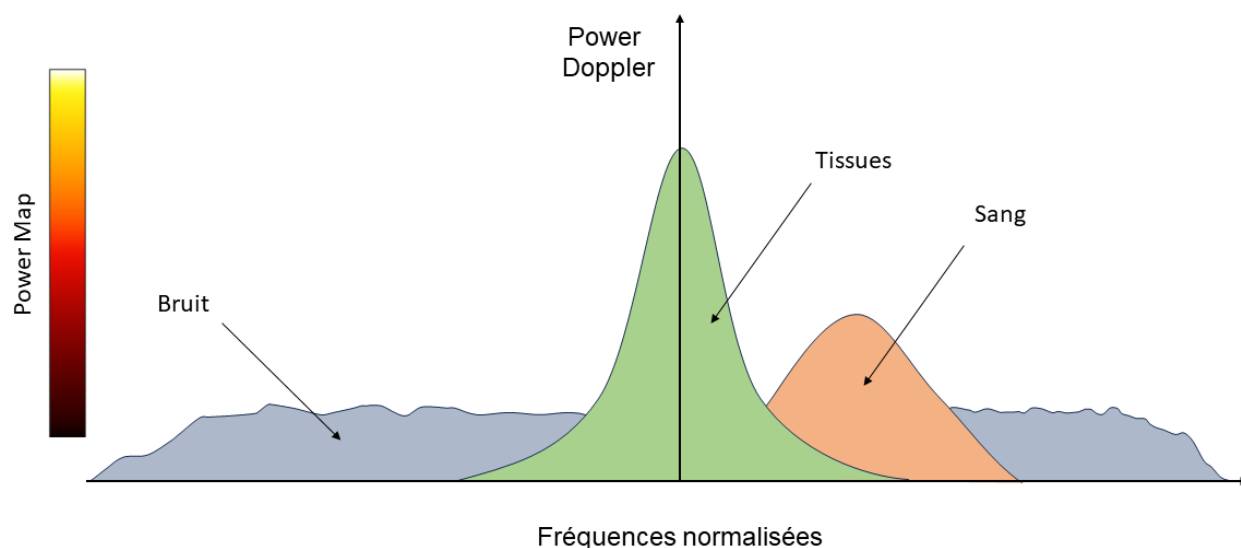


Figure 2-5 | Représentation en fréquences d'un signal ultrasonore in vivo typique, exprimé comme un Doppler de puissance. Inspiré de (Frinking et al., 2000).

## 2.2.7 Microscopie de localisation ultrasonore

Comme pour tous les systèmes d'imagerie, les différentes méthodes de reconstruction permettent de former une image qui correspond à la convolution d'un objet avec la PSF associé au système d'imagerie. Puisque celle-ci est directement liée à la longueur d'onde du système d'imagerie, c'est ce qui lie donc la résolution d'une image à la longueur d'onde utilisée, comme cela a déjà été démontré à l'équation (2.6). En optique, la méthode « photo-activated localization microscopy » ou PALM (Betzig et al., 2006) a permis de s'affranchir de cette limite en localisant des émetteurs ponctuels isolés sous la forme de molécule fluorescente. Plus particulièrement, seule une fraction des protéines fluorescentes sont éclairées à tout moment, ce qui permet de localiser avec précision les molécules individuelles. Puisque ces émetteurs sont isolés, il est alors possible de localiser le centroïde de ces objets dans l'image, s'affranchissant donc de la PSF du système d'imagerie. Un an après que cette méthode de localisation optique se soit fait décerner un prix Nobel en 2014,

celle-ci s'est fait adapter pour le domaine de l'ultrason médical (Errico et al., 2015). Pour obtenir une image comme celle présentée à la Figure 2.5 grâce à cette méthode, dénommée microscopie de localisation ultrasonore (ULM), plusieurs étapes sont nécessaires et seront donc brièvement présentées.

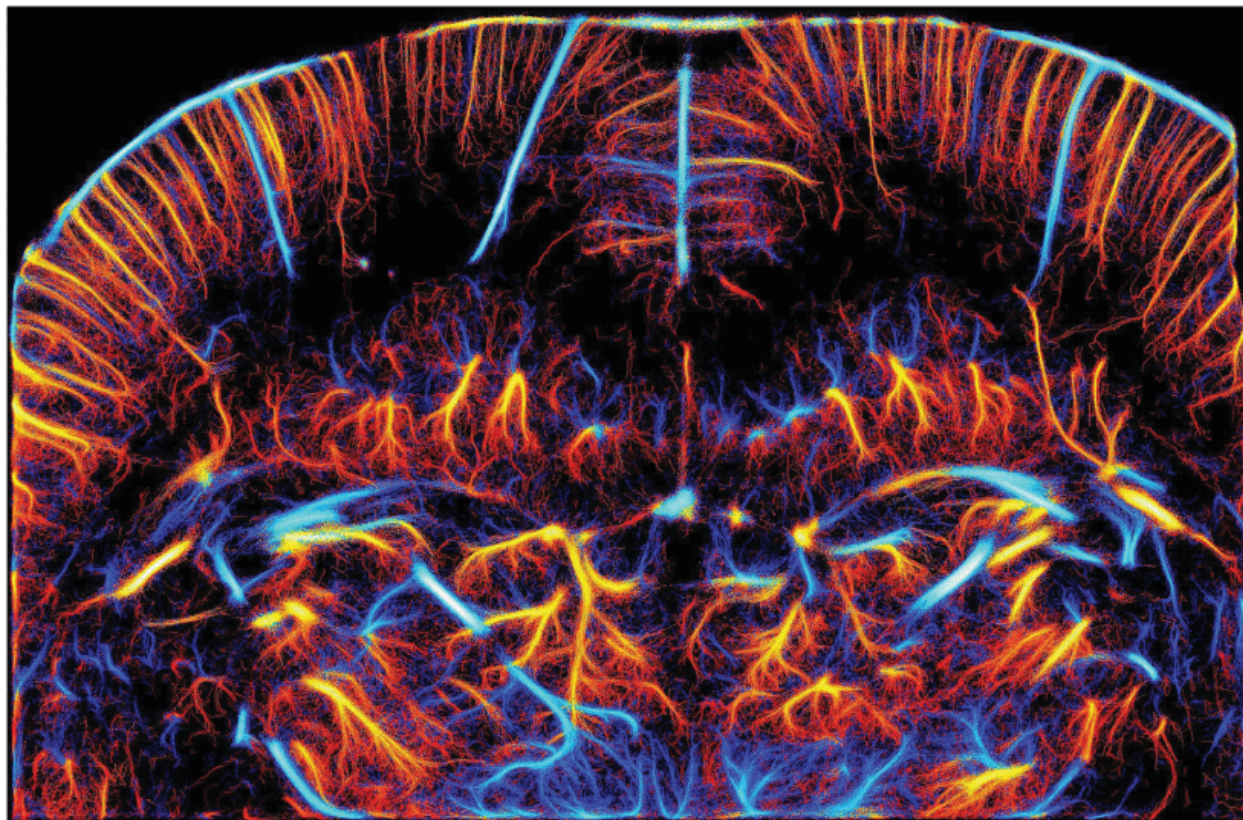


Figure 2-6 | Image ULM d'un cerveau de rat in vivo. Extrait de (Couture et al., 2018). © 2018 IEEE

Tout d'abord, comme en optique, il est nécessaire d'avoir un objet repérable et qui peut être présent en faible quantité dans le champ de vue. En ultrasons, il peut s'agir de microbulles de gaz (Christensen-Jeffries et al., 2017), qui sont habituellement utilisées comme agent de contraste (Lindner, 2004) en imagerie médicale. En contrôlant la concentration de ces microbulles injectées dans le sang, une faible quantité de celles-ci peuvent alors être présentes dans chacune des images ultrasonores.

Ces microbulles, bien que très échogènes, ont souvent du mal à se distinguer des signaux des tissus environnants, ce qui peut entraver leur localisation précise. Pour y remédier, diverses méthodes de

filtrage spatio-temporel ont été étudiées. Parmi ces approches se trouvent des filtres de rang comme la médiane, des filtres de moyenne non locale et des filtres basés sur la décomposition en valeurs singulières (SVD). Bien que chaque méthode ait ses mérites et puisse être adaptée à des scénarios spécifiques (Piepenbrock et al., 2018), c'est l'application du filtrage SVD qui s'est avérée particulièrement efficace pour améliorer la visualisation des microbulles (Demené et al., 2015). Le filtrage SVD consiste à factoriser les données spatio-temporelles en une combinaison de vecteurs singuliers et de valeurs singulières correspondantes. Les vecteurs singuliers représentent des modèles spatio-temporels, tandis que les valeurs singulières signifient leur importance dans l'ensemble de données. Puisque ce filtrage s'effectue sur plusieurs images reconstruites dans le temps, cela signifie donc qu'un objet présent sur toutes les images sera classé avec une haute importance lors de la SVD. En filtrant donc les premières valeurs de cette décomposition, le signal tissulaire, qui comporte peu de mouvement, est retiré alors que les microbulles en mouvement dans le sang sont conservées.

Finalement, pour obtenir, une carte complète de la vascularisation sanguine, comme illustré à la Figure 2.5, une très grande quantité de ces images doit être accumulée sur une période de temps relativement longue. En effet, puisque chaque image contient une faible concentration de microbulles, l'accumulation de milliers d'images échographiques doit être effectuée sur une dizaine de minutes (Couture et al., 2018). Chacune des trajectoires des microbulles est alors suivie à l'aide d'un algorithme de suivi pour retrouver une carte de vascularisation complète.

### **2.2.8 Imagerie ultrasonore 3D**

Lorsqu'on réfère à l'imagerie ultrasonore conventionnelle, il est plus souvent question de l'imagerie en 2D. Comme nous l'avons vu, les sondes utilisées ont des éléments transducteurs disposés sur une même ligne, qui fournit une vue plane et transversale de la zone examinée. En raison de cette disposition, qu'aucune information n'est récupérée dans la direction de l'élévation, ce qui limite alors à l'imagerie 2D. Plutôt, ces réseaux d'éléments linéaires ont une focalisation en élévation qui concentre l'énergie au point focal à l'aide d'une lentille acoustique. Puisque cette vue est donc une projection bidimensionnelle d'un objet tridimensionnel, il peut être plus difficile de séparer les objets, comme des vaisseaux sanguins distincts, puisque leur projection dans le plan d'imagerie donne l'impression qu'ils sont fusionnés (Provost et al., 2014). De ce fait, la reproductibilité intra et interopérateur dans un environnement clinique est un défi pour l'imagerie

en 2D (Rix et al., 2018). Une demande croissante est alors présente pour obtenir une imagerie ultrasonore en 3D. Grâce aux développements de la puissance de calculs des ordinateurs modernes, des sondes matricielles comme celle illustrée à la Figure 2.6, qui contient une disposition d'élément en 2D, sont maintenant produites afin de pouvoir sonder dans la direction d'élévation. Pour une sonde matricielle, l'espacement entre les éléments doit rester faible, mais la connexion de  $N^2$  éléments indépendants rend la fabrication de la sonde coûteuse et l'accroissement de la quantité de données générées rend le traitement d'image complexe. Des efforts sont néanmoins effectués afin de produire des sondes ultrasonores pouvant effectuer de l'imagerie 3D sans avoir un nombre d'éléments qui croît au carré. Des sondes parcimonieuses (Hardy et al., 2021), ou ligne-colonne avec  $2N$  éléments (Sauvage et al., 2020) sont développées à cet effet. Les sondes parcimonieuses et ligne-colonne réduisent effectivement de cinq à dix fois le nombre d'éléments requis, mais elles induisent une diminution de la qualité de l'image et restent coûteuses.

### 2.3 Réduction du nombre de canaux

Maintenant que nous avons vu les méthodes d'imagerie ultrasonore conventionnelle, nous pouvons maintenant nous intéresser aux façons dont ces différentes méthodes peuvent être modifiées afin de réduire le nombre de voies utilisées pour former une image. Cette partie vise donc à donner un aperçu historique des développements de celles-ci.



Figure 2-7 | Sonde ultrasonore matricielle 32x32 éléments, 8MHz, fabriquée par Vermon, France.

### 2.3.1 Retournement temporel et cavités chaotiques

Afin de résoudre le problème inverse (2.12), une étape importante de toute résolution de problème consiste à observer les symétries présentes et donc les possibles simplifications présentes dans l'équation régissant le problème direct, ici l'équation d'onde (2.1). Comme l'a donc postulé Rayleigh en 1873 dans son article « Some general theorems relating to vibrations », puisque l'équation d'onde est hermitienne spatialement, il est possible de simplifier le problème grâce à la réciprocité de l'onde acoustique. Cela veut donc dire que si les ondes peuvent se propager d'une source vers un observateur, le chemin de propagation opposé, de l'observateur vers la source, est également possible tel que présenté à la figure. Les ondes se propagent de manière symétrique, assurant la réciprocité, de sorte que les emplacements de la source et du récepteur peuvent être interchangeés sans changer la forme d'onde observée à l'extrémité du récepteur (Samarasinghe et al., 2017).

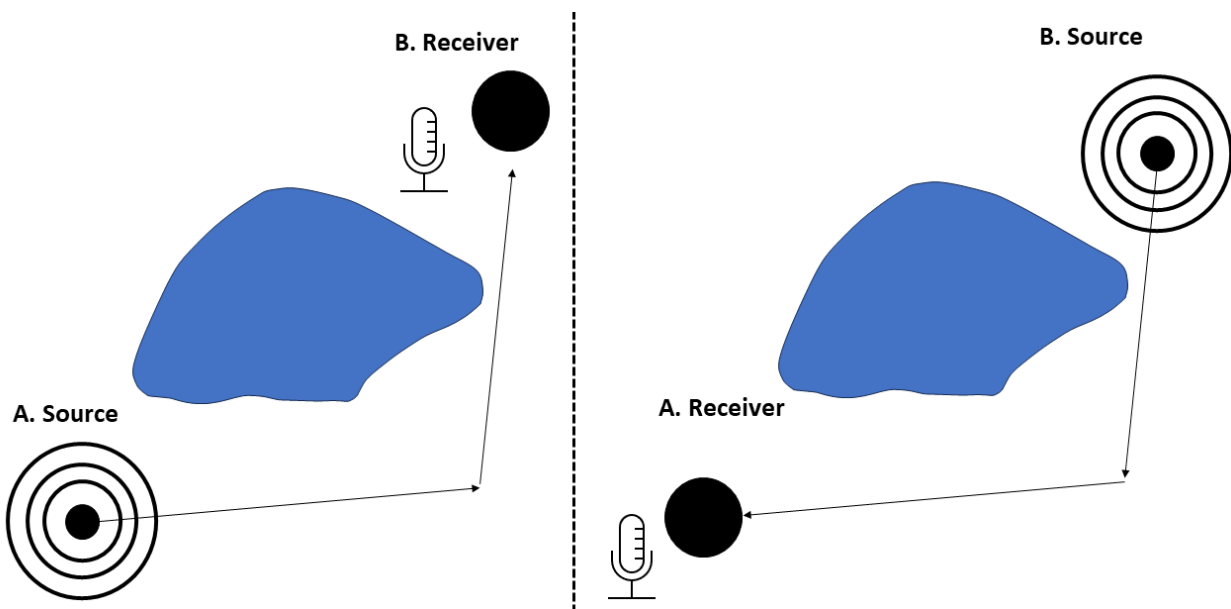


Figure 2-8 | Exemple d'expérience de réciprocité acoustique.

De plus, puisque l'équation d'onde ne contient que des dérivées secondes par rapport au temps, celle-ci est invariante sous inversion temporelle. Cela signifie que pour toute onde émise et qui est alors réfléchiée ou diffusée, il existe théoriquement un groupe d'ondes qui peut suivre ces chemins en sens inverse et se retrouver à la source d'origine, comme si le processus s'était écoulé à l'envers (Fink et al., 2000).

Grâce à ces deux propriétés, le concept de cavité à temps retourné a commencé à être exploré il y a une trentaine d'années pour des applications en imagerie acoustique, et ce principalement par le groupe de Mathias Fink à Paris. Plusieurs dispositifs ont alors été construits pour illustrer la faisabilité de l'acoustique à temps retourné (Fink et al., 1989; Fink, 1992; Cassereau & Fink, 1992). Ces dispositifs consistaient alors d'un élément transducteur émettant une onde qui était enregistrée puis retournée temporellement par une série d'éléments linéaires. Ces mêmes éléments réémettaient alors le signal retourné pour obtenir une onde focalisée à la position du transducteur unique. Bien que ces dispositifs ne soient pas des systèmes d'imagerie, différentes variantes de ceux-ci ont été utilisées en clinique afin de focaliser une grande quantité d'énergie à un point précis pour des traitements en lithotripsie (Thomas et al., 1996; Fink et al., 2003) ou pour traiter des tumeurs par ablation thermique au travers de la cage thoracique (Cochard et al., 2009).

Afin de créer un système d'imagerie en utilisant les théories du renversement temporel, une cavité chaotique sous la forme de billard de Sinai (Montaldo et al., 2004) ou de forêt de tige (Robin et al., 2017b) est ajoutée entre le transducteur unique et la série d'élément émetteur. Ces cavités permettent alors de diminuer d'environ 5-10 fois la tâche focale de la transmission (Fink & Prada, 2001). Pour reconstruire une image, cette méthode utilise donc la capacité de focalisation de l'appareil pour inspecter point par point un objet sur une grille prédéfinie. L'amplitude du signal rétrodiffusé est alors affichée pour chaque point pour obtenir une image sur la grille. Bien que ces cavités chaotiques développées aient d'importantes capacités d'encodage et permettent l'imagerie ultrasonore 3D (Montaldo et al., 2005), la reconstruction pixel par pixel prend un temps considérable qui n'est pas souhaitable en pratique.

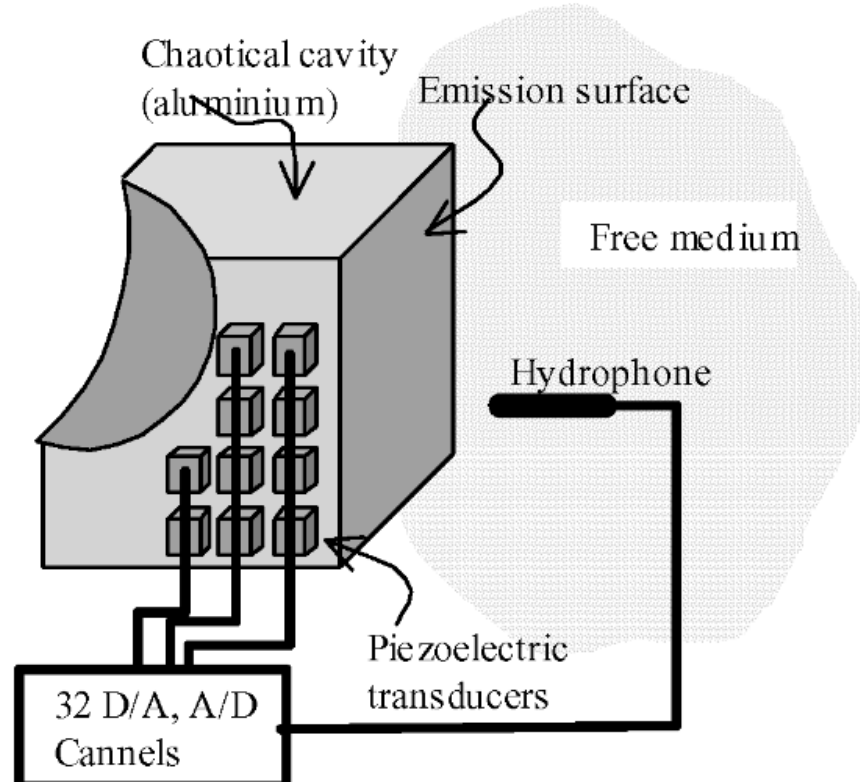


Figure 2-9 | Cavité chaotique extrait de (Montaldo et al, 2005). Le système est composé d'une cavité chaotique en duraluminium et de 30 transducteurs piézoélectriques collés sur sa face. Chaque transducteur est connecté à un canal indépendant. Une surface est en contact avec le milieu imagé.

### 2.3.2 Acquisition comprimée

Pour réduire le nombre d'éléments, le principe d'acquisition comprimé « compressed sensing » développé par Donoho (Donoho, 2006) et Candès, Tao et Romberg (Candès et al., 2006) a également été exploré. L'acquisition comprimée est une technique de traitement des signaux qui vise à récupérer et/ou reconstruire efficacement un signal en utilisant moins d'échantillons que ne l'exige traditionnellement le théorème d'échantillonnage de Nyquist-Shannon. Le principe fondamental de la détection comprimée est qu'un signal parcimonieux peut être reconstruit avec précision à partir d'un nombre relativement faible de mesures linéaires aléatoires. Un signal est considéré comme

parcimonieux s'il existe une base (Fourrier, ondelette, curvelette) où le signal peut être représenté par peu de coefficients. Grâce à cette théorie et à des masques d'échantillonnage, des méthodes de reconstruction ont été explorées en optique (Duarte et al., 2008; Liutkus et al., 2014; Stellinga et al., 2021), en photoacoustique (Provost & Lesage, 2009; Huynh et al., 2015; Deán-Ben et al., 2019) et en ultrasons (Quinsac et al., 2012; Lorintiu et al., 2015; Luong et al., 2016; Nie et al., 2022). Grâce à un masque imprimé en 3D qui induit des délais de phase locale, il a même été démontré qu'il était possible de reconstruire un volume avec un seul élément ultrasonore (Kruizinga et al., 2017). Ces différentes méthodes reposent sur la capacité d'algorithmes avancés à reconstruire l'image. Ces algorithmes (comme les algorithmes de minimisation L1 ou les algorithmes gloutons) résolvent un problème d'optimisation pour reconstruire le signal parcimonieux d'origine à partir de l'ensemble réduit de mesures. La robustesse et l'efficacité de ces algorithmes pour résoudre le problème inverse sont cruciales pour l'efficacité de cette méthode. De plus, les méthodes comme celle proposée par (Kruizinga et al., 2017) ont un long temps d'acquisition, comme les méthodes de retournement temporel, car elles impliquent de prendre des mesures multiples avec différentes configurations, ce qui ralentit le processus.

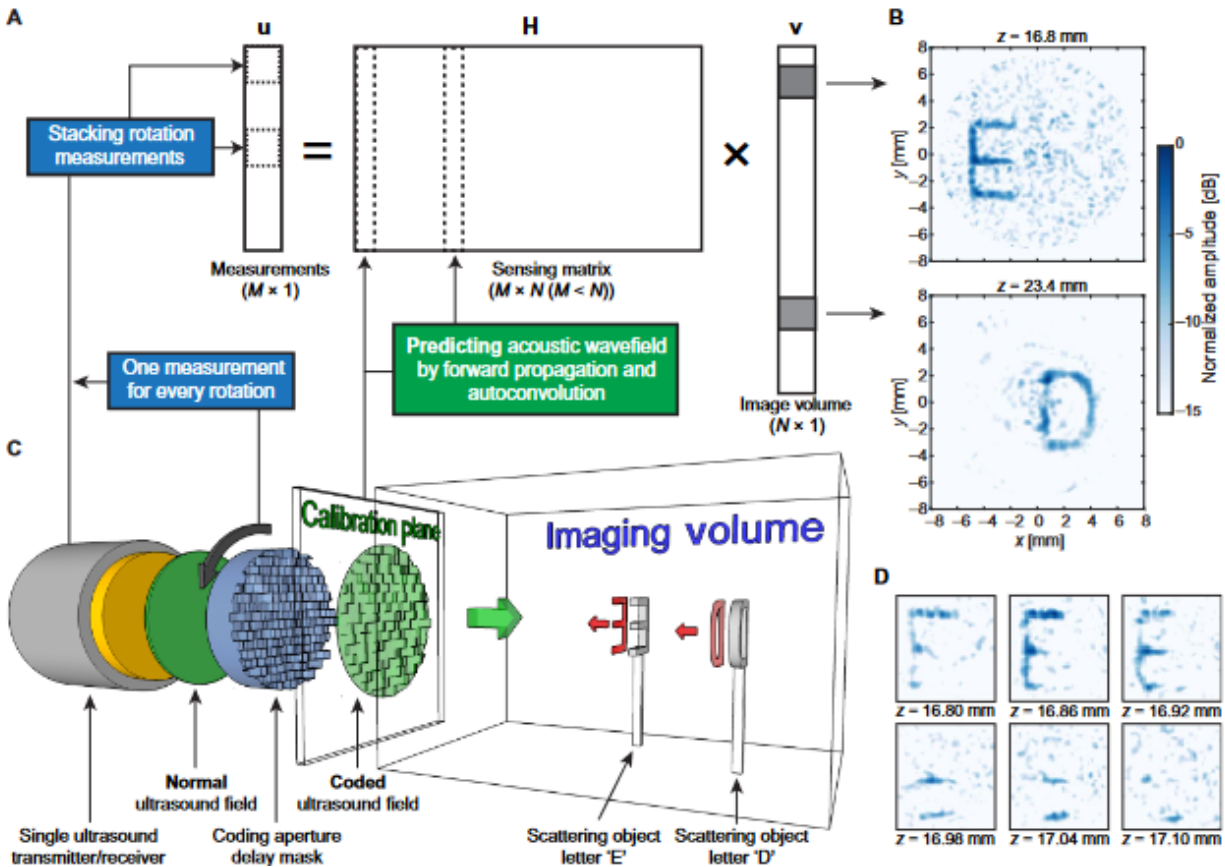


Figure 2-10 | Imagerie 3D compressive par ultrasons à l'aide d'un seul capteur. (A) Schéma du modèle de signal impliqué dans ce type d'imagerie compressive. En tournant le masque de codage devant le capteur, de nouvelles mesures sont obtenues. (B-D) Image montrant les deux lettres imprimées en 3D et le masque de codage en plastique avec un élastique pour faire pivoter le masque sur le capteur. Les images montrées ont été obtenues en utilisant 72 rotations du masque. Extrait de (Kruizinga et al., 2017).

### 2.3.3 Relai ergodique

En photoacoustique (Li, Li, et al., 2020), les idées découlant des deux dernières sections ont été rassemblées afin de développer une méthode permettant de reconstruire une image bidimensionnelle complète à l'aide d'un seul élément receveur. En effet, dans cet article, le concept de cavité chaotique est réutilisé sous le nom de « relais ergodique ». Cette appellation découle de la théorie ergodique dont le principe de base est l'idée que, sur de longues périodes, chaque région de la cavité sera visitée avec la même probabilité. Grâce à ce relais ergodique, chaque point de l'espace insonorisé est encodé sous la forme de signaux temporels uniques. Dans cette approche,

qu'ils surnomment PATER « photoacoustic topography through an ergodic relay », la réponse temporelle ultrasonore de tous les points d'une grille de calibration est obtenue grâce à l'excitation de ces points à l'aide d'un pulse laser focalisé. Les chercheurs parviennent ensuite à reconstruire une image entière de l'objet calibré avec un seul pulse laser à larges champs de vue illuminant toute la grille de calibration d'un seul coup. Cette reconstruction est alors effectuée en appliquant un algorithme d'optimisation (Bioucas-Dias & Figueiredo, 2007) de la norme L2 du problème inverse tel que décrit à l'équation (2.11). Dans ce formalisme, l'opérateur  $G$ , estimé linéaire, est représenté comme la matrice  $K$  des signaux de calibration. La fonction à minimiser est alors :

$$f(x) = \frac{1}{2} \|y - Kx\|^2 + \lambda\Phi(x)$$

Où  $y$  est le signal ultrasonore induit du pulse laser à large champ de vue et  $\Phi(x)$  un opérateur de régularisation.

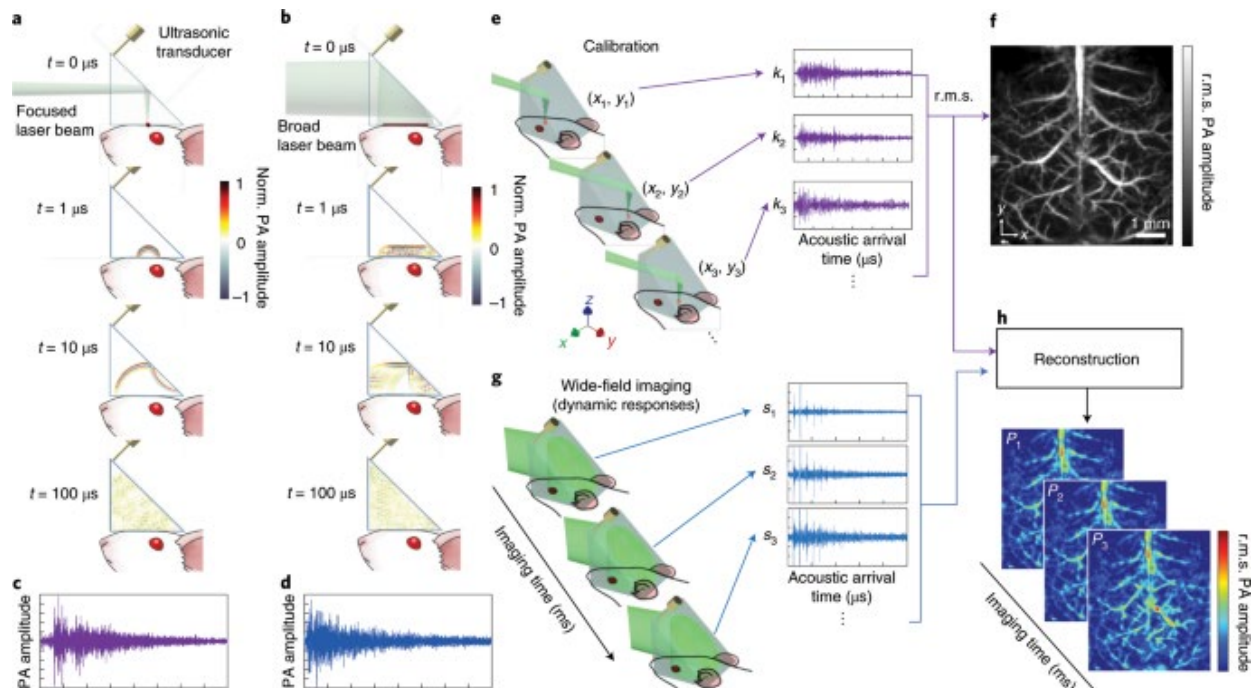


Figure 2-11 | Système d'imagerie « photoacoustic topography through an ergodic relay » (PATER). a,e) Propagation acoustique dans le RE en mode calibration. b,g) Propagation acoustique dans le RE pour l'imagerie en temps réel. c, Signaux photoacoustiques (PA) détectés par un détecteur ponctuel en a. d) Signaux PA détectés par un détecteur ponctuel en b. f) Image de calibration formée par projection de la moyenne quadratique de chaque signal. H) Images reconstruites en champ large. Extrait de (Li et al., 2020)

Grâce à cette méthode, une image *in vivo* de souris a pu être reconstruite à l'aide d'un seul élément ultrasonore en réception, comme montré à la Figure 2.10. Il est toutefois important de noter que la calibration est spécifique à chaque objet, ce qui n'était pas le cas pour les autres méthodes utilisant une cavité chaotique ou un masque d'échantillonnage tel qu'utilisé par (Kruizinga et al., 2017).

## 2.4 Synthèse et perspective

Dans ce chapitre, nous avons présenté les principes physiques de l'imagerie ultrasonore. Un élément transducteur est utilisé afin de générer une onde de pression qui sera rétrodiffusée par des réflecteurs uniques. La réponse impulsionnelle du système et la résolution latérale dépendent de l'ouverture de la sonde ultrasonore.

Nous avons ensuite présenté les méthodes d'imagerie ultrasonore conventionnelles. Une barrette d'élément est utilisée afin d'agrandir l'ouverture de la sonde en plus d'offrir une flexibilité dans la focalisation du champ de pression généré. La disposition physique de ces barrettes d'éléments est limitée par la position des lobes de réseaux générés par une série de transducteurs. Les sondes conventionnelles nécessitent donc une centaine d'éléments transducteurs. La formation d'image typiquement utilisée pose des approximations linéaires et géométriques pour résoudre le problème inverse d'imagerie. Les recherches récentes en imagerie ultrasonore tentent de s'affranchir de la limite fondamentale de diffusion avec l'ULM et de la variabilité inter et intra-observateur avec l'imagerie ultrasonore tridimensionnelle. Ces nouveaux développements sont partiellement limités par la quantité de données nécessaire à leur fonctionnement.

Nous avons finalement présenté les différentes approches qui ont été développées afin de réduire la quantité de données nécessaire à l'imagerie ultrasonore. Les méthodes incluent généralement l'ajout d'élément modifiant la trajectoire de l'onde émise ou rétrodiffusée afin d'augmenter la quantité d'information recueillie par le système. Bien que prometteuses, les recherches actuelles comportent quelques lacunes qui ne sont pas encore adressées. Plusieurs de ces méthodes prennent beaucoup de temps, car elles impliquent de prendre plusieurs mesures avec différentes configurations. De plus, les méthodes d'imagerie se basant sur la théorie d'acquisition comprimée n'ont pas démontré leur efficacité à reconstruire des milieux non parcimonieux, comme le sont par exemple les tissus biologiques. À notre connaissance, la seule démonstration *in vivo* d'une méthode de reconstruction à l'aide d'un nombre réduit d'élément est la méthode PATER. Toutefois, elle nécessite un recalibrage pour chaque nouvel objet. De plus, la diffusion optique

(Wang & Hu, 2012) limite intrinsèquement l'imagerie photoacoustique à une profondeur d'environ 1 mm dans les tissus biologiques.

Pour tenter d'adresser ces limitations, nous proposons ici une méthode d'imagerie ultrasonore en émission et en réception qui utilise une cavité ergodique couplée à un transducteur ultrasonique unique pour introduire une signature temporelle distincte dans le signal ultrasonore reçu. Le relais ergodique étant positionné de manière à n'induire qu'un retard dans les réceptions et le signal d'émission étant composé d'ondes planes, une forte réflexion rétrodiffusée est obtenue, ce qui permet une reconstruction d'image en temps réel.

## CHAPITRE 3 MÉTHODOLOGIE

La méthodologie de ce mémoire peut être séparée en 3 sections suivant les objectifs principaux de celui-ci. Tout d'abord sont présentées la conception et la caractérisation de la sonde constituée d'un relais ergodique pour la réception et un élément piézoélectrique unique en émission. Ensuite, la validation sur fantômes de l'appareil et de l'algorithme de formation d'image basé sur le formalisme de (Berthon et al., 2018) tel que présenté à la section 2.2.5.2. Finalement, la validation in vivo de l'approche dans le cerveau de souris.

### 3.1 Conception et caractérisation de la sonde

Dans cette section, une description plus exhaustive de la conception de la sonde que celle qui se trouve dans l'article au chapitre 4 sera présentée. Bien qu'exhaustive, cette section fera toute de même référence aux descriptions et figures de l'article.

#### 3.1.1 Conception de la sonde

Puisque le montage expérimental utilisé par le groupe de L. Wang (Li, Li, et al., 2020) en photoacoustique (c.f. section 2.3.3) semblait prometteur, autant de parties possibles de ce design ont été conservées lors de la conception de notre montage. Le relais ergodique choisi est donc exactement le même, soit le prisme à angle droit PS615 fait de silice fondue sous UV de Thorlabs. Le récepteur à élément unique utilisé en photoacoustique est un transducteur ultrasonore à haute fréquence, soit de fréquence centrale centrée à 20 MHz. Le relais ergodique choisi avait été optimisé pour cette fréquence. En effet, selon les auteurs, le prisme a une réflectivité de 99.99% entre l'air et le prisme à 20MHz et le coefficient d'atténuation est d'environ  $2.4 \text{ Np}\cdot\text{m}^{-1}$ , donc une atténuation négligeable pour la distance de parcours dans le prisme qui est de l'ordre de la dizaine de millimètres. Bien que cette optimisation se soit effectuée pour une fréquence centrale de 20MHz, notre choix ne s'est pas arrêté sur une sonde à haute fréquence. La sonde choisie a été la L7-4 (Philips ATL, WA, USA) pour notre système. Cette sonde a une fréquence centrale de 5.2 MHz et comme son nom l'indique, elle a une bande passante à -40dB de 4 à 7 MHz. Ce choix a été principalement motivé par le fait que les sondes ultrasonores à haute fréquence sont plus fragiles et plus dispendieuses dû à la proximité requise entre tous les éléments (voir section 2.2.2). Dû à la différence d'impédance entre les éléments et le quartz de silice, une ancienne génération de sonde plus robuste comme la L7-4 a été choisie. Comme dans le montage photoacoustique, la résine

polyester a été utilisée comme agent de couplage entre le prisme et le transducteur pour faciliter la transmission des ondes acoustiques.



Figure 3-1 | La sonde développée, composée d'une linéaire L7-4 avec un prisme en quartz qui est utilisé comme relais ergodique.

Afin de briser la symétrie, le relais ergodique a été positionné sur le bord de la sonde, couvrant 40 des 128 éléments de la sonde. Les chemins acoustiques qui permettent d'atteindre ces 40 éléments sont tous différents grâce au relais ergodique et ils enregistrent donc chacun une signature temporelle différente. Lors de la reconstruction, un seul de ces éléments est utilisé afin d'effectuer de l'imagerie à élément unique, mais plusieurs de ces éléments peuvent également être utilisés simultanément pour la reconstruction. Les éléments qui ne sont pas couverts par le quartz sont utilisés afin d'insonoriser le milieu. Pour éviter la diaphonie entre les éléments émetteurs et les éléments encodés, seuls les 64 éléments les plus éloignés du quartz sont utilisés pour l'émission. La Figure 4.1 (a) illustre les différentes caractéristiques d'une acquisition telle que décrite plus tôt.

Afin d'émettre et recevoir les ondes ultrasonores, la sonde est connectée à un système ultrasonore ultrarapide programmable (Vantage 256, Verasonics, WA, USA). En émission, 25 ondes planes inclinées (-12:1:12) sont transmises et les signaux ont été obtenus en échantillonnant à chaque quart de longueur d'onde, donc avec une largeur de bande de 200%.

### 3.1.2 Calibration

L'étape de calibration permet de construire la matrice linéaire  $\mathbf{K}$  tel que présenté à la section 2.2.5.2. Cette matrice lie le milieu  $\mathbf{x}$  aux mesures  $\mathbf{y}$  et contient alors des connaissances a priori sur le milieu et la sonde. Dans notre cas spécifique, celle-ci est la collection de signaux ultrasonores encodés temporellement à l'aide du relais ergodique.

Afin de créer le dictionnaire  $\mathbf{K}$  des signaux temporels uniques, un fil de 20  $\mu\text{m}$ , soit 10 fois inférieur à la longueur d'onde, a été utilisé afin d'obtenir des échos provenant d'un point unique sur un plan 2D tel qu'illustré à la Figure 4.1 (b). La sonde et le fil a donc été submergé dans réservoir d'eau et le fil a été insonifié en tout point d'une grille de calibration sur un plan de 21  $\times$  21 mm avec un pas de 0.15mm, correspondant à une moitié de longueur d'onde. Le plan de calibration était situé à 10 mm devant la sonde afin que la rétrodiffusion du diffuseur unique puisse atteindre le relais ergodique. Le mouvement du fil sur la grille de calibration a été assuré à l'aide d'un moteur en translation 3D (X-LSM200A, Zaber Technologies Inc.). Puisque l'encodage temporel se distingue par les réflexions à l'intérieur du relais ergodique, les signaux doivent être enregistrés sur une période de temps supérieure à l'imagerie ultrasonore conventionnelle. Dans notre cas spécifique, le signal était échantillonné sur 2048 points de données équivalents donc à 512 périodes du pulse d'émission. Pour chacun des angles utilisés en transmission, un parcours différent est emprunté par l'onde rétrodiffusée. Il en va de même pour chacun des éléments en contact avec le relais ergodique. Un signal unique donc a été enregistré pour chaque combinaison d'angle et d'élément dans chaque pixel. Le dictionnaire complet  $\mathbf{K}$  a donc une taille [Pixels, RF, Angles, Élément] de [19600  $\times$  2048  $\times$  25  $\times$  40]. Échantillonnée à 16 bits, la matrice a une taille mémoire d'approximativement 125 Gb. Cette procédure de calibration a duré environ 7 heures et est en principe spécifique au relais ergodique et ne doit être effectuée qu'une seule fois.

Pendant la calibration, nous avons remarqué qu'une partie de la signature temporelle était parasitée par des signaux provenant directement de l'impulsion transmise et se reflétant dans le prisme. Nous avons déterminé qu'un seuillage par valeur singulière, comme présenté à la section 2.2.6 était la

méthode optimale pour éliminer ce bruit. Pour chacune des combinaisons d'angle et d'élément, un seuillage par valeur singulière a été appliqué pour éliminer les 6 premières valeurs de chaque dictionnaire. Un exemple d'un signal parasité par ce bruit, puis filtré est présenté à la Figure 3.2.

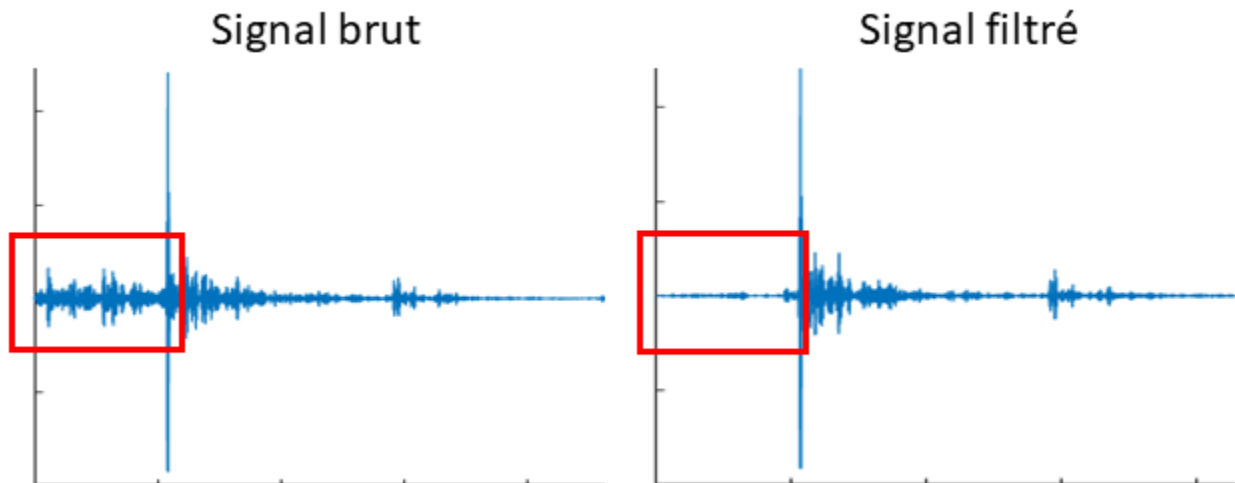


Figure 3-2 | Filtrage par seuillage par valeur singulière du bruit parasite causé par la diaphonie entre les éléments d'émission et les éléments en contact avec le relais ergodique.

### 3.1.3 Caractérisation

Une fois le dictionnaire des mesures acquis, celui-ci est caractérisé en effectuant une reconstruction d'image de l'objet le plus simple possible. Pour se faire, une nouvelle acquisition sur la grille de calibration est effectuée et ensuite corrélée avec le dictionnaire pour reconstruire une image, tel que présenté à la section 2.2.5.2. Cette caractérisation permet alors d'obtenir une mesure de la résolution théorique du dictionnaire, et ce pour toutes les combinaisons d'élément et d'angle utilisées.

## 3.2 Validation sur fantôme

La méthodologie correspondante à la validation sur fantôme est décrite en son intégralité à la section 4.2 de ce manuscrit.

## 3.3 Validation in vivo

Afin de valider la méthode dans des conditions d'imageries ultrasonores cliniques, une acquisition in vivo dans le cerveau de souris a été effectuée.

La souris n'est pas le modèle idéal pour la sonde utilisée puisque les structures internes du cerveau de cet animal sont petites en comparaison à la fréquence de la sonde. De plus, les aberrations créées par le crâne de la souris nuisent potentiellement davantage à la reconstruction à l'aide de notre méthode puisque de fortes réflexions multiples sont causées par celui-ci. Une carotide chez l'humain ou un rat avec craniotomie aurait été un meilleur choix de modèle. Le modèle de souris a néanmoins été choisi, car c'était le modèle animal le plus aisément accessible.

Une acquisition ultrasonore in vivo dans le cerveau de souris a été effectuée en collaboration avec le Dr Gerardo Ramos, candidat au doctorat sous la supervision de Dr. Abbas Sadikot et selon un protocole approuvé par le Comité de protection des animaux de l'Université McGill.

L'acquisition a été réalisée sur le cerveau d'une souris femelle de type sauvage de huit semaines mis sous sédatif avec de l'Isoflurane (2 %) et placé sur un système de fixation stéréotaxique. Un matelas chauffant est placé sous l'animal afin de garder une température corporelle à 37°C. Une injection en bolus dans la queue d'une solution de microbulle (Definity, Lantheus Medical Imaging, Billerica, MA, USA) contenant 4µL/g microbulles diluées selon un ratio 1:10 avec de la saline. L'acquisition de 200 blocs de données de 500 signaux RF a été acquise à une cadence d'imagerie de 500Hz par seconde.

Dans ce montage expérimental, qui est illustré à la Figure 3.3, le système de fixation stéréotaxique maintient la sonde à l'aide d'une pièce imprimée en 3D. Puisque le relai ergodique ne peut pas s'appuyer sur la souris, la sonde doit être maintenue à 10mm de la tête de la souris. Alors, pour assurer un contact avec la sonde et la tête de la souris, une membrane en latex est fixée autour de la sonde et est remplie de gel ultrasonore ou d'eau distillée.

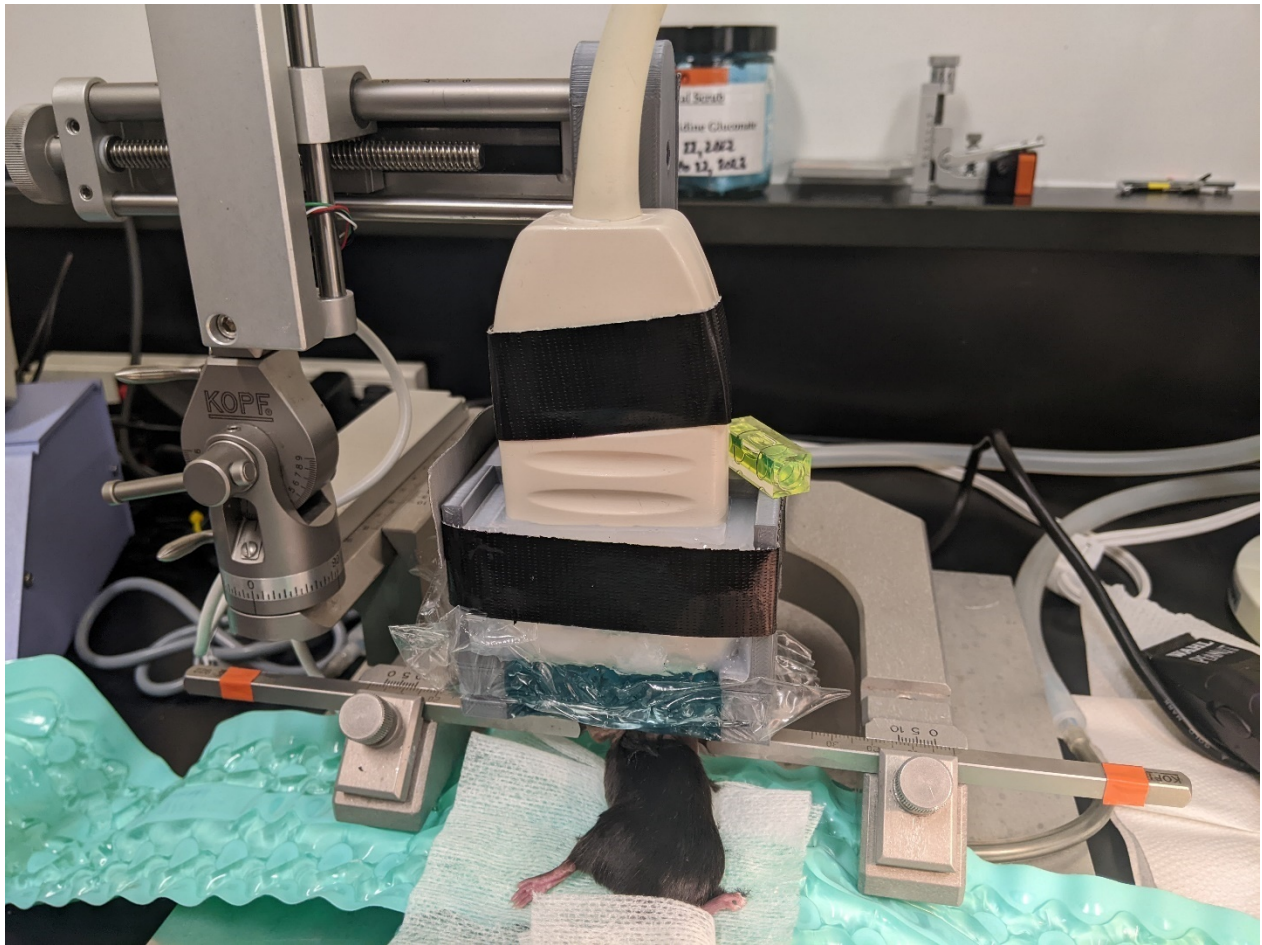


Figure 3-3 | Montage expérimental d'acquisition *in vivo* dans le cerveau de souris.

## CHAPITRE 4    ARTICLE 1 : ERGODIC ENCODING FOR SINGLE-ELEMENT ULTRASOUND IMAGING IN VIVO

Olivier Caron-Grenier<sup>1</sup>, Jonathan Porée<sup>1</sup>, Vincent Perrot<sup>1</sup>, Gerardo Ramos-Palacio<sup>2</sup>, Abbas F Sadikot<sup>2</sup> and Jean Provost<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>*Engineering Physics Department, Polytechnique Montréal, Canada, C.P. 6079, Montréal, Québec, Canada, H3C 3A*

<sup>2</sup>*Montreal Neurological Institute, McGill University, Montréal, Canada, H3A 2B4*

<sup>3</sup>*Montreal Heart Institute, Montréal, Canada, HIT 1C8*

Submitted to « Physical Review Letters » August 17, 2023

### 4.1 Abstract

Conventional ultrasound imaging relies on the computation of geometric time delay from multiple sensors to detect the position of a scatterer. In this paper, we present Ergodic Relay Ultrasound Imaging (ERUI), a method that utilizes an ergodic cavity down to a single ultrasonic sensor for ultrasound imaging. With the proposed method, the ergodic cavity creates a unique temporal signature that encodes the position of a scatterer. When compared to standard approaches, ERUI enables the generation of images of comparable quality while utilizing fewer detector elements. Our results suggest that ERUI has the potential to achieve image resolution similar to that of traditional imaging techniques, shifting the complexity from hardware to software. The demonstrated feasibility offers a promising path towards ultrasound probes with reduced costs and complexity for more portable scanning devices.

### 4.2 Article

Ultrasound imaging is one of the most widely used imaging modalities in clinics due to its capability to image at a large depth, in real-time and without ionization. Typically, ultrasound scanner employs small electrical transducers which emit waves within the 1-40 MHz frequency range, subsequently receiving the echo of the insonified medium. Scatterers and interfaces positions within this medium are retrieved by estimating the delay between the emission and the reception, whereas acoustic impedance of the medium is reflected by the amplitude of the signal. To provide a two-dimensional view of the body internal structures, ultrasound probes are composed

of an array of transducer elements to acquire several delays on a single line. 2D and 3D probes typically require hundred or thousand elements respectively which leads to limitations that have no easily applicable solutions in both data management and manufacturing in confined spaces. To reduce the element count, compressive sensing and sampling masks have been explored in optics (Duarte et al., 2008; Liutkus et al., 2014; Stellinga et al., 2021), photoacoustic (Provost & Lesage, 2009; Huynh et al., 2015; Deán-Ben et al., 2019) and ultrasound (Quinsac et al., 2012; Luong et al., 2016; Nie et al., 2022) and have even shown the capability to reconstruct a volume with a single ultrasonic element (Kruizinga et al., 2017). These techniques require large acquisition times since they involve taking multiple measurements with different configurations of apertures, which slows down the imaging process. To further encode spatiotemporal information, one can turn to chaotic cavities and time reversal acoustic, a topic that has been extensively researched for many years (Draeger & Fink, 1997; Fink et al., 2000; Ing et al., 2005). Methods were developed that utilize the spatiotemporal encoding of chaotic cavities to transmit a focused wave to a single location that can be used for high-intensity ultrasound pulses with a limited number of low-power transducer elements (Cochard et al., 2009; Robin et al., 2017b). By adding a receiving transducer, the backscattered focused wave can also be used to reconstruct an entire image with only one receiving element (Montaldo et al., 2004, 2005; Robin et al., 2017a). Although the chaotic cavities developed have important encoding capacities, the pixel-by-pixel focusing in transmit requires long acquisition times. In photoacoustic, a similar approach was developed to encode the received ultrasonic wave by using the encoding of an ergodic relay (i.e. a resonant cavity) (Li, Li, et al., 2020; Li, Wong, et al., 2020). This method enables fast acquisition using a small number of detector elements. However, they require recalibration for each new object, which can also be time-consuming. Additionally, the optical diffusion limit (Wang & Hu, 2012) inherently bounds photoacoustic imaging at  $\sim 1$ mm depths in biological tissue. Herein we propose Ergodic Relay Ultrasound Imaging (ERUI), which uses an ergodic cavity coupled to a single ultrasonic transducer in receive. Specifically, we show that in combination with plane wave emissions, an ergodic relay positioned to encode only in receive allows for real-time in vivo image reconstruction and can achieve high image quality when compared to conventional approaches. With the extension of the calibration methods into the elevation plane, 3D image formation could be readily envisioned.

Based on the ergodic relay described in (Li, Li, et al., 2020), a right-angle prism made of UV fused silica (PS615, Thorlabs, Inc., 1.5 cm right-angle edge length) was affixed to a 5-MHz linear probe

(L7-4, ATL Philips) to be used as a spatiotemporal encoder, as depicted on Fig 1(a). The prism was positioned at one end of the probe and was in contact with 40 (out of 128) transducer elements using polyester resin as a coupling agent, offering the possibility to use any of them as a single-element detector using a programmable ultrafast ultrasound system (Vantage 256, Verasonics). At the opposite side of the probe, 64 elements were used to emit tilted planes waves ( $-12:1:12^\circ$ ) and signals were recorded on all the elements of the probe using a quarter-wavelength, 200% bandwidth sampling scheme, including the ones affixed to the prism (Fig 1.a).

Before imaging, a calibration procedure, consisting in recording the acoustic signature of each pixel of the image to form a dictionary was performed. Briefly, following the theory described in [23], the measurements of piezoelectric elements  $y$  can be linked to the medium  $x$  with a linear approximation and can be expressed as :

$$\mathbf{y} = \mathbf{K}\mathbf{x} \quad (4.1)$$

Where the operator  $\mathbf{K}$  by a collection of projections, i.e.

$$\exists! k_m(r), y_m = \langle k_m(r) | \mathbf{x}(r) \rangle \quad (4.2)$$

where  $y_m$  is the  $m^{\text{th}}$  sample of the acquired data of size  $M$  and  $k_m$  is the associated projection.  $k_m(r)$  can be determined, for instance, by setting  $\mathbf{x}_n = \delta(r - r_n)$ , where  $r$  and  $r_n$  represent the position of a scatterer and the position of a given pixel in the image respectively. This can be performed by discretized into  $N$  single scatterers (typically located at the center of the desired pixels of the reconstructed image) and all the components  $k_{m,n}$  of matrix  $\mathbf{K}$  can be determined by repeating the operation for each object containing a single non-zero pixels and denoted by  $e_n$ . In matrix notation, one would obtain :

$$\mathbf{y} = \mathbf{K}e_n = \mathbf{k}_n \quad (4.3)$$

Where  $\mathbf{k}_n$  is the  $n$ th line of length  $M$  of the matrix  $\mathbf{K}$  and the entire matrix  $\mathbf{K}$  can be obtained by repeating the operation for all  $n$ . In this case, we have:

$$\mathbf{Y} = \mathbf{K}\mathbf{I} = \mathbf{K} \quad (4.4)$$

Where  $\mathbf{Y}$  is a matrix containing multiple rows of measurement vectors and  $\mathbf{I}$  is the identity matrix, i.e., the collection of multiple columns containing canonical vectors  $e_i$ .

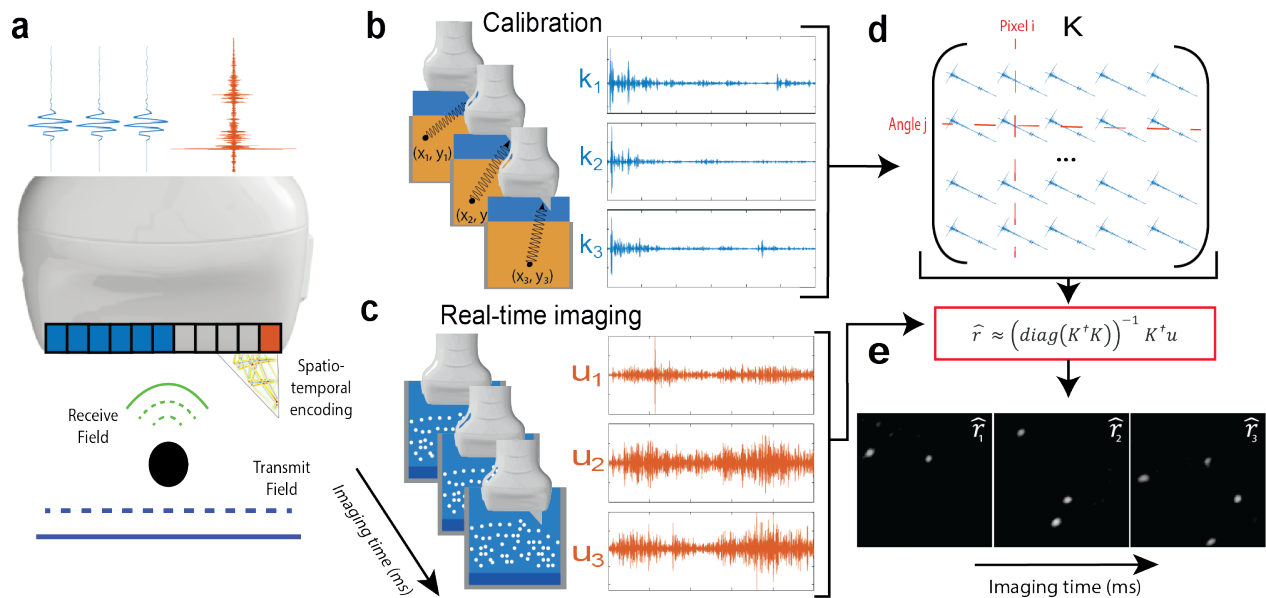


Figure 4-1 | Imaging with ERUI. a) Acquisition of spatiotemporal signals through an ergodic relay. b) During the calibration step, encoded signals from various positions of a unique point source are acquired. This step forms the basis the dictionary  $\mathbf{K}$ . c) In imaging mode, a plane wave insonifies the entire FOV of the calibration grid at a high frame rate. d) The generated dictionary of calibration 'codas' ( $\mathbf{K}$ ), established during the calibration step to reconstruct real-time images. e) Images of free-flowing microbubbles are reconstructed using the dictionary in (d) to decode the signals in real-time.

Experimentally, the calibration procedure was performed by recording signals measured by the spatiotemporal encoder from the echo of a 20- $\mu\text{m}$  wire in a water tank. We recorded the wave field on a  $22 \times 22$  mm plane located 10 mm in front of the probe using a 3D translation stage (X-LSM200A, Zaber Technologies Inc.) as illustrated in Fig 4.1(b). The steps size of the calibration grid was 0.15 mm (approximately half the wavelength associated with the emission central frequency) in both the axial and lateral directions. To remove experimental noise from the dictionary, each encoded signal was recorded 30 times and then averaged. Since the received temporal signatures differ for each angled plane wave, a unique signal was obtained for each angle in every pixel, represented as a row in Fig 1(c). Part of the temporal signature was parasitized with signals that were coming directly from the transmitted pulse and reflecting into the prism. To remove those inner reflections, a Singular Value Thresholding was applied to  $\mathbf{K}$  to eliminate the first 6 values for each dictionary. The calibration procedure required approximately 7 hours, after

which the complete spatiotemporal impulse response of the sensor was known. Note that this calibration is in principle specific to the ergodic relay and only needs to be performed once.

Following the forward problem described in (4.1), the reconstruction problem of finding  $y$  from  $x$ , can be solved with multiple solvers. Herein, we used a Tikhonov regularization, which consists in limiting the L2 norm of the solution:

$$\min_x \|y - Kx\| + \alpha \|\Gamma x\| \quad (4.5)$$

Where  $\|\cdot\|$  indicates the L2 norm,  $\Gamma$  is a regularization operator and  $\alpha$  is a constant.

To enable real-time image reconstruction, and following (Berthon et al., 2018), the first iteration of that algorithm which consists in approximating the inverse of a matrix by the inverse of its diagonal, and we obtain :

$$\hat{x} = \left( \text{diag}(K^\dagger K) \right)^{-1} K^\dagger y. \quad (4.6)$$

Which is approximately equal to the back-projected data divided by the amplitude of the PSF in each pixel.

For real-time imaging procedures, the entire calibration grid is insonified at once and the sum of the backscattered echoes from each scatterer is recorded simultaneously. In our experimental setup illustrated in Fig. 1(c), the probe was submerged in a 12-liter water tank containing  $2.4 \times 10^7$  Definity microbubbles. With 5 tilted plane waves ( $-12^\circ:6^\circ:12^\circ$ ) acquired at a frame rate of 250-Hz and a dictionary  $\mathbf{K}$  of  $125 \times 125$  pixels, the reconstruction of the moving microbubbles in Fig. 1(e) and Supplementary Video 1, was performed in 2.3 ms per frame.

To compare ERUI reconstruction to typical imaging methods, a single wire was imaged (Fig. 2) with delay-and-sum (DAS), spatiotemporal matrix image formation or SMIF (i.e., the reconstruction described in (5) with a single element not covered by the ergodic relay) and ERUI. First, DAS beamforming was performed on demodulated channel data, on a  $2.4 \times 2.4$  mm cartesian grid using an in-house GPU implementation of the delay and sum beamformer (Perrot et al., 2021). Using the DAS image as a benchmark, we observed in Fig. 2(b)-(c) that ERUI can reconstruct the scatterer, while in Fig. 2(b) SMIF method with only one element fails, as expected, to accurately localize the scatterer. Fig. 2(d)-(e) provide axial and lateral profiles respectively, comparing DAS

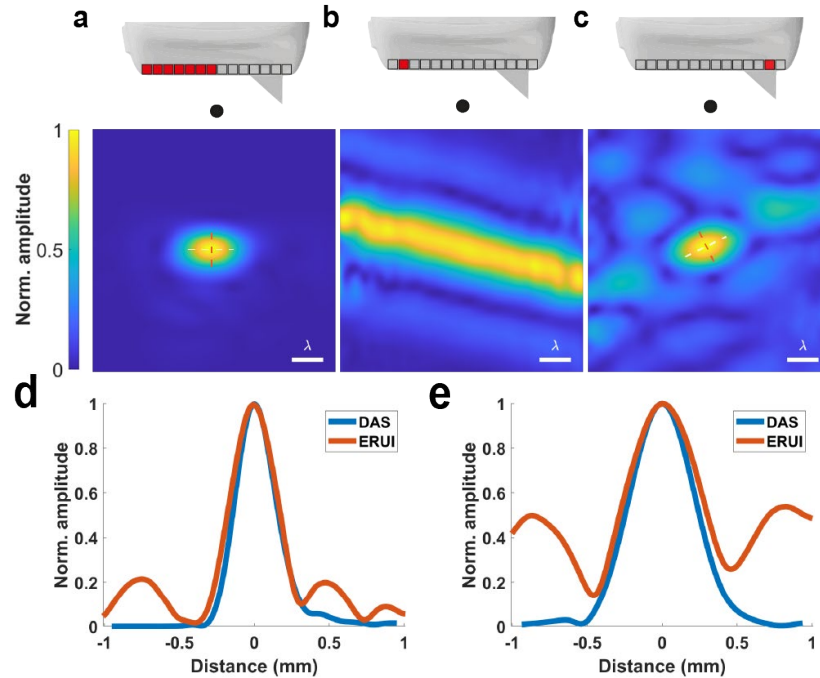


Figure 4-2 | Reconstruction of a thin wire using various reconstruction methods. a) Delay-and-Sum (DAS) algorithm using the same elements used for transmitting the emission pulse. b) Spatiotemporal matrix image formation (SMIF) where the matrix  $K$  was defined by the measurement of a single element not covered by the ergodic relay. c) Ergodic relay ultrasound imaging (ERUI) reconstruction using a single element covered by the ergodic relay. d) Axial profile of DAS and ERUI taken along the red dotted line. e) Lateral profile of DAS and ERUI taken along the white dotted line.

and ERUI. Resolution measured at  $-10\text{dB}$  is comparable between ERUI and DAS with a lateral resolution of  $2.4\lambda$  and  $2.1\lambda$  and an axial resolution of  $1.5\lambda$  and  $1.4\lambda$  respectively.

To assess the method in a more realistic setup a 1450 m/s ATS 539 Multi-purpose phantom (ATS Laboratories, BT, USA) was used. The 0.12-mm diameter wires used to measure resolution were located between 25- and 30 mm depths from the probe. 25 plane waves with a fixed sampling of  $1^\circ$  were emitted. A comparison of DAS and ERUI with all 25 angles in Fig. 3(a) shows that multiple wires can be effectively imaged using either method. The resolution of the reconstructed wire with a lower number of transmission angles was quantified in Fig. 3(b)-(c) by measuring the peak width at  $-10\text{ dB}$  of one of the wires. While a wire in the presence of speckle can be observed with a single plane wave, the compounding of multiple angles quickly improves the lateral resolution of the reconstruction.

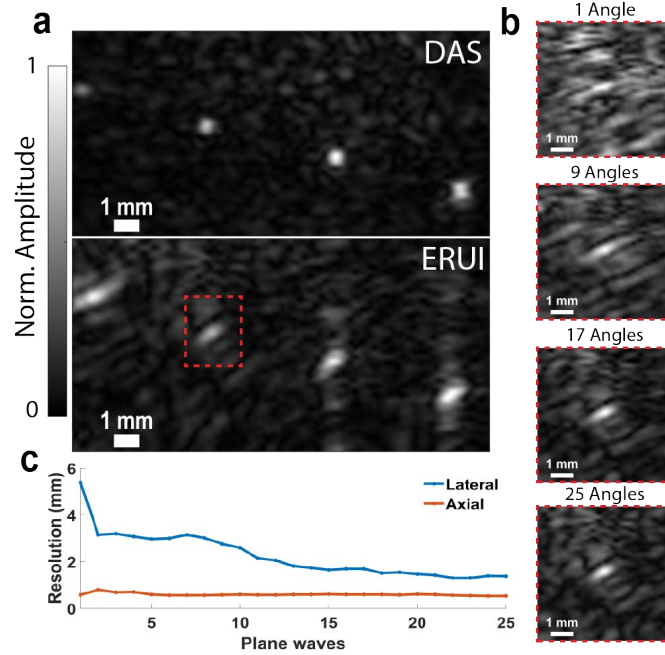


Figure 4-3 | Quantification of resolution in phantom a) Comparison of the reconstruction of multiples targets from a commercial imaging phantom with DAS and ERUI. The upper image shows a DAS reconstruction using the 64-transmission element while the lower image uses ERUI, with both methods using 25 compounded plane waves spaced by  $1^\circ$ . b) Close-up view of the ERUI reconstruction of the red box in (a) with an increased number of compounding angles. c) Variation of the measured -10 dB resolution of the target illustrated in (b) with multiples transmitted angles.

Contrast is typically measured with an anechoic inclusion, as depicted with typical image formation in Fig. 4(a). Here contrast was measured by evaluating the overlap of pixels in the anechoic region ( $p_{in}(x)$ ) and in the background ( $p_{out}(x)$ ) using the generalized contrast-to-noise ratio as described in (Rodriguez-Molares et al., 2020) :

$$gCNR = 1 - \int_{-\infty}^{\infty} \min_x p_{out}(x), p_{in}(x) dx \quad (4.7)$$

Using a method based on the acquisition of long reverberant signals, the detection of anechoic inclusion (i.e. a region devoid of signals) to measure contrast poses a certain challenge. As shown in Fig. 4(c), with a single element and single or multiple emission angles, the inclusion is not easily detectable. To achieve a better signal-to-noise ratio, an approach with multiple dictionaries, each associated with a specific element, was used. In this approach, the multiples reconstructions obtained with different dictionaries were combined to form a final image. For the imaging process shown in Fig. 4(c), a single element and a total of 10 elements covered by the ergodic relay were used. The same process was carried out with the elements located at the other end of the probe and

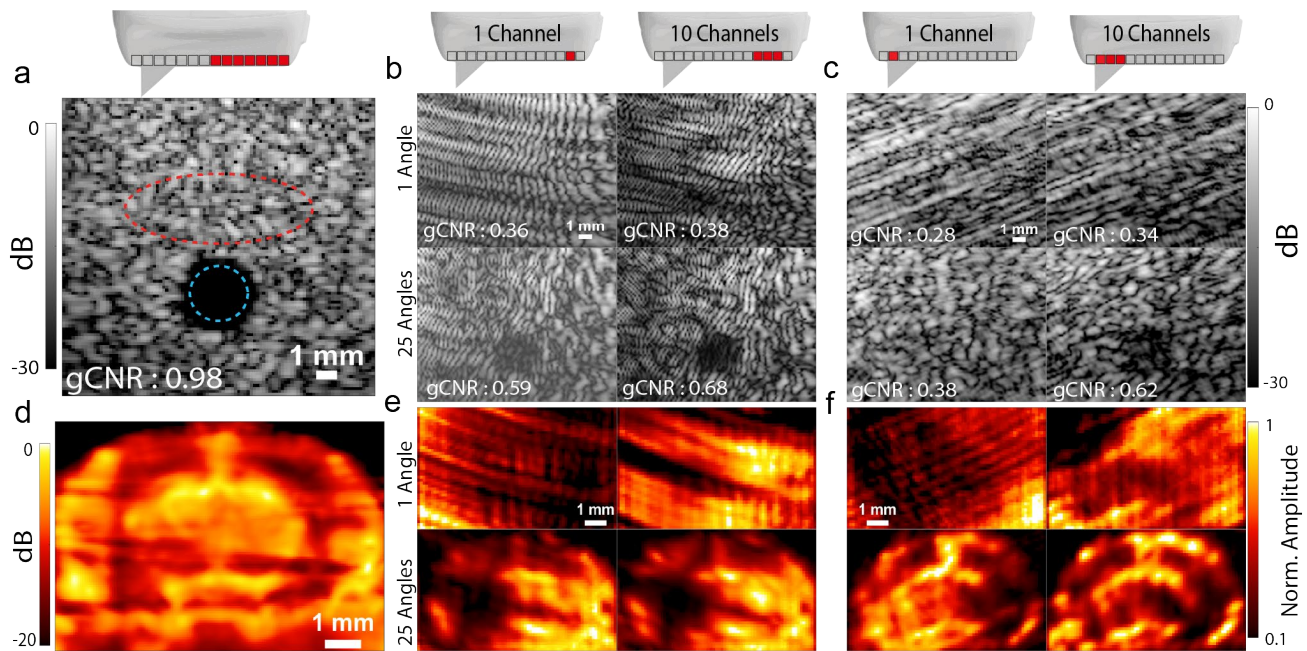


Figure 4-4 | Reconstruction of anechoic cyst and a mouse brain. a) Reference image of an anechoic region formed with delay and sum. The anechoic region used for all gCNR measurements is outlined in blue and the background region in red. b) and c) Anechoic inclusion imaged with SMIF and ERUI respectively. For each method, the region is reconstructed with a single receive element (left) and ten compounded receive element (right) while using a single transmission angle (top) and 25 transmission angles (bottom). d) Reference power Doppler of a mouse brain with delay and sum used as the imaging method. e) and f) Power Doppler of the mouse brain with images formed with SMIF and ERUI respectively and expressed in normalized amplitude.

thus not covered by the ergodic element in Fig. 4(b). For both methods, as the number of elements and angles employed increased, a noticeable enhancement in the distinction of the target region became evident, both visually and via gCNR measurements. In the case of anechoic inclusion, the addition of an ergodic relay appears to degrade contrast when compared to a set-up without one.

In vivo acquisitions were performed transcranially on the brain of an eight-week-old wild-type female mouse anesthetized with Isoflurane (2%) and placed on a stereotaxic fixation system, per McGill University Animal Care Committee regulation under protocol #2001-4532. As better results were obtained in a medium with a reduced number of strong emitters and with a high SNR, a microbubble solution (Definity, Lantheus Medical Imaging) was injected containing  $4\mu\text{L/g}$  microbubbles diluted in a 1:10 ratio with saline. To obtain a Doppler image, 40 ensembles of 250 frames each were acquired with a frame rate of 250 Hz. Reconstruction of the mouse brain was obtained with DAS, SMIF and ERUI in Fig. 4(d), (e) and (f) respectively. Tissue signal suppression

was achieved by applying a SVD thresholding (Demené et al., 2015) and setting the first 15 singular values to zero.

For the 5-MHz emission frequency of the probe, a mouse brain through the skull is not an ideal model to illustrate Doppler imaging capability, as only the main vessels are detected. However, with the detection of sparser scatterers in the form of microbubbles, our results tend to show that ERUI can reconstruct anatomical structure with a single element and with better resolution than SMIF.

In this Letter, we described a novel approach of ultrasound images reconstruction, characterized by the reduced number of elements required by encoding spatiotemporal information via an ergodic relay. The findings validate the potential of an ergodic cavity to encode ultrasound codas and perform ultrasound imaging with a single or minimal set of sensors which deviates from the conventional requirement. ERUI draws heavily on the foundational ideas proposed by various researchers within the field of time-reversal acoustics and imaging via compressed sensing. The novelty of our approach is in the encoding of information in receive only. This shift optimizes insonification of scatterers while preserving the complexity of the backscattered signal, thereby enabling real-time imaging with a simple yet effective algorithm for reconstruction.

The efficacy of single-element imaging apparatus often hinges on their capability to form a complete orthogonal basis utilizing constrained information resources. This capability is intrinsically linked to the successful reconstruction of a region with multiple scatterers. In this context, our findings suggest a promising, though not yet unequivocal evidence supporting this goal, with discernible improvement in imaging resolution with a certain cost in contrast. However, given impedance mismatch present in our experiments between the medium and the ergodic relay stemming from the lack of direct contact between the two, the increase of image quality with a better SNR gives us confidence in the potential of the proposed system under enhanced operational conditions. Of particular interest is the current calibration process, which employs water as the propagation medium. Given that this typically does not correspond with the speed of sound employed in conventional ultrasound imaging, the capability to alter the calibration medium in future apparatus iterations could offer significant room for improvement. Additionally, the calibration method restricts the reconstruction to a two-dimensional plane, but we foresee the

potential for implementing a three-dimensional calibration method in future iterations of the apparatus.

In summary, with the ergodic encoding of ultrasound signals we believe that ERUI will pave the way for an entirely new means of imaging in which the complexity is further shifted away from hardware and to software.

### 4.3 Acknowledgement

We acknowledge the support of NSERC, TransMedTech and CIHR.

### 4.4 Reference

M. F. Duarte, M. A. Davenport, D. Takhar, J. N. Laska, T. Sun, K. F. Kelly, and R. G. Baraniuk, Single-Pixel Imaging via Compressive Sampling, *IEEE Signal Processing Magazine* 25, 83 (2008).

A. Liutkus, D. Martina, S. Popoff, G. Chardon, O. Katz, G. Lerosey, S. Gigan, L. Daudet, and I. Carron, Imaging With Nature: Compressive Imaging Using a Multiply Scattering Medium, *Sci Rep* 4, 1 (2014).

D. Stellinga, D. B. Phillips, S. P. Mekhail, A. Selyem, S. Turtaev, T. Čižmár, and M. J. Padgett, Time-of-Flight 3D Imaging through Multimode Optical Fibers, *Science* 374, 1395 (2021).

J. Provost and F. Lesage, The Application of Compressed Sensing for Photo-Acoustic Tomography, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 28, 585 (2009).

N. Huynh, E. Zhang, M. Betcke, S. R. Arridge, P. Beard, and B. Cox, A Real-Time Ultrasonic Field Mapping System Using a Fabry Perot Single Pixel Camera for 3D Photoacoustic Imaging, in *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2015*, Vol. 9323 (SPIE, 2015), pp. 238–244.

X. L. Deán-Ben, A. Özbek, H. López-Schier, and D. Razansky, Acoustic Scattering Mediated Single Detector Optoacoustic Tomography, *Phys. Rev. Lett.* 123, 174301 (2019).

C. Quinsac, A. Basarab, and D. Kouamé, Frequency Domain Compressive Sampling for Ultrasound Imaging, *Advances in Acoustics and Vibration* 2012, e231317 (2012).

O. Lortintiu, H. Liebgott, M. Alessandrini, O. Bernard, and D. Friboulet, Compressed Sensing Reconstruction of 3D Ultrasound Data Using Dictionary Learning and Line-Wise Subsampling, *IEEE Transactions on Medical Imaging* 34, 2467 (2015).

T.-D. Luong, T. Hies, and C.-D. Ohl, A Compact Time Reversal Emitter-Receiver Based on a Leaky Random Cavity, *Sci Rep* 6, 1 (2016).

L. Nie, M. Toulemonde, M.-X. Tang, S. Freear, and S. Harput, 3D Localization of Scatterers with a Spiral-Shaped Acoustic Lens, in *2022 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) (2022)*, pp. 1–4.

P. Kruizinga, P. van der Meulen, A. Fedjajevs, F. Mastik, G. Springeling, N. de Jong, J. G. Bosch, and G. Leus, Compressive 3D Ultrasound Imaging Using a Single Sensor, *Sci. Adv.* 3, e1701423 (2017).

C. Draeger and M. Fink, One-Channel Time Reversal of Elastic Waves in a Chaotic 2D-Silicon Cavity, *Phys. Rev. Lett.* 79, 407 (1997).

M. Fink, D. Cassereau, A. Derode, C. Prada, P. Roux, M. Tanter, J.-L. Thomas, and F. Wu, Time-Reversed Acoustics, *Rep. Prog. Phys.* 63, 1933 (2000).

R. K. Ing, N. Quieffin, S. Catheline, and M. Fink, In Solid Localization of Finger Impacts Using Acoustic Time-Reversal Process, *Appl. Phys. Lett.* 87, 204104 (2005).

E. Cochard, C. Prada, J. F. Aubry, and M. Fink, Ultrasonic Focusing through the Ribs Using the DORT Method, *Medical Physics* 36, 3495 (2009).

J. Robin, B. Arnal, M. Tanter, and M. Pernot, A 3D Time Reversal Cavity for the Focusing of High-Intensity Ultrasound Pulses over a Large Volume, *Phys. Med. Biol.* 62, 810 (2017).

G. Montaldo, D. Palacio, M. Tanter, and M. Fink, Time Reversal Kaleidoscope: A Smart Transducer for Three-Dimensional Ultrasonic Imaging, *Appl. Phys. Lett.* 84, 3879 (2004).

G. Montaldo, D. Palacio, M. Tanter, and M. Fink, Building Three-Dimensional Images Using a Time-Reversal Chaotic Cavity, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.* 52, 1489 (2005).

J. Robin, B. Arnal, M. Tanter, and M. Pernot, 3D Imaging with a Time Reversal Cavity: Towards Transcostal Focusing for Shock Wave Therapy, *IRBM* 38, 234 (2017).

Y. Li et al., Snapshot Photoacoustic Topography through an Ergodic Relay for High-Throughput Imaging of Optical Absorption, *Nat. Photonics* 14, 164 (2020).

Y. Li, T. T. W. Wong, J. Shi, H.-C. Hsu, and L. V. Wang, Multifocal Photoacoustic Microscopy Using a Single-Element Ultrasonic Transducer through an Ergodic Relay, *Light Sci Appl* 9, 135 (2020).

L. V. Wang and S. Hu, Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging from Organelles to Organs, *Science* 335, 1458 (2012).

B. Berthon, P. Morichau-Beauchant, J. Porée, A. Garofalakis, B. Tavitian, M. Tanter, and J. Provost, Spatiotemporal Matrix Image Formation for Programmable Ultrasound Scanners, *Phys. Med. Biol.* 63, 03NT03 (2018).

V. Perrot, M. Polichetti, F. Varray, and D. Garcia, So You Think You Can DAS? A Viewpoint on Delay-and-Sum Beamforming, *Ultrasonics* 111, 106309 (2021).

A. Rodriguez-Molares, O. M. H. Rindal, J. D'hooge, S.-E. Måsøy, A. Austeng, M. A. Lediju Bell, and H. Torp, The Generalized Contrast-to-Noise Ratio: A Formal Definition for Lesion Detectability, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* 67, 745 (2020).

C. Demené et al., Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases

## CHAPITRE 5 RÉSULTATS

Dans l'article du chapitre précédent, les résultats correspondant aux sections 3.1 et 3.2 sont présentés, soit la caractérisation de la sonde et la validation sur fantôme. Le fantôme en nuage de bulles n'est toutefois pas bien représenté puisque l'article est accompagné d'une vidéo supplémentaire du nuage de bulles. Ces résultats sont donc présentés dans ce chapitre.

### 5.1 Nuages de bulles

La Figure 5.1 présente la reconstruction avec la méthode conventionnelle DAS et la méthode proposée ERUI avec un élément unique d'un nuage de microbulles. Dans le champ de vue reconstruit de  $8.5\text{mm} \times 8.5\text{mm}$ , les mêmes bulles détectées grâce à la méthode conventionnelle sont également détectées avec ERUI.

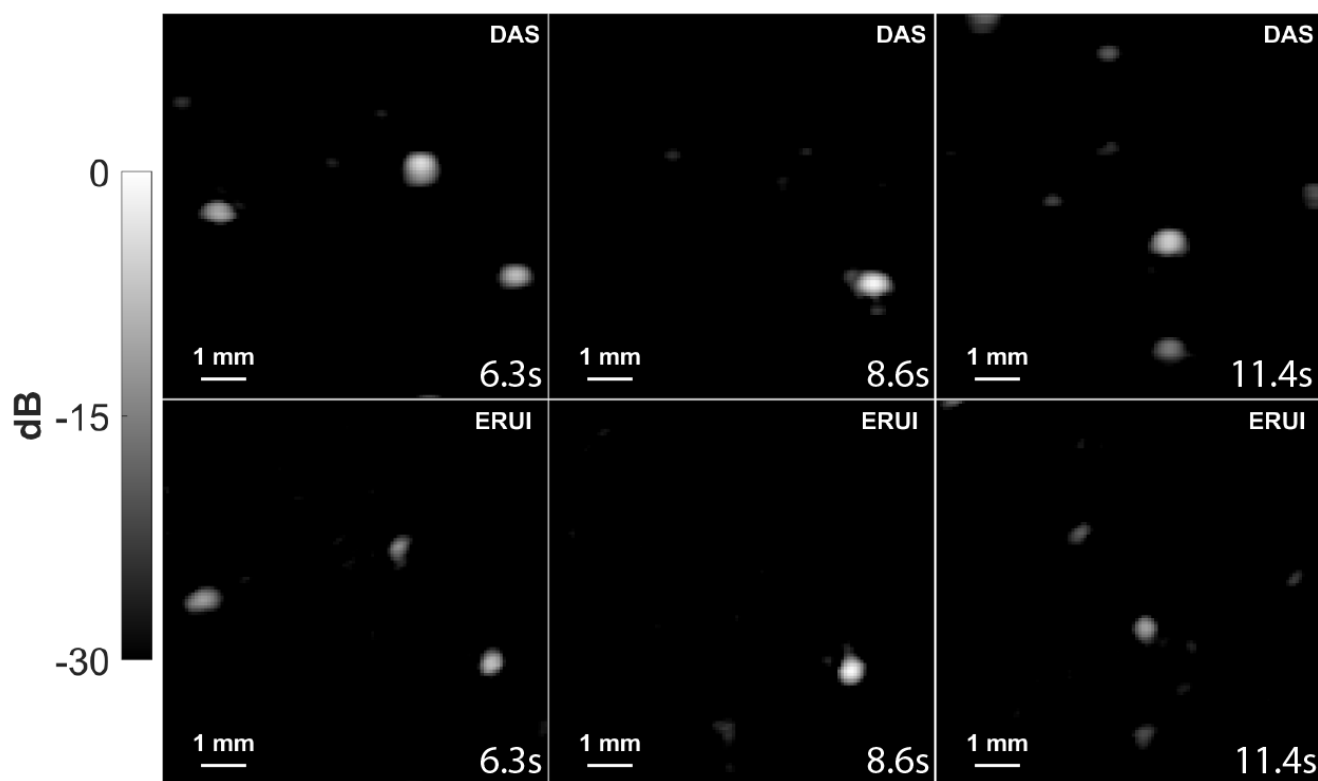


Figure 5-1 | Reconstruction par DAS (haut) et ERUI (bas) d'un nuage de microbulles dans un bassin d'eau.

## CHAPITRE 6 DISCUSSION GÉNÉRALE

Ce chapitre présente un retour sur les objectifs spécifiques de ce projet en discutant des limites potentielles tout en présentant les améliorations qui seraient possibles lors de la suite de ce projet.

### 6.1 Retour sur les objectifs

Dans ce projet de maîtrise, l'objectif primaire était de développer une sonde ultrasonore basée sur le principe de relais ergodique. Nous allons donc faire un retour sur les sous-objectifs spécifiques qui ont permis d'accomplir ce dernier ainsi que de discuter sur les améliorations qui pourraient être effectuées pour chacun d'entre eux.

#### 6.1.1 Construire et caractériser une sonde constituée d'un relais ergodique pour la réception et un élément piézoélectrique unique en émission

Pour réaliser cet objectif, une sonde affixée d'un prisme à angle droit en quartz a été conçue en s'inspirant du design formulé par (Li, Li, et al., 2020). Le choix de ce relais ergodique et de la sonde a été fait de manière assez rapide, en guise de preuve de concept. Les considérations de conception comme le choix de la fréquence de la sonde, le matériau et la forme du relais ergodique n'ont donc pas suivi un examen rigoureux avant d'être choisis. Malgré cela, la caractérisation de la sonde conçue a pu démontrer que l'ajout du relais ergodique permettait d'obtenir plus d'information à l'aide d'un seul élément et que celle-ci était suffisante pour reconstruire un réflecteur unique dans des conditions idéales. Plus précisément, la résolution atteinte avec un seul élément grâce à cette sonde ergodique est comparable à celle obtenue avec la méthode conventionnelle qui utilise 64 éléments.

#### 6.1.2 Développer un algorithme de formation d'images et le valider sur fantôme ultrasonore

La méthode a été testée dans un cas moins idéal à l'aide d'un fantôme de calibration. Dans ce fantôme de contraste, qui n'a pas la même vitesse de propagation que l'eau utilisée pour la calibration, plusieurs réflecteurs uniques peuvent être reconstruits simultanément à l'aide d'un seul signal ergodique. Toutefois, avec un seul signal ergodique la résolution est dégradée. Une approche avec plusieurs angles émis a donc été proposée afin d'augmenter la résolution. Avec 25 ondes planes émises et leur reconstruction respective moyennée, la résolution est alors suffisante pour

clairement distinguer les réflecteurs et est également comparable à celle obtenue avec la méthode conventionnelle avec le même nombre d'angles. Pour évaluer le contraste, des régions anéchoïques ont également été imagées à l'aide de la méthode. Pour celles-ci, une approche avec un seul élément récepteur ne suffisait plus pour les détecter correctement. Pour pouvoir observer des régions anéchoïques, les reconstructions de plusieurs éléments couverts par le relais ergodique doivent être sommés. Puisque ces régions sont définies par leur absence de signal rétrodiffusé, il est possible de suggérer que notre méthode, qui se base sur de longs signaux réfléchis, ne soit pas la mieux adaptée pour cette tâche. Les résultats obtenus en utilisant la même méthode de calibration et d'imagerie sans relais ergodique semblent appuyer cette hypothèse. Sans le relais ergodique, un meilleur contraste est obtenu dans les régions anéchoïques pour le même nombre d'angle et d'élément utilisé. Le gain en résolution aurait donc un coût en matière de contraste. Toutefois, il est possible de suggérer qu'une amélioration du ratio de signal sur bruit, qui est présentement faible dû aux conditions non idéales du montage expérimental, pourrait améliorer nos résultats.

### **6.1.3 Valider la faisabilité de l'approche in vivo dans le cerveau de souris**

Pour valider l'approche, la méthode a été testée *in vivo* dans le cerveau de souris. Puisque les expériences en fantôme ont pu montrer la réduction du contraste de notre méthode par rapport à la méthode conventionnelle, des agents de contraste sous la forme de microbulles ont été utilisés afin d'observer la vascularisation du cerveau. Avec un seul élément ergodique et plusieurs angles en transmission, la méthode proposée est en mesure de reconstruire la structure du cerveau de souris. De plus, le contraste semble s'améliorer lorsque plus d'éléments sont utilisés. Lorsque comparée à la méthode sans relais ergodique, l'imagerie à travers un relais ergodique offre une meilleure représentation de la vascularisation des gros vaisseaux du cerveau.

Grâce à la réalisation de ces trois sous-objectifs, l'objectif principal de ce projet a donc été complété, une preuve de concept d'une sonde ultrasonore basée sur le principe de relais ergodique a été développée. Cette preuve de concept a permis de poser des questions supplémentaires sur cette technologie qui pourront être répondues à l'aide d'un prototype plus étoffé qui sera donc à développer dans le futur.

## 6.2 Développements futurs

Maintenant que nous avons démontré la faisabilité de l'encodage temporelle de la position à l'aide d'un relais ergodique, plusieurs pistes potentielles pour de nouvelles avancées pour l'imagerie ultrasonore se présentent à nous, accompagnées d'autant de questions sur cette nouvelle méthode.

Tout d'abord, l'une des premières questions à explorer est la compréhension de la cavité ergodique en tant que telle. En effet, la cavité ergodique choisie a été optimisée pour la photoacoustique et celle-ci a pu donner des résultats intéressants avec la sonde L7-4 avec laquelle elle a été couplée, mais elle n'est probablement pas adaptée pour l'imagerie ultrasonore. De ce fait, la cavité ergodique a également été couplée avec d'autres sondes, de plus hautes fréquences, pour notamment observer les plus petits capillaires dans le cerveau de souris. Toutefois, les résultats préliminaires, qui sont présentés à l'annexe A, semblent montrer que ce relais ergodique n'apporte pas un gain substantiel, lorsque couplé avec une sonde ayant une fréquence centrale de 10-MHz. Pour obtenir une cavité adaptée à l'ultrason, les paramètres optimaux devront être recherchés, comme le nombre de relais ergodique apposé sur la sonde, le matériau réverbérant qui les compose ainsi que la forme qui optimise l'unicité des signaux. De plus, le relais ergodique qui a été présenté détient un ratio de signal sur bruit assez faible puisque une majeure partie de l'énergie rétrodiffusée est reflétée à l'interface entre le relais et le milieu de propagation. Dans notre système actuel, le coefficient de transmission est le même pour l'onde entrante et l'onde réfléchi à l'intérieur du quartz. Pour obtenir un meilleur signal encodé temporellement, le guide d'onde choisi en tant que relais ergodique doit avoir un coefficient de transmission élevé pour l'onde rétrodiffusée entrante et un coefficient de transmission faible sur ses autres faces qui ne sont pas en contact avec la sonde. Afin d'optimiser ces différents paramètres, des simulations de propagation d'onde ultrasonore, devront tout d'abord effectuer afin de repérer les caractéristiques dominantes de ce problème d'optimisation. De plus, une inspiration pourra être tirée des travaux effectués dans le domaine du renversement temporel de l'onde acoustique présenté à la section 2.3.1.

Ensuite, la manière dont l'encodage temporel est décodé doit également subir un examen plus approfondi. Il est par exemple possible de se demander quelle est l'importance des différentes parties du signal dans la localisation. Par exemple, le signal de première arrivée est intuitivement et mathématiquement associé à un rayon de positions possible pour l'émetteur alors que les réflexions du relais ergodique permettent de le localiser sur cette plage de positions réduites.

Différents algorithmes de formation d'images pourraient alors tirer un meilleur profit de ces informations à priori que l'algorithme utilisé actuellement basé sur la corrélation. Des approches basées sur les matrices de réflexion (Lambert et al., 2022) pourraient par exemple être développées. Quelques travaux menés par Michael Mayenhofer, un stagiaire sous ma supervision, ont également démontré la possibilité d'utiliser un réseau de neurones afin de calibrer et reconstruire des émetteurs ponctuels à l'aide de signaux encodés temporellement. En se basant sur l'architecture présentée par (Blanken et al., 2022), des résultats prometteurs ont été obtenus grâce à cette approche et sont présentés à l'Annexe B.

Pour une nouvelle perspective pour de futurs développements, la calibration de la méthode pourra également être revue. Pour ce mémoire, la calibration est effectuée sur un plan 2D puisqu'il est facile de déplacer un réflecteur unique sous la forme d'un fil sur ce plan. Toutefois, avec un réflecteur unique qui peut être déplacé selon les trois dimensions, cette même technique de calibration devrait être applicable pour obtenir un dictionnaire en 3D avec un seul élément. Une bille pourrait par exemple être insérée dans un gel d'agar afin d'effectuer une telle calibration. En s'inspirant du formalisme de (Meulen et al., 2018), la calibration pourrait également être effectuée en présence d'un grand nombre de réflecteurs localisés simultanément par une autre sonde. Par exemple, un réservoir d'eau avec une grande quantité de microbulles en mouvement, comme présenté à la section 3.2.2, peut être utilisé comme fantôme de calibration. À cet égard, une approche basée sur l'apprentissage par réseau de neurones aurait l'avantage de pouvoir potentiellement tirer un meilleur avantage de ce type de calibration.

Finalement, une fois ces questions fondamentales répondues, il sera également important de planifier une validation in vivo qui soit mieux adaptée à la sonde qui sera conçue. Comme discuté précédemment, le modèle animal utilisé n'était pas adapté à la sonde utilisée, autant par rapport à la distance requise entre la souris et la sonde due au relais ergodique, mais également en termes de fréquence par rapport à la taille des structures à imager. De plus, sans craniotomie le cerveau est peut-être une structure difficile à reconstruire à l'aide d'un relais ergodique puisque l'encodage est probablement modifié considérablement à travers le crâne. Un modèle plus approprié serait donc une carotide chez l'humain ou un rat avec craniotomie. Ces modèles adaptés à notre méthode pourraient entre autres permettre l'application de méthodes de traitement de données supplémentaires. La microscopie de localisation ultrasonore (ULM), présentée à la section 2.2.7 serait d'ailleurs une excellente adéquation à notre méthode. D'un côté, l'ULM nécessite

généralement une très grande quantité de données dues à son long temps d'acquisition nécessaire. Cet aspect pourrait être grandement compensé par la réduction du nombre de canaux grâce à ERUI. De plus, puisque l'ULM utilise des agents de contraste sous la forme de microbulles et que ERUI semble obtenir de meilleurs résultats en présence de forts émetteurs ponctuels, l'ULM pourrait donc permettre d'éviter certaines limitations liées à l'encodage temporel.

## CHAPITRE 7 CONCLUSION

Ce projet a permis le développement d'une sonde ultrasonore basée sur le principe de relais ergodique. Cette méthode, en réduisant le nombre de canaux d'un à deux ordres de grandeur, permet de conserver une résolution et un contraste équivalent à l'imagerie ultrasonore conventionnelle. En utilisant un nombre réduit de transducteurs grâce à la méthode ERUI, cette modalité originale d'imagerie conserverait la résolution et le champ de vue d'une sonde conventionnelle, tout en réduisant le coût de fabrication, de stockage de données et puissance de calculs requis allant jusqu'à deux ou trois ordres de grandeur. Ces améliorations ouvriraient la voie à des sondes cliniques conventionnelles plus petites, plus légères et plus faciles à manipuler en plus de permettre le développement d'applications novatrices telles que des appareils d'imagerie ultrasonore 3D sans fil. Avec de tels appareils à un coût réduit, il serait imaginable de penser développer des systèmes d'imagerie ultrasonore développés pour fonctionner uniquement à l'aide d'un téléphone intelligent. Ces développements faciliteraient donc l'accès universel à des examens cliniques rapides des structures internes par les professionnels de la santé.

## RÉFÉRENCES

- Berthon, B., Morichau-Beauchant, P., Porée, J., Garofalakis, A., Tavitian, B., Tanter, M., & Provost, J. (2018). Spatiotemporal matrix image formation for programmable ultrasound scanners. *Physics in Medicine & Biology*, *63*(3), 03NT03. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aaa606>
- Betzig, E., Patterson, G. H., Sougrat, R., Lindwasser, O. W., Olenych, S., Bonifacino, J. S., Davidson, M. W., Lippincott-Schwartz, J., & Hess, H. F. (2006). Imaging Intracellular Fluorescent Proteins at Nanometer Resolution. *Science*, *313*(5793), 1642–1645. <https://doi.org/10.1126/science.1127344>
- Bilodeau, M., Quaegebeur, N., Berry, A., & Masson, P. (2022). Correlation-based ultrasound imaging of strong reflectors with phase coherence filtering. *Ultrasonics*, *119*, 106631. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2021.106631>
- Bioucas-Dias, J. M., & Figueiredo, Má. A. T. (2007). A New TwIST: Two-Step Iterative Shrinkage/Thresholding Algorithms for Image Restoration. *IEEE Transactions on Image Processing*, *16*(12), 2992–3004. <https://doi.org/10.1109/TIP.2007.909319>
- Blanken, N., Wolterink, J. M., Delingette, H., Brune, C., Versluis, M., & Lajoinie, G. (2022). Super-Resolved Microbubble Localization in Single-Channel Ultrasound RF Signals Using Deep Learning. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *41*(9), 2532–2542. <https://doi.org/10.1109/TMI.2022.3166443>
- Candès, E. J., Romberg, J. K., & Tao, T. (2006). Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Communications on Pure and Applied Mathematics*, *59*(8), 1207–1223. <https://doi.org/10.1002/cpa.20124>
- Cassereau, D., & Fink, M. (1992). Time-reversal of ultrasonic fields. III. Theory of the closed time-reversal cavity. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, *39*(5), 579–592. <https://doi.org/10.1109/58.156176>
- Christensen-Jeffries, K., Harput, S., Brown, J., Wells, P. N. T., Aljabar, P., Dunsby, C., Tang, M.-X., & Eckersley, R. J. (2017). Microbubble Axial Localization Errors in Ultrasound Super-

Resolution Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 64(11), 1644–1654. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2017.2741067>

Cochard, E., Prada, C., Aubry, J. F., & Fink, M. (2009). Ultrasonic focusing through the ribs using the DORT method. *Medical Physics*, 36(8), 3495–3503. <https://doi.org/10.1118/1.3159755>

Couture, O., Hingot, V., Heiles, B., Muleki-Seya, P., & Tanter, M. (2018). Ultrasound Localization Microscopy and Super-Resolution: A State of the Art. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 65(8), 1304–1320. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2850811>

Deán-Ben, X. L., Özbek, A., López-Schier, H., & Razansky, D. (2019). Acoustic Scattering Mediated Single Detector Optoacoustic Tomography. *Physical Review Letters*, 123(17), 174301. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.123.174301>

Demené, C., Deffieux, T., Pernot, M., Osmanski, B.-F., Biran, V., Gennisson, J.-L., Sieu, L.-A., Bergel, A., Franqui, S., Correas, J.-M., Cohen, I., Baud, O., & Tanter, M. (2015). Spatiotemporal Clutter Filtering of Ultrafast Ultrasound Data Highly Increases Doppler and fUltrasound Sensitivity. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 34(11), 2271–2285. <https://doi.org/10.1109/TMI.2015.2428634>

Desailly, Y., Pierre, J., Couture, O., & Tanter, M. (2015). Resolution limits of ultrafast ultrasound localization microscopy. *Physics in Medicine & Biology*, 60(22), 8723. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/22/8723>

Donoho, D. L. (2006). Compressed sensing. *IEEE Transactions on Information Theory*, 52(4), 1289–1306. <https://doi.org/10.1109/TIT.2006.871582>

Draeger, C., & Fink, M. (1997). One-Channel Time Reversal of Elastic Waves in a Chaotic 2D-Silicon Cavity. *Physical Review Letters*, 79(3), 407–410. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.79.407>

Duarte, M. F., Davenport, M. A., Takhar, D., Laska, J. N., Sun, T., Kelly, K. F., & Baraniuk, R. G. (2008). Single-pixel imaging via compressive sampling. *IEEE Signal Processing Magazine*, 25(2), 83–91. <https://doi.org/10.1109/MSP.2007.914730>

- Errico, C., Pierre, J., Pezet, S., Desailly, Y., Lenkei, Z., Couture, O., & Tanter, M. (2015). Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging. *Nature*, *527*(7579), Article 7579. <https://doi.org/10.1038/nature16066>
- Fink, M. (1992). Time reversal of ultrasonic fields. I. Basic principles. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, *39*(5), 555–566. <https://doi.org/10.1109/58.156174>
- Fink, M., Cassereau, D., Derode, A., Prada, C., Roux, P., Tanter, M., Thomas, J.-L., & Wu, F. (2000). Time-reversed acoustics. *Reports on Progress in Physics*, *63*(12), 1933. <https://doi.org/10.1088/0034-4885/63/12/202>
- Fink, M., Montaldo, G., & Tanter, M. (2003). Time-Reversal Acoustics in Biomedical Engineering. *Annual Review of Biomedical Engineering*, *5*(1), 465–497. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.5.040202.121630>
- Fink, M., & Prada, C. (2001). Acoustic time-reversal mirrors. *Inverse Problems*, *17*(1), R1. <https://doi.org/10.1088/0266-5611/17/1/201>
- Fink, M., Prada, C., Wu, F., & Cassereau, D. (1989). Self focusing in inhomogeneous media with time reversal acoustic mirrors. *Proceedings., IEEE Ultrasonics Symposium*, 681–686 vol.2. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.1989.67072>
- Hamilton, M. F., & Blackstock, D. T. (1998). *Nonlinear Acoustics*. Academic Press.
- Hardy, E. (2020). *Échantillonnage spatiotemporel parcimonieux pour l'angiographie de localisation ultrasonore compressée du cerveau à faible coût* [Masters, Polytechnique Montréal]. <https://publications.polymtl.ca/5584/>
- Hardy, E., Porée, J., Belgharbi, H., Bourquin, C., Lesage, F., & Provost, J. (2021). Sparse channel sampling for ultrasound localization microscopy (SPARSE-ULM). *Physics in Medicine & Biology*, *66*(9), 095008. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abf1b6>
- Huynh, N., Zhang, E., Betcke, M., Arridge, S. R., Beard, P., & Cox, B. (2015). A real-time ultrasonic field mapping system using a Fabry Perot single pixel camera for 3D photoacoustic imaging. *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2015*, *9323*, 238–244. <https://doi.org/10.1117/12.2081869>

Ing, R. K., Quieffin, N., Catheline, S., & Fink, M. (2005). In solid localization of finger impacts using acoustic time-reversal process. *Applied Physics Letters*, 87(20), 204104. <https://doi.org/10.1063/1.2130720>

Jensen, J. A. (1996). *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach*. Cambridge University Press.

Jensen, J. A. (1997). Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems: 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34(sup. 1), 351–353.

Kay, S. (1978). Maximum entropy spectral estimation using the analytical signal. *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 26(5), 467–469. <https://doi.org/10.1109/TASSP.1978.1163127>

Kruizinga, P., van der Meulen, P., Fedjajevs, A., Mastik, F., Springeling, G., de Jong, N., Bosch, J. G., & Leus, G. (2017). Compressive 3D ultrasound imaging using a single sensor. *Science Advances*, 3(12), e1701423. <https://doi.org/10.1126/sciadv.1701423>

Lambert, W., Robin, J., Cobus, L. A., Fink, M., & Aubry, A. (2022). Ultrasound Matrix Imaging—Part I: The Focused Reflection Matrix, the F-Factor and the Role of Multiple Scattering. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 41(12), 3907–3920. <https://doi.org/10.1109/TMI.2022.3199498>

Li, Y., Li, L., Zhu, L., Maslov, K., Shi, J., Hu, P., Bo, E., Yao, J., Liang, J., Wang, L., & Wang, L. V. (2020). Snapshot photoacoustic topography through an ergodic relay for high-throughput imaging of optical absorption. *Nature Photonics*, 14(3), Article 3. <https://doi.org/10.1038/s41566-019-0576-2>

Li, Y., Wong, T. T. W., Shi, J., Hsu, H.-C., & Wang, L. V. (2020). Multifocal photoacoustic microscopy using a single-element ultrasonic transducer through an ergodic relay. *Light: Science & Applications*, 9(1), 135. <https://doi.org/10.1038/s41377-020-00372-x>

Liebgott, H., Basarab, A., Kouame, D., Bernard, O., & Friboulet, D. (2012). Compressive sensing in medical ultrasound. *2012 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 1–6. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2012.0486>

Lindner, J. R. (2004). Microbubbles in medical imaging: Current applications and future directions. *Nature Reviews Drug Discovery*, 3(6), Article 6. <https://doi.org/10.1038/nrd1417>

- Liutkus, A., Martina, D., Popoff, S., Chardon, G., Katz, O., Lerosey, G., Gigan, S., Daudet, L., & Carron, I. (2014). Imaging With Nature: Compressive Imaging Using a Multiply Scattering Medium. *Scientific Reports*, 4(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/srep05552>
- Lorintiu, O., Liebgott, H., Alessandrini, M., Bernard, O., & Friboulet, D. (2015). Compressed Sensing Reconstruction of 3D Ultrasound Data Using Dictionary Learning and Line-Wise Subsampling. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 34(12), 2467–2477. <https://doi.org/10.1109/TMI.2015.2442154>
- Luong, T.-D., Hies, T., & Ohl, C.-D. (2016). A compact time reversal emitter-receiver based on a leaky random cavity. *Scientific Reports*, 6(1), Article 1. <https://doi.org/10.1038/srep36096>
- Meulen, P. van der, Kruizinga, P., Bosch, J. G., & Leus, G. (2018). Calibration techniques for single-sensor ultrasound imaging with a coding mask. *2018 52nd Asilomar Conference on Signals, Systems, and Computers*, 1641–1645. <https://doi.org/10.1109/ACSSC.2018.8645085>
- Micks, T., Sue, K., & Rogers, P. (2016). Barriers to point-of-care ultrasound use in rural emergency departments. *Canadian Journal of Emergency Medicine*, 18(6), 475–479. <https://doi.org/10.1017/cem.2016.337>
- Montaldo, G., Palacio, D., Tanter, M., & Fink, M. (2004). Time reversal kaleidoscope: A smart transducer for three-dimensional ultrasonic imaging. *Applied Physics Letters*, 84(19), 3879–3881. <https://doi.org/10.1063/1.1738186>
- Montaldo, G., Palacio, D., Tanter, M., & Fink, M. (2005). Building three-dimensional images using a time-reversal chaotic cavity. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 52(9), 1489–1497. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2005.1516021>
- Montaldo, G., Tanter, M., Bercoff, J., Benech, N., & Fink, M. (2009). Coherent plane-wave compounding for very high frame rate ultrasonography and transient elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 56(3), 489–506. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2009.1067>
- Ng, A., & Swanevelder, J. (2011). Resolution in ultrasound imaging. *Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain*, 11(5), 186–192. <https://doi.org/10.1093/bjaceaccp/mkr030>

- Nie, L., Toulemonde, M., Tang, M.-X., Freear, S., & Harput, S. (2022). 3D Localization of Scatterers with a Spiral-Shaped Acoustic Lens. *2022 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/IUS54386.2022.9958492>
- Perrot, V., Polichetti, M., Varray, F., & Garcia, D. (2021). So you think you can DAS? A viewpoint on delay-and-sum beamforming. *Ultrasonics*, *111*, 106309. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2020.106309>
- Piepenbrock, M., Dencks, S., & Schmitz, G. (2018). Performance of Foreground-Background Separation Algorithms for the Detection of Microbubbles in Super-Resolution Imaging. *2018 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 1–9. <https://doi.org/10.1109/ULTSYM.2018.8579815>
- Porée, J. (2017). *Évaluation de la biomécanique cardiovasculaire par élastographie ultrasonore non-invasive*. <https://papyrus.bib.umontreal.ca/xmlui/handle/1866/18571>
- Provost, J., & Lesage, F. (2009). The Application of Compressed Sensing for Photo-Acoustic Tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, *28*(4), 585–594. <https://doi.org/10.1109/TMI.2008.2007825>
- Provost, J., Papadacci, C., Arango, J. E., Imbault, M., Fink, M., Gennisson, J.-L., Tanter, M., & Pernot, M. (2014). 3D ultrafast ultrasound imaging in vivo. *Physics in Medicine & Biology*, *59*(19), L1. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/19/L1>
- Quinsac, C., Basarab, A., & Kouamé, D. (2012). Frequency Domain Compressive Sampling for Ultrasound Imaging. *Advances in Acoustics and Vibration*, *2012*, e231317. <https://doi.org/10.1155/2012/231317>
- Rix, A., Lederle, W., Theek, B., Lammers, T., Moonen, C., Schmitz, G., & Kiessling, F. (2018). Advanced Ultrasound Technologies for Diagnosis and Therapy. *Journal of Nuclear Medicine*, *59*(5), 740–746. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.200030>
- Robin, J., Arnal, B., Tanter, M., & Pernot, M. (2017a). 3D Imaging with a Time Reversal Cavity: Towards Transcostal Focusing for Shock Wave Therapy. *IRBM*, *38*(4), 234–237. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2017.06.006>

Robin, J., Arnal, B., Tanter, M., & Pernot, M. (2017b). A 3D time reversal cavity for the focusing of high-intensity ultrasound pulses over a large volume. *Physics in Medicine & Biology*, 62(3), 810. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aa52ab>

Rodriguez-Molares, A., Rindal, O. M. H., D'hooge, J., Måsøy, S.-E., Austeng, A., Lediju Bell, M. A., & Torp, H. (2020). The Generalized Contrast-to-Noise Ratio: A Formal Definition for Lesion Detectability. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 67(4), 745–759. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2019.2956855>

Samarasinghe, P., Abhayapala, T. D., & Kellermann, W. (2017). Acoustic reciprocity: An extension to spherical harmonics domain. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 142(4), EL337–EL343. <https://doi.org/10.1121/1.5002078>

Sauvage, J., Porée, J., Rabut, C., Férin, G., Flesch, M., Rosinski, B., Nguyen-Dinh, A., Tanter, M., Pernot, M., & Deffieux, T. (2020). 4D Functional Imaging of the Rat Brain Using a Large Aperture Row-Column Array. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 39(6), 1884–1893. <https://doi.org/10.1109/TMI.2019.2959833>

Stellinga, D., Phillips, D. B., Mekhail, S. P., Selyem, A., Turtaev, S., Čižmár, T., & Padgett, M. J. (2021). Time-of-flight 3D imaging through multimode optical fibers. *Science*, 374(6573), 1395–1399. <https://doi.org/10.1126/science.abl3771>

Stutzman, W. L., & Thiele, G. A. (2012). *Antenna Theory and Design*. John Wiley & Sons.

Szabo, T. L. (2004). *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out*. Academic Press.

Tanter, M., & Fink, M. (2014). Ultrafast imaging in biomedical ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 61(1), 102–119. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2014.2882>

Thomas, J.-L., Wu, F., & Fink, M. (1996). Time Reversal Focusing Applied to Lithotripsy. *Ultrasonic Imaging*, 18(2), 106–121. <https://doi.org/10.1177/016173469601800202>

Tikhonov, A. N., & Glasko, V. B. (1965). Use of the regularization method in non-linear problems. *USSR Computational Mathematics and Mathematical Physics*, 5(3), 93–107. [https://doi.org/10.1016/0041-5553\(65\)90150-3](https://doi.org/10.1016/0041-5553(65)90150-3)

Treeby, B. E., Budisky, J., Wise, E. S., Jaros, J., & Cox, B. T. (2018). Rapid calculation of acoustic fields from arbitrary continuous-wave sources. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *143*(1), 529–537. <https://doi.org/10.1121/1.5021245>

Treeby, B. E., & Cox, B. T. (2010). k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields. *Journal of Biomedical Optics*, *15*(2), 021314. <https://doi.org/10.1117/1.3360308>

Wang, L. V., & Hu, S. (2012). Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging from Organelles to Organs. *Science*, *335*(6075), 1458–1462. <https://doi.org/10.1126/science.1216210>

## ANNEXE A SONDE ERGODIQUE À HAUTE FRÉQUENCE

Cette annexe présente les résultats préliminaires concernant le design d'une sonde à relais ergodique à plus haute fréquence centrale. La sonde L7-4 utilisée dans ce mémoire fut la première sonde avec laquelle l'imagerie à travers un relais ergodique a été tentée. Une fois celle-ci caractérisée et la méthode maîtrisée, l'idée de tenter le même processus avec différentes sondes est apparue. Afin de pouvoir avoir une gamme de fréquence qui soit mieux adaptée au modèle du cerveau de la souris in vivo, l'imagerie au travers d'un relais ergodique a été tentée avec une sonde L8-18, qui a notamment la particularité d'avoir une fréquence centrale à une plus haute fréquence. Le même relais ergodique a été utilisé avec la sonde puisque la fréquence centrale de la sonde est encore sous les 15MHz utilisée en photoacoustique et devrait donc avoir une atténuation et des coefficients de réflexion similaire à ceux obtenus à 15MHz et 5MHz, les deux fréquences avec lesquels des résultats probants ont été obtenus. La sonde utilisée est illustrée à la Figure A.1.



Figure A.7-1 | Sonde L8-18 avec un prisme de quartz apposé sur la moitié des éléments.

La même calibration et caractérisation décrite à la section 3.1.2 et 3.1.3 a été effectuée sur cette sonde, soit une prise de mesure sur une grille de calibration avec un espacement de  $\lambda/4$ .

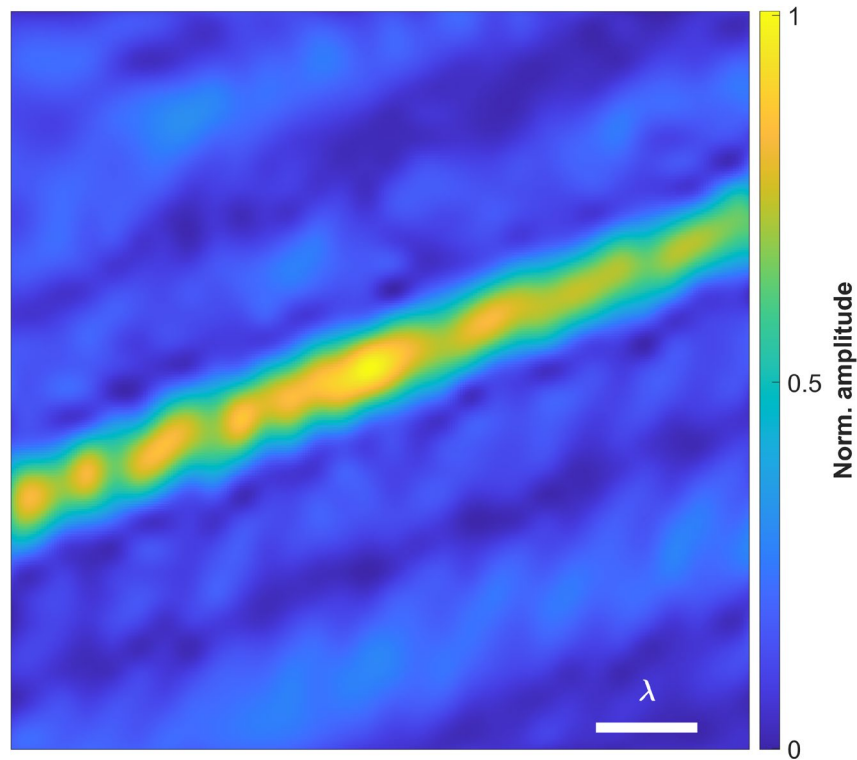


Figure A.7-2 | Reconstruction au travers d'un relais ergodique d'un réflecteur unique à l'aide de la sonde L8-18.

Le résultat de la caractérisation est illustré à la Figure A.2. La résolution obtenue grâce à la sonde à haute fréquence est plus faible que par rapport à sa longueur d'onde lorsque comparée à la sonde à basse fréquence qui est présentée dans ce mémoire. Ces résultats semblent donc démontrer qu'une meilleure compatibilité entre le relais ergodique et la sonde doit être trouvée pour pouvoir correctement encoder spatialement la position des émetteurs à plus haute fréquence. Une étude plus approfondie devra donc être effectuée sur ces différents composants de la méthode proposée.

## ANNEXE B FORMATION D'IMAGE PAR RÉSEAU DE NEURONE

Cette annexe fournit des informations supplémentaires sur le développement d'une méthode de calibration basée sur un réseau neuronal pour la formation d'images ultrasonores à l'aide d'une sonde ergodique à élément unique. Cette approche a été proposée pour exploiter les capacités inhérentes des réseaux neuronaux d'obtenir potentiellement des informations positionnelles plus riches à partir de l'encodage temporel. Ces travaux ont été effectués durant un stage d'été sous la supervision conjointe de Jean Provost et moi-même.

En s'inspirant de l'architecture proposée par Blanken et al. (2022), un réseau de neurone comportant des couches convolutionnelles dilatées a été développé. Le réseau de neurones prend donc en entrée les signaux RF du dictionnaire de calibration et leur position respective. L'architecture comprend plusieurs couches convolutives 1D qui sont dilatées pour étendre de manière exponentielle le champ réceptif du réseau suivies d'une couche entièrement connectée. Après l'entraînement, le réseau neuronal traite les signaux encodés pour générer des images reconstruites de l'emplacement des émetteurs ponctuels.

Le processus de validation a consisté à localiser les émetteurs ponctuels utilisés pendant la formation afin d'affirmer la capacité du réseau à apprendre les relations spatiales. Ensuite, le réseau neuronal a été testé avec des données inédites, notamment des signaux de nuages de bulles. Les résultats de cette expérience sont illustrés Figure B.1.

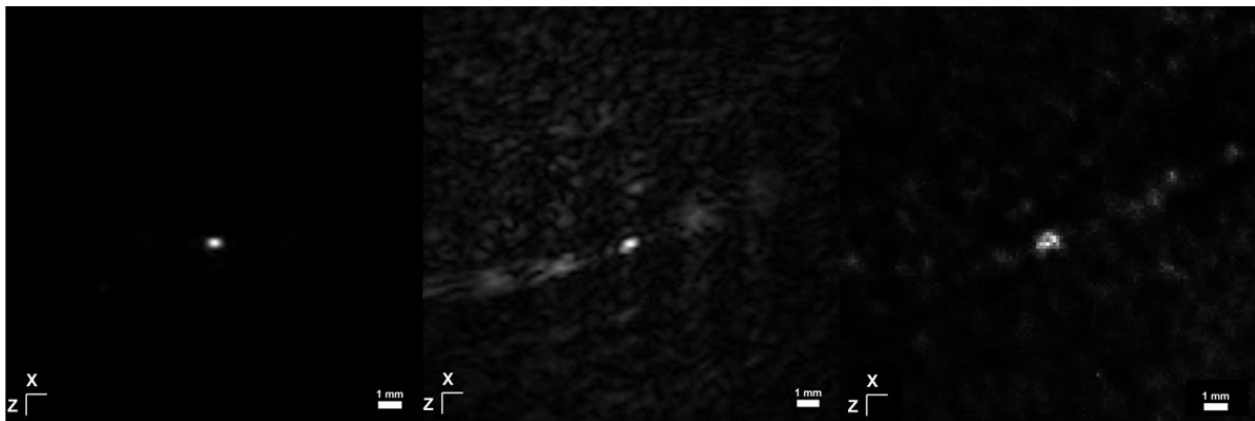


Figure B.1 | Reconstruction d'une microbulle Definity à l'aide de la méthode conventionnel de delay-and-sum (gauche), avec ERUI la méthode proposée dans ce mémoire basée sur la corrélation de signaux encodés temporellement (milieu) et avec un réseau de neurone entraîné à l'aide d'un dictionnaire des signaux encodés.

Ces résultats montrent que le réseau de neurone peut effectivement apprendre l'encodage temporel du relais ergodique puisqu'il retrouve avec une résolution comparable un émetteur unique qui n'a pas été utilisé dans son entraînement. De plus, ces résultats préliminaires semblent également montrés un certain gain en contraste. En améliorant l'architecture du réseau, cette nouvelle méthode de calibration pourrait permettre d'obtenir une meilleure résolution et un meilleur contraste que la méthode basée sur la corrélation. Différentes méthodes d'acquisition du dictionnaire de calibration pourraient également être envisagées, se basant notamment sur un nuage de bulle contenant plusieurs émetteurs à chaque acquisition.