

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur

Et de la Recherche Scientifique



Université Mohammed Seddik ben Yahia -Jijel

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département d'Electronique

Mémoire de fin d'études en vue de l'obtention du diplôme

De Master en Electronique

Option : Electronique des Systèmes Embarqués

THEME

**AMELIORATION DE LA RESOLUTION DU SIGNAL
ULTRASONORE PAR LA METHODE DE
RETOURNEMENT TEMPOREL**

Réalisé par :

Melle : FRITES Ibtissam

Mme : BOUDERAOUNE Besma

Encadré par :

Melle : KEMIHA Fatima



Remerciements

*Tout d'abord et avant tout, nous remercions **Dieu** le tout puissant de nous avoir apporté la force, la santé, la patience et la volonté pour mener à bien ce modeste travail, merci de nous avoir éclairé le chemin de la réussite.*

*Nous adressons nos sincères remerciements à **nos chères familles** pour leur soutien moral et intellectuel tout au long du parcours académique.*

*Aussi, nous exprimons notre profonde reconnaissance envers tous **nos amis et collègues** pour être toujours à nos côtés.*

*Nous remercions notre encadreur **Mlle. Fatima KEMIHA** pour ses efforts et ses judicieux conseils tout au long de la période de ce projet, plus sa patience permanente avec nous.*

*Nous remercions **les membres de jury** d'avoir accepté de juger notre modeste mémoire.*

*Enfin, nous remercions **tous les enseignants** qui nous ont étudiés avec tout le dévouement pour arriver ici.*

A tous, un grand merci.



Dédicaces

Avec les expressions d'amour les plus sincères et les plus profondes, je dédie ce modeste travail de fin d'étude aux personnes les plus précieuses de mon cœur, mes parents, mes frères et mes sœurs, à toute ma famille et mes amis. J'espère que Dieu vous bénira avec une santé et un bonheur durables.

Je dédie ce travail à ma chère amie et binôme Besma. Bouderaoune.

Je dédie ce mémoire à tous ceux qui m'ont apporté de loin ou de près, leur soutien et leurs conseils tout au long de mes études.

« Malheur à l'étudiant s'il est

Satisfait de lui-même. »

Ibtissam



Dédicaces

*Au nom d'ALLAH, le tout puissant, le
miséricordieux.*

*D'abord je remercie le bon Dieu qui m'a donné
le courage pour arriver à la fin de mes études.*

Je dédie ce modeste travail à :

*A mon cher père Ahcen . A ma plus belle étoile
qui puisse exister dans l'univers ma chère
mère. À mon cher mari Abderrezak*

*A ma tante avant qu'elle ne soit ma belle-mère.
Mes frères :Adel, Moad et Didin.*

Mes sœurs : Roza, hana et Abir .

*A ma meilleure amie et binôme FRITES
Ibtissam.*

*A toutes les familles : BOUDERAOUNE,
TALEB et BOULKEDRA.*

A mon encadreur. A tous mes amis.

*En fin à moi-même et toute la promotion master
Electronique des Systèmes Embarqués /2020.*

Besma

TABLE DES MATIERES

Remerciements	i
Dédicaces.....	ii
Dédicaces.....	iii
Table des matières	iv
Liste des figures / tableaux	viii
Liste des abréviations	xi
Introduction générale.....	1

Chapitre I : Les ultrasons

I.1 Introduction	4
I.2 Définitions.....	4
I.3 Paramètres ultrasonores	4
I.3.1 Fréquence f	5
I.3.2 Période T	5
I.3.3 Impédance acoustique Z	6
I.3.4 Célérité C	7
I.3.5 Longueur d'onde λ	7
I.3.6 Pression acoustique p	8
I.3.7 Intensité ultrasonore I	8

I.3.8	Amplitude A.....	8
I.3.9	Energie acoustique E.....	9
I.3.10	Atténuation des ondes ultrasonores.....	9
I.4	Types d’ondes ultrasonores.....	9
I.4.1	Ondes longitudinales ou de compression.....	10
I.4.2	Ondes transversales ou de cisaillement.....	10
I.4.3	Ondes de surface.....	11
I.4.4	Ondes de Lamb.....	11
I.5	Interactions US.....	12
I.5.1	Transmission.....	12
I.5.2	Réflexion –Réfraction.....	12
I.5.3	Absorption.....	14
I.5.4	Diffusion (ou Dispersion).....	15
I.6	Méthodes de mesure par US.....	15
I.6.1	Contrôle en immersion.....	15
I.6.2	Contrôle au contact.....	16
I.7	Sondes à US.....	17
I.7.1	Composants de la sonde.....	17
I.7.2	Types des sondes.....	18
I.8	Domaines d’application des US.....	19
I.8.1	En médecine.....	19
I.8.2	Dans l’industrie.....	20
I.8.3	Repérage d’obstacles.....	20
I.9	Avantages et inconvénients des US.....	22
I.10	Conclusion.....	23

Chapitre II : Théorie de la méthode de retournement temporel

II.1 Introduction.....	24
II.2 Historique.....	25
II.3 Théorème de retournement temporel.....	26
II.3.1 Définition.....	26
II.3.2 Domaines d'application de la méthode de RT.....	26
II.3.3 Principe de RT.....	26
II.3.4 Configurations envisagées par RT.....	27
II.3.4.1 Cavité à retournement temporel.....	28
II.3.4.1.1 Phase de réception (d'enregistrement).....	28
II.3.4.1.2 Phase de réémission.....	29
II.3.4.2 Miroir à retournement temporel (MRT).....	30
II.3.4.2.1 Définition générale.....	30
II.3.4.2.2 Procédé de focalisation par MRT.....	30
II.4 Retournement temporel itératif.....	31
II.5 Décomposition de l'opérateur de retournement temporel (DORT).....	32
II.5.1 Définition.....	32
II.5.2 Principe de la méthode.....	33
II.5.3 Matrice de transfert K.....	33
II.5.4 L'opérateur de retournement temporel.....	34
II.6 Technologie de fabrication du dispositif de mesure par la méthode de RT.....	36
II.7 Expériences sur les miroirs à retournement temporel.....	36
II.7.1 Expérience n°1 : focalisation sur un disque de silicium réverbérant.....	36
II.7.2 Expérience n°2 : Focalisation spatiale par RT dans l'eau et à travers la forêt de tiges ..	37

II.7.3	Expérience n°3 : focalisation sur un calcul rénal.....	40
II.8	Exemples descriptifs d'application de RT	43
II.8.1	Exemple n°1 : la détection précoce de tumeur dans le cancer de sein	43
II.8.2	Exemple n°2 : application de retournement temporel à la sismologie.....	46
II.9	Avantages et inconvénients de la méthode de RT	48
II.10	Conclusion	49

Chapitre III : Application de la méthode de retournement temporel sur les ultrasons

III.1	Introduction	50
III.2	Problématique.....	50
III.3	Expérience sur ultrasons.....	51
III.3.1	Méthode à contact.....	52
III.3.2	Méthode sans contact.....	53
III.4	Application de retournement temporel sur les signaux US	55
III.4.1	Discussion des résultats	58
III.4.2	Retournement temporel après certain temps de d'enregistrement delta	59
III.4.3	Discussion des résultats	60
III.5	Solution de l'équation d'onde et son retournement temporel	63
III.6	Conclusion.....	65
	Conclusion générale & perspectives.....	66
	Biblio-webographiques.....	68

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : L'onde sonore selon la fréquence.....	5
Figure I.2 : La longueur d'onde pour une onde longitudinale	7
Figure I.3 : La propagation des ondes longitudinales ou de compression	10
Figure I.4 : La propagation des ondes transversales ou de cisaillement	10
Figure I.5 : Onde de surface ou Rayleigh.....	11
Figure I.6 : Représentations d'ondes de plaque (a) symétrique et (b) antisymétrique	11
Figure I.7 : La transmission des ondes entre deux milieux.....	12
Figure I.8 : La réflexion des US.....	13
Figure I.9 : Réflexion avec incidence nulle.....	13
Figure I.10 : La diffusion des US.....	15
Figure I.11 : Contrôle en immersion	16
Figure I.12 : Simulations du champ de déplacement transmis à 45° dans une pièce à travers une surface plane, puis irrégulière.....	17
Figure I.13 : Schéma de la composition d'une sonde échographique.....	17
Figure I.14 : Types des sondes à US	18
Figure I.15 : Les ultrasons en kinésithérapie.....	19
Figure I.16 : Principe de nettoyage ultrasonique.....	20
Figure I.17 : Le radar de recul automobile.....	21
Figure I.18 : Principe du sonar	21
Figure II.1 : Phase d'enregistrement du champ	29
Figure II.2 : Phase de réémission des signaux retournés temporellement	29
Figure II.3 : Focalisation par retournement temporel à travers un milieu inhomogène.....	31

Figure II.4 : Description du processus de retournement temporel itératif pour deux cibles de réflectivité égale à 1 et 0,5.....	32
Figure II.5 : Acquisition de la réponse impulsionnelle inter-élément.....	34
Figure II.6 : Itération du retournement temporel	35
Figure II.7 : Résultat de l'expérience de C. Draegger dans un disque de silicium réverbérant...37	
Figure II.8 : Phase d'enregistrement du champ	38
Figure II.9 : Phase de réémission du champ retourné temporellement.....	38
Figure II.10 : (a) Signal reçu sur la voie 1. (b) Compression temporelle au point Focal	39
Figure II.11 : Focalisation spatiale par RT dans l'eau (trait rouge) et à travers la forêt de tiges (trait bleu)	39
Figure II.12 : Courbes de pression mesurée à l'emplacement du calcul pour les trois itérations. A partir de la deuxième itération, l'onde se concentre en un point du calcul	42
Figure II.13 : Echos du calcul captés par les éléments de la matrice à la première, la deuxième et la troisième itération	42
Figure II.14 : Image obtenue par retournement temporel dans le cas de la bille placée au centre du cercle.....	44
Figure II.15 : Image obtenue par retournement temporel dans le cas de la bille décalée par rapport au centre du cercle.....	44
Figure II.16 : Tumeur décentrée : Image RT par sommation pour un milieu de permittivité $\epsilon_r = 9$ et un sein de permittivité $\epsilon_r = 6.6$	46
Figure II.17 : Matériau diélectrique ($\epsilon_r = 6$) avec peau : Tumeur de diamètre 10mn décalée par rapport au centre de 21 mm dans chaque direction	46
Figure II.18 : Application du retournement temporel à la localisation d'un séisme.....	48
Figure III.1 : L'appareillage d'un essai pulse-écho	51
Figure III.2 : Principe contrôle à contact	52
Figure III.3 : Résultats de contrôle à contact	53
Figure III.4 : Principe contrôle sans contact	53

Figure III.5 : Cylindre avec défaut sans contact	54
Figure III.6 : Cylindre sans défaut sans contact.....	54
Figure III.7 : 1 ^{er} signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D).....	55
Figure III.8 : 1 ^{er} signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D)	56
Figure III.9 : 1 ^{er} signal réel à ultrason vu trois dimensions (3D).....	56
Figure III.10 : 2 ^{ème} signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D).....	57
Figure III.11 : 2 ^{ème} signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D).....	57
Figure III.12 : 2 ^{ème} signal réel à ultrason vu trois dimensions (3D)	58
Figure III.13 : Signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D), après delta = 1 μ s	59
Figure III.14 : Signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D), après delta = 1 μ s	60
Figure III.15 : Signal réel à ultrason vu trois dimensions (3D), après delta = 1 μ s.....	60
Figure III.16 : Signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D), après delta = 1s.....	61
Figure III.17 : Signal réel à ultrason vu deux dimension (2D), après delta = 1s.....	62
Figure III.18 : Signal réel à ultrason vu deux dimension (2D), après delta = 1s.....	62
Figure III.19 : Signal réel présent l'équation d'onde.....	63
Figure III.20 : Signal émis de la solution d'équation d'onde	64
Figure III.21 : Signal réel présent le RT de la solution d'équation d'onde	64

LISTE DES TABLEAUX

Tableau I.1 : Impédance acoustique d'un matériau	6
Tableau I.2 : La célérité des ultrasons des quelques milieux biologiques	7
Tableau I.3 : Exemples de coefficient de réflexion R.....	14

LISTE DES ABREVIATIONS

AD	Analog to Digital
CND	Contrôle non destructif
DA	Digital to Analog
DORT	Décomposition de l'opérateur de retournement temporel
LIFO	Last In First Out
LOA	Laboratoire Ondes et Acoustique
MRT	Miroir à retournement temporel
RT	Retournement temporel
SONAR	Sound Navigation and Ranging
SVD	Décomposition en Valeurs Singulières
US	Ultrason



INTRODUCTION GENERALE

Introduction générale

Les scientifiques ont développé de nombreuses utilisations des ultrasons dans le domaine de la médecine, de l'industrie, en physique et en chimie, tel que la détection de maladies et de déformations, la fourniture de communication sous-marines et la détection d'objets submergés en dessous, déterminer les propriétés des matériaux et produire des émulsions homogènes, ainsi que la détection de fissures dans les plaques...etc.

Les ultrasons sont des ondes mécaniques représentant des vibrations avec une fréquence supérieure à la fréquence de coupure de l'oreille humaine. Cette fréquence varie de 1 GHz à 20 GHz. Ces ondes sont plus courtes que les ondes sonores audibles. Elles sont généralement détectées à l'aide de cristaux piézoélectriques ou par des moyens optiques car la diffraction de la lumière la rend visible.

La propagation des ultrasons dépend principalement du milieu de propagation, elles conservent ses propriétés dans les milieux gazeux et liquides. Comme elles ne montrent aucun effort de déviation, elles se déplacent linéairement, c'est -à-dire que la direction de vibration est parallèle à la direction de propagation. Lorsque les ondes courtes des ultrasons rencontrent de petits obstacles, elles rebondissent ou se réfléchissent facilement, créant des résonances. Tandis que, les vagues plus longues sautent ces obstacles sans réponse.

De nombreuses méthodes ont été découvertes pour focaliser les ondes ultrasons sur des cibles fixes ou mobiles dans divers milieux, mais ceux qui découvrent ces méthodes sont toujours confrontés à des lacunes diminuant la précision de la focalisation des ondes ultrasonores.

Dès 1986, au Laboratoire Ondes et Acoustique(LOA), M. Fink et al proposèrent alors une technique capable de prendre en compte les modifications de la forme du signal. Connue sous le nom de focalisation par retournement temporel. Elle est l'analogue, pour des signaux large-bande, de la technique de conjugaison de phase des signaux monochromatiques bien connue en optique. Cette technique de focalisation par retournement temporel permet d'obtenir en milieu

hétérogène non dissipatif la même qualité de focalisation qu'en milieu homogène. Dans de nombreux cas, elle permet donc une correction totale des aberrations, mais nécessite cependant la présence à la focale désirée d'une source ou d'un réflecteur acoustique, sur lequel le système apprend à faire le point. Cette source ou ce réflecteur acoustique envoie ou renvoie une onde ultrasonore, qui après propagation à travers les hétérogénéités du milieu, est reçue, numérisée et enregistrée par chacun des transducteurs d'un réseau (miroir à retournement temporel). Ces signaux sont ensuite retournés temporellement puis réémis par chaque transducteur de réseau. Grâce à l'invariance par renversement du temps de l'équation d'onde en milieu hétérogène non dissipatif, nous savons que ce front d'onde émis par le miroir refocalise alors de manière optimale sur la source ou le réflecteur initial [1].

La focalisation des ondes est nécessaire dans de nombreux domaines de la physique tels que l'optique et l'acoustique. Elle est souvent à la base de l'étude des propriétés locales d'un milieu inhomogène. Suivant les cas, l'onde est focalisée à l'émission, à la réception, ou bien à l'émission et à la réception. Pour l'imagerie d'objets rayonnants, comme en astrophysique l'onde est focalisée lors de la réception. Dans toutes les techniques destructives, la focalisation a lieu en émission. En microscopie ultrasonore, on focalise en émission et en réception en faisant coïncider le foyer de l'émetteur et celui du récepteur. En échographie médicale, les méthodes de focalisation dynamique nécessitent une émission peu focalisée afin d'éclairer uniformément toute la profondeur des tissus à imager. Par contre, la focalisation est optimale en réception [2].

Le but de notre travail est de focaliser les ondes ultrasonores théoriquement par la méthode de retournement temporel, avec des simulations MATLAB.

Ce mémoire est constitué de trois chapitres. Ils sont organisés comme suit :

Dans le premier chapitre, nous avons présenté des généralités sur les ultrasons, propriétés, applications, méthodes de mesure, avantages et les inconvénients.

Dans le deuxième chapitre, nous avons étudié la méthode de retournement temporel, et les domaines d'application, les configurations qui cela dépend, nous expliquons la méthode DORT, ainsi nous donnons une série d'expériences sur la méthode de RT. Puis nous citons quelques avantages et inconvénients de cette méthode.

Nous avons effectué dans le dernier chapitre, des simulations avec MATLAB sur quelques données expérimentales des quelques études.

Enfin, nous terminons ce mémoire par une conclusion et perspectives.



LES ULTRASONS

Chapitre I

Les ultrasons

I.1 Introduction

Les ultrasons sont des vibrations élastiques, de fréquence comprise entre 20 KHz, et quelques centaines de mégahertz, qui se propagent dans tous les milieux sauf le vide.

Dans ce chapitre on va expliquer tous simplement des concepts liés aux ultrasons. On commence par des définitions des US, leurs paramètres puis leurs types fondamentaux. Après on va donner plusieurs applications dans le domaine médical et l'industrie, puis les utilisations des ultrasons par les animaux, avec un petit résumer sur les méthodes de calcul.

Enfin, on énumère certains des avantages et des inconvénients des US.

I.2 Définitions

Les ultrasons sont des vibrations acoustiques non audibles par l'oreille humaine. Ces vibrations de même nature physique que le son, seule la fréquence permet de les différencier.

L'ultrason est une onde sonore, mécanique élastique, qui se propage dans des milieux non vides. Sa fréquence, trop élevée pour être audible par l'oreille humaine (fréquences comprises entre 20 et 20 000 kHz), est supérieure à 20 kHz [4].

I.3 Paramètres ultrasonores

Comme toute onde, l'ultrason possède plusieurs éléments qui caractérisent l'onde.

I.3.1 Fréquence f

D'une manière générale, l'onde acoustique est une onde sinusoïdale caractérisée par la fréquence.

$$f = 1 / T \quad (\text{I.1})$$

Avec :

f : la fréquence en Hz (s^{-1}).

T : période en s.

On peut classer une onde acoustique par quatre types différents suivant une fréquence donnée.

- ✓ Le premier type appelé l'infrason qui inaudible pour l'humain, sa fréquence est comprise entre 0 et 20 Hz.
- ✓ Le second type est le son audible par l'homme, sa fréquence est limitée entre 20 Hz à 20 KHz.
- ✓ Ensuite vient l'onde ultrasonore, sa fréquence est comprise entre 20 KHz à 1GHz.
- ✓ La fréquence de dernier type est supérieure à 1GHz.



Figure I.1 : L'onde sonore selon la fréquence.

I.3.2 Période T

La période est le temps nécessaire à l'onde pour effectuer un cycle complet [6]. L'inverse de la fréquence est la période T. C'est le temps, en secondes, qui sépare les deux instants les plus rapprochés où l'onde a les mêmes caractéristiques.

$$T = 1/f \quad (\text{I.2})$$

I.3.3 Impédance acoustique Z

Chaque milieu est caractérisé par une résistance du son appelée impédance acoustique, elle est égale au produit de la masse volumique (ρ) par la vitesse (c) du son dans le milieu considéré.

$$Z = \rho \cdot c \quad (\text{I.3})$$

Ou bien encore à partir de la masse volumique (ρ) du milieu et de sa compressibilité (x) telle que :

$$Z = \sqrt{\rho} / \sqrt{x} = \rho \cdot c \quad (\text{I.4})$$

Avec : Z : l'impédance acoustique Z en [Kg/m².s].

x : compressibilité en [m².s/Kg].

ρ : la masse volumique en [Kg.m⁻³].

c : La célérité exprimées en [m/s].

Le tableau I.1 donne l'impédance acoustique de quelques matériaux.

Tissu	Z (10 ⁶ Kg/m ² .s)
Eau	1.48
Air	4.40
Sang	1.66
Os cortical	4.11
Aluminium	17
Cuivre	42
Béton	11
Aciers	46
Mercure	20

Tableau I.1: Impédance acoustique de quelques matériaux.

I.3.4 Célérité C

La célérité, c'est-à-dire la vitesse de vibration des US ou la vitesse de propagation. La célérité c de l'onde définie par la relation :

$$C = \lambda / T \quad (\text{I.5})$$

Ce tableau représente la célérité des ultrasons dans différents milieux biologiques.

Tissus	Vitesse de propagation des ultrasons (mètres par seconde)
Poumons	650
Graisse	1460
Eau	1482
Foie	1535
Rein	1500
Collagène	1680
Os	2700-4000
Air	330
Lait	1540
Muscle	1545-1630

Tableau I.2 : La célérité des ultrasons des quelques milieux biologiques.

I.3.5 Longueur d'onde λ

C'est la distance séparant deux points du trajet de l'onde ayant la même pression à un instant donné.

On définit par :

$$\lambda = C / f \quad (\text{I.6})$$

Ou bien par :

$$\lambda = C.T \quad (\text{I.7})$$

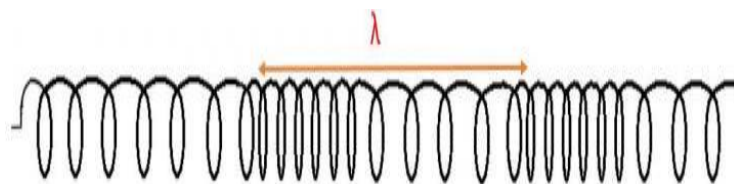


Figure I.2 : La longueur d'onde pour une onde longitudinale.

I.3.6 Pression acoustique p

Elle varie selon la fréquence de l'onde ultrasonore. Ce sont les variations de cette pression qui soumettent les particules du milieu à des mouvements vibratoires.

La pression acoustique vaut :

$$p = c \cdot \rho \cdot v \quad (I.8)$$

Tel que :

v : la vitesse de vibration.

I.3.7 Intensité ultrasonore I

C'est l'énergie qui traverse perpendiculairement l'unité de surface pendant l'unité de temps.

L'intensité acoustique (I) est exprimée en (watts.cm⁻²).

Intensité : Energie transportée par l'onde US.

$$I = (P_0)^2 / 2 \rho \cdot c \quad (I.9)$$

Avec :

P₀ : La pression acoustique maximale (amplitude, Pa).

I.3.8 Amplitude A

L'amplitude d'une onde correspond à la hauteur maximale atteinte par l'onde par rapport à sa position au repos [6].

L'amplitude est la hauteur de l'oscillation d'une onde. Elle se mesure entre l'axe horizontal et un maximum de la fonction sinus. Selon la nature de l'onde, elle ne correspond pas à la même chose à chaque fois. Pour une corde vibrante, c'est une distance. Pour une onde sonore, elle correspond à la pression de l'air...etc. [7].

I.3.9 Energie acoustique E

$$E = P_w * \Delta t \quad (\text{I.10})$$

Avec :

E : énergie acoustique en [J].

P_w : puissance efficace en [watt].

I.3.10 Atténuation des ondes ultrasonores

L'atténuation est définie par la réduction de l'intensité d'un faisceau des ultrasons, au cours de sa propagation dans un milieu qui dépend de la nature et la profondeur du milieu traversée et de la fréquence de faisceau. Cette atténuation des ultrasons est due aux multiples interactions (réflexion, réfraction, diffusion et absorption) qui diminuent l'intensité du faisceau lorsque celui-ci pénètre dans les tissus. Cette diminution obéissant à une loi exponentielle décroissante [5].

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{I.11})$$

Avec :

I : intensité des ultrasons à la distance x.

I_0 : intensité initiale.

μ : coefficient linéaire d'atténuation.

x : la distance parcourue par l'onde depuis la source.

I.4 Types d'ondes ultrasonores

L'onde ultrasonore est une onde de pression, qui se propage dans un milieu élastique. Le milieu de propagation de l'onde ultrasonore est soumis à une succession de surpressions et de dépressions. Les particules constitutives de ce milieu sont animées d'un mouvement de va et vient dans l'axe de déplacement de l'onde ultrasonore, de type sinusoïdal [8].

Donc une onde ultrasonore est une onde qui transfère l'énergie mécanique entre les différentes molécules. Cette onde nécessite un milieu matériel élastique pour se propager.

Il existe quatre principaux types des ondes ultrasonores :

I.4.1 Ondes longitudinales ou de compression

Les particules constituant le milieu se déplacent parallèlement à la direction de propagation, ce qui provoque des contraintes de compression et de traction [8].

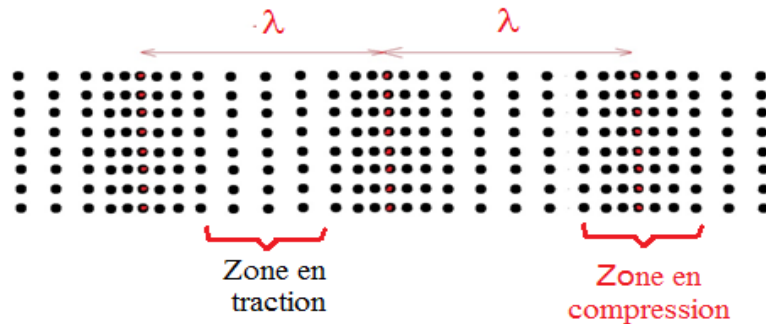


Figure I.3 : La propagation des ondes longitudinales ou de compression.

Ce premier type correspond aux ondes longitudinales ou de compression, qui sont caractérisées par le fait que le mouvement des particules est parallèle à la direction de propagation. Elles existent pour tous les états physiques (solide, liquide et gazeux).

I.4.2 Ondes transversales ou de cisaillement

Le mouvement des particules est perpendiculaire au sens de propagation. Les contraintes provoquées sont donc de cisaillement. Seuls les solides présentent une rigidité permettant la transmission des ondes transversales [9].

La propagation des ondes transversales fait intervenir des contraintes de cisaillement qui ne se propagent que dans les solides et les liquides visqueux.

D'ailleurs la propagation des ultrasons est très atténuée dans les gaz [8].

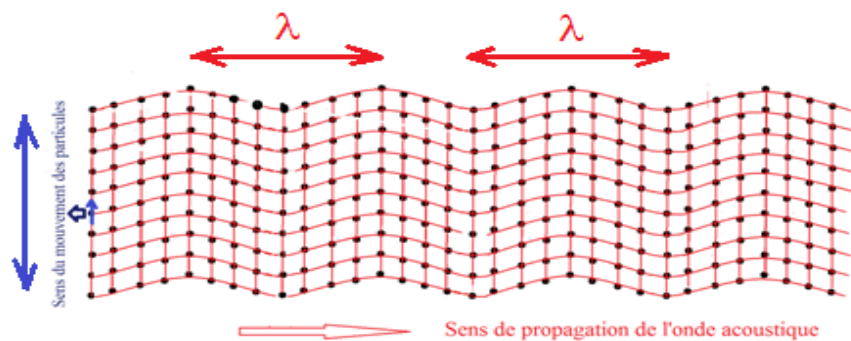


Figure I.4 : La propagation des ondes transversales ou de cisaillement.

I.4.3 Ondes de surface

Ce sont des ondes guidées par la surface de la terre. Elles se propagent sans rayonnement et leur énergie reste confinée au niveau de l'interface. Leur amplitude est généralement plus forte et elles concentrent le maximum d'énergie. Ces ondes de surface se propagent parallèlement à sa surface.

Les ondes de surface (ou Rayleigh) parcourent la surface d'un matériau solide relativement épais pénétrant jusqu'à une profondeur d'une longueur d'onde. Les ondes de surface combinent à la fois un mouvement longitudinal et transversal pour créer un mouvement d'orbite elliptique, comme le montrent l'image ci-dessous. Le grand axe de l'ellipse est perpendiculaire à la surface du solide [10].



Figure I.5 : Onde de surface ou Rayleigh.

I.4.4 Ondes de Lamb

Les ondes de Lamb sont les modes de propagation d'une plaque isotrope dans le vide. Il existe deux modes d'ondes de Lamb, illustrés sur la fig. I.6.

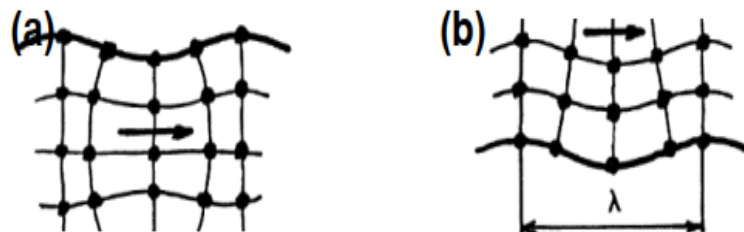


Figure I.6 : Représentations d'ondes de plaque (a) symétrique et (b) antisymétrique.

I.5 Interactions US

L'onde ultrasonore subit plusieurs phénomènes tels que la réflexion, la réfraction, l'absorption, la diffusion et la transmission.

I.5.1 Transmission

Lorsqu'une onde se déplace d'un milieu à un autre, l'énergie incidente est divisée en deux parties : une partie transmise et l'autre est réfléchie au niveau de l'interface séparant ces deux milieux.

✓ Expression de coefficient de transmission :

$$T = W_T / W_I = 4 Z_1 Z_2 / (Z_2 + Z_1)^2 \quad (\text{I.12})$$

Avec :

W_T : Energie transmise.

W_I : Energie incidente.

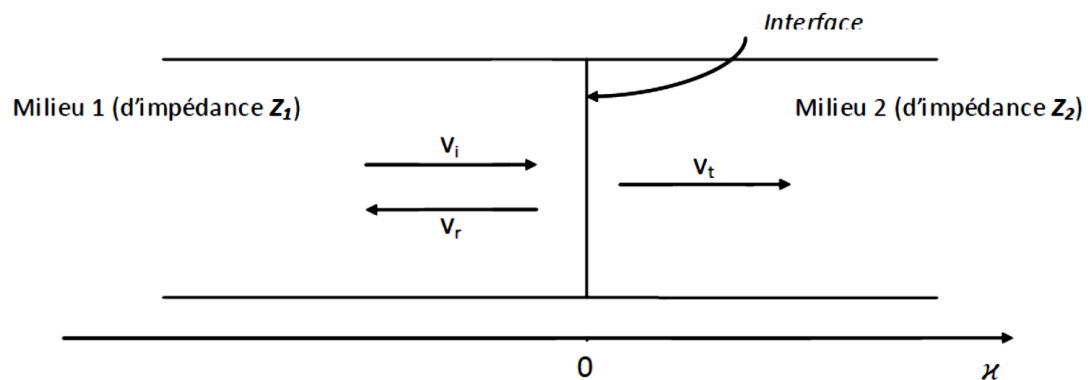


Figure I.7 : La transmission des ondes entre deux milieux.

I.5.2 Réflexion –Réfraction

- ✓ Directivité du faisceau ultrasonore.
- ✓ Aux interfaces entre tissus d'impédances différentes, le faisceau ultrasonore issu du milieu 1 est transmis dans le milieu 2 et/ou réfléchi vers le milieu 1.

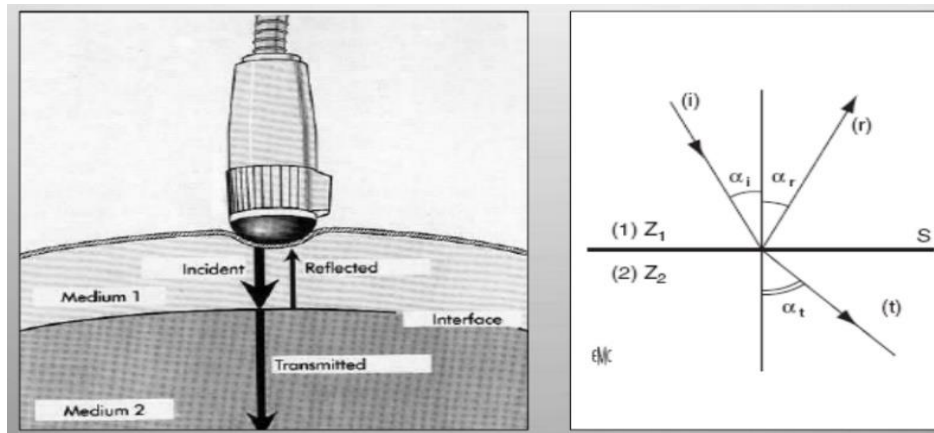


Figure I.8 : La réflexion des US.

La déviation de la direction de propagation de l'onde ultrasonore est source d'artéfacts dans l'image échographique.

- ✓ Situation idéale : incidence nulle ($i = 0^\circ$).
 - Le faisceau transmis n'est pas dévié ($t = 0^\circ$).

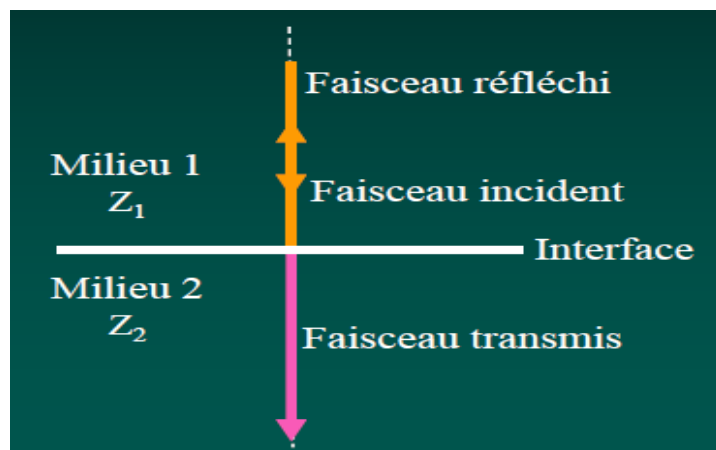


Figure I.9 : Réflexion avec incidence nulle.

- ✓ Expression de coefficient de Réflexion :

$$R = W_R / W_T = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2 \quad (\text{I.13})$$

Avec :

W_R : Energie réfléchie.

W_T : Energie transmise.

Interface	Coefficient de réflexion R (i=0°)
Muscle – Sang	0,03
Muscle – Foie	0,03
Gras – Muscle	0,01
Gras – Sang	0,08
Gras – Foie	0,1
Gras – Os	0,69
Tissu mou – PZT	0,89
Tissu mou – Air	0,99

Tableau I.3 : Exemples de coefficient de réflexion R.

Plus la différence d'impédance sera importante plus la part de réflexion (R) sera élevée [11].

I.5.3 Absorption

Energie déposée dans le milieu par le faisceau US (transformation de l'énergie mécanique en chaleur, viscosité...)

Dans un milieu homogène (Z constant), l'intensité du faisceau décroît par absorption selon la relation [dB.cm⁻¹] :

$$I_x = I_0 = e^{-\alpha x} \quad (\text{I.14})$$

Avec :

I_x : intensité du faisceau à la distance x de la source.

I_0 : intensité de faisceau à la source.

α : coefficient d'absorption, proportionnel au carré de la fréquence US.

L'atténuation augmente donc avec :

- ✓ La fréquence de faisceau => les fréquences élevées seront réservées à l'exploration des structures superficielles.
- ✓ L'épaisseur du milieu traversé.

Aussi l'énergie par unité de surface d'onde varie suivant une loi (Loi de l'inverse carré de la distance).

$$I / d^2 \quad (I.15)$$

Avec : I : étant l'intensité de l'onde en un point (source ponctuelle).

d : est la distance du point considéré de la source.

I.5.4 Diffusion (ou Dispersion)

- ✓ Diffusion sur les surfaces rugueuses des structures biologiques.
- ✓ Réflexion (non spéculaire) sur des éléments de dimension de l'ordre de grandeur de l'onde ultrasonore [11].

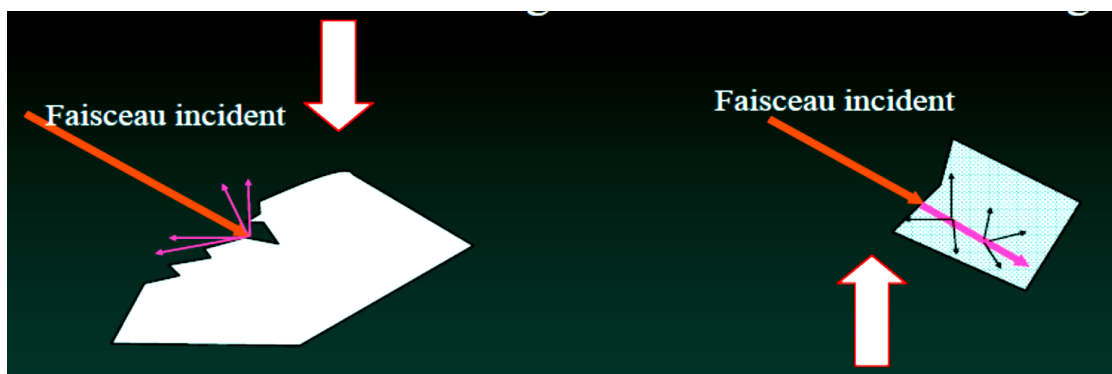


Figure I.10 : La diffusion des US.

I.6 Méthodes de mesure par US

Le contrôle par ultrasons consiste à émettre et faire propager une onde ultrasonore dans la pièce à inspecter puis à recueillir et analyser l'onde à l'issue de son interaction avec le matériau. Sur la base de ce principe très général, il existe de nombreuses techniques spécifiques, suivant que le contrôle est effectué en transmission ou bien en réflexion, suivant que les dispositifs en émission et en réception sont confondus ou non, suivant le type et l'inclinaison des ondes ultrasonores utilisées, etc. Il existe deux techniques de mesure par us, ces technologies seront détaillées, dans le paragraphe suivant :

I.6.1 Contrôle en immersion

Dans le cas des contrôles en immersion, la pièce et le capteur sont plongés dans un fluide, souvent l'eau (Figure I.11), qui sert de milieu couplant. Le contrôle peut être réalisé dans une cuve, ou au moyen d'un jet d'eau. La distance entre le centre du capteur et la pièce est appelée « hauteur d'eau ». Cette technique est souvent utilisée lorsque l'état de surface ne permet pas la mise en contact d'un capteur ou lorsqu'on souhaite contrôler des pièces à grande vitesse. L'utilisation d'une telle configuration de contrôle peut être contraignante à mettre en place sur

site, principalement pour des raisons d'encombrement et de coûts plus élevés de la chaîne de contrôle. Par ailleurs, certaines pièces ne peuvent être immergées du fait de la nature même de leur matériau. Ainsi, de nombreux contrôles par ultrasons doivent être effectués au contact.

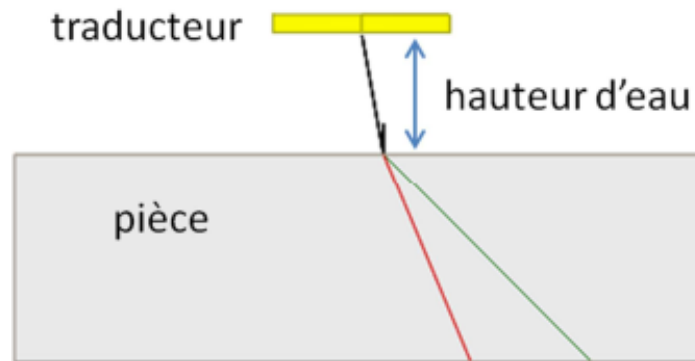


Figure I.11 : Contrôle en immersion.

I.6.2 Contrôle au contact

Les capteurs classiques (rigides) peuvent être placés directement au contact de la pièce ou bien montés sur un sabot selon l'application visée.

La surface active des capteurs peut être disposée à même la pièce lorsque la surface de la pièce est plane et lorsque la zone à contrôler se situe dans l'ouverture du capteur. Si tel n'est pas le cas, on peut être confronté à des limitations causées par la directivité du capteur. Pour pallier ce problème, ce dernier peut être monté sur un sabot incliné en polymère rigide qui permet, par réfraction à l'interface sabot/pièce, d'imposer une direction de propagation privilégiée et ainsi d'améliorer la déviation du faisceau. Ce type de capteurs est approprié pour l'inspection de pièces planes ou encore pour des pièces à extrusion cylindrique dont le rayon de courbure reste grand par rapport à la largeur du sabot. Lorsque ce n'est pas le cas, on peut utiliser des sabots mis en forme pour épouser la géométrie cylindrique de la pièce. Les pièces industrielles présentent souvent une surface dont la géométrie irrégulière présente localement de fortes variations de courbure. Ces irrégularités peuvent provoquer un mauvais couplage acoustique entre le traducteur (monté ou non sur un sabot) et la pièce. A titre d'illustration, la Figure I.12 présente les résultats d'un calcul du champ de déplacement (en ondes longitudinales) réalisé pour un traducteur placé sur une interface plane, puis irrégulière. Le profil irrégulier provoque un décollement du sabot qui dégrade fortement le champ émis. On constate une forte atténuation du

champ ainsi qu'une déviation, voire un dédoublement du faisceau. Cela se traduit par une perte d'amplitude pouvant rendre la détection plus difficile. La localisation du défaut est, par ailleurs, rendue plus difficile car la direction de propagation n'est pas maîtrisée [12].

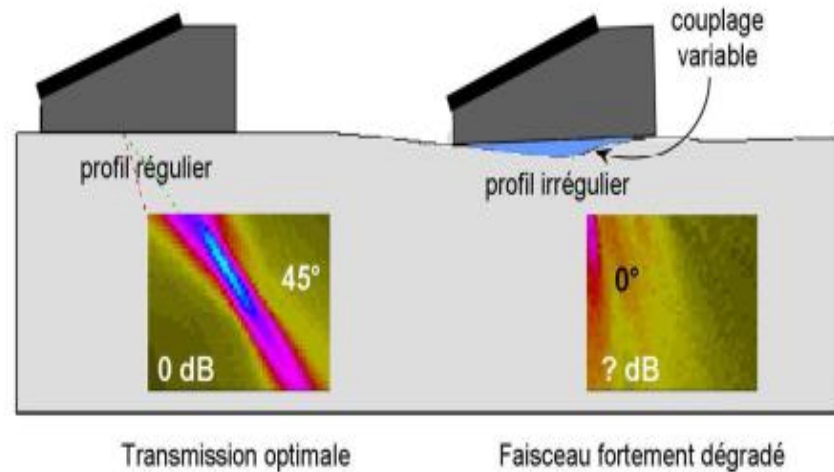


Figure I.12 : Simulations du champ de déplacement transmis à 45° dans une pièce à travers une surface plane, puis irrégulière.

I.7 Sondes à US

I.7.1 Composants de la sonde

La sonde est un boîtier isolant de protection comprenant :

- ✓ La céramique.
- ✓ L'amortisseur.
- ✓ L'adaptateur.

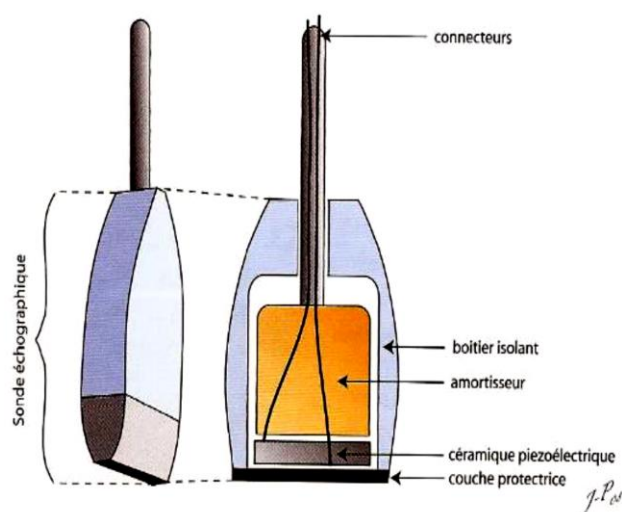


Figure I.13 : Schéma de la composition d'une sonde échographique.

a) Céramique (quartz transducteur)

- ✓ Emettrice et réceptrice des US.
- ✓ Caractérisée par une Fréquence de résonance (F_0), fonction du son épaisseur et de la nature du matériau.

b) Amortisseur

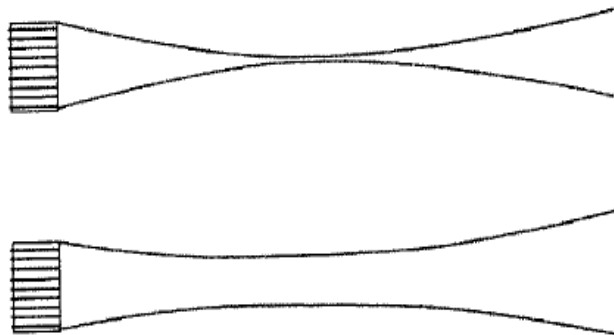
- ✓ Amortit les vibrations de la céramique.
- ✓ Absorbe le rayonnement émis en arrière.

c) Adaptateur d'impédance

- ✓ Z proche de tissus biologiques.
- ✓ Rôle de protection de la céramique, non conducteur.

I.7.2 Types des sondes

Pratiquement, il existe deux types de sonde :



Hautes fréquences :

- faisceau fin
- peu pénétrant

Basses fréquences

- faisceau large
- pénétrant

Figure I.14 : Types des sondes à US.

a) Sondes de hautes fréquences (10 Mhz)

- ✓ Bonne résolution spatiale.
- ✓ Faible pénétration (2cm).
- ✓ Donc pour les organes périphériques (œil, thyroïde).

b) Sondes des bases fréquences (3.5 Mhz)

- ✓ Faible résolution spatiale.

- ✓ Bonne pénétration (2cm).
- ✓ Donc pour les organes profonds (organes abdominaux).

I.8 Domaines d'application des US

On a vu l'importance des ultrasons presque dans tous les domaines.

I.8.1 En médecine

Il existe de nombreuses utilisations pour l'ultrasonores en médecine, à savoir :

- ✓ Les ultrasons sont utilisés en kinésithérapie afin de soulager les douleurs musculaires du tissu conjonctif des patients en augmentant la circulation sanguine.



Figure I.15 : Les ultrasons en kinésithérapie.

- ✓ Visualiser le fœtus pendant l'amniocentèse.
- ✓ Déterminer le sexe du bébé.
- ✓ Mesurer la taille du fœtus pour anticiper la date de naissance.
- ✓ Vérifier que la quantité de liquide amniotique (qui protège le bébé) est suffisante.
- ✓ Visualiser des tumeurs de l'ovaire et du sein.
- ✓ Détecter une grossesse extra-utérine (e.g. dans les trompes de Fallope).
- ✓ Visualiser l'intérieur du cœur pour identifier des fonctions ou structures anormales.
- ✓ Mesurer le débit sanguin qui circule dans le cœur et les principaux vaisseaux sanguins.
- ✓ Mesurer le débit sanguin dans les reins.
- ✓ Destruction de lithiase (lithotritie) ou de calcifications tendineuses.

- ✓ Détection précoce du cancer de la prostate.
- ✓ Traitement de tendinites.

I.8.2 Dans l'industrie

- ✓ Le dégazage : En métallurgie, on utilise les ultrasons afin de réaliser le dégazage de métaux. Celui-ci permet de supprimer les gaz dissous dans une solution.
- ✓ Le nettoyage ultrasonique : Le nettoyage aux ultrasons a la capacité d'être extrêmement précis et d'atteindre tous les recoins normalement inaccessibles. De plus, il permet le retrait des particules inférieures à 0.15 microns. Ce nettoyage s'avère être un des plus efficaces de nos jours.

Fonctionnement d'un nettoyeur à ultrasons, par nettoyeurultrason.fr

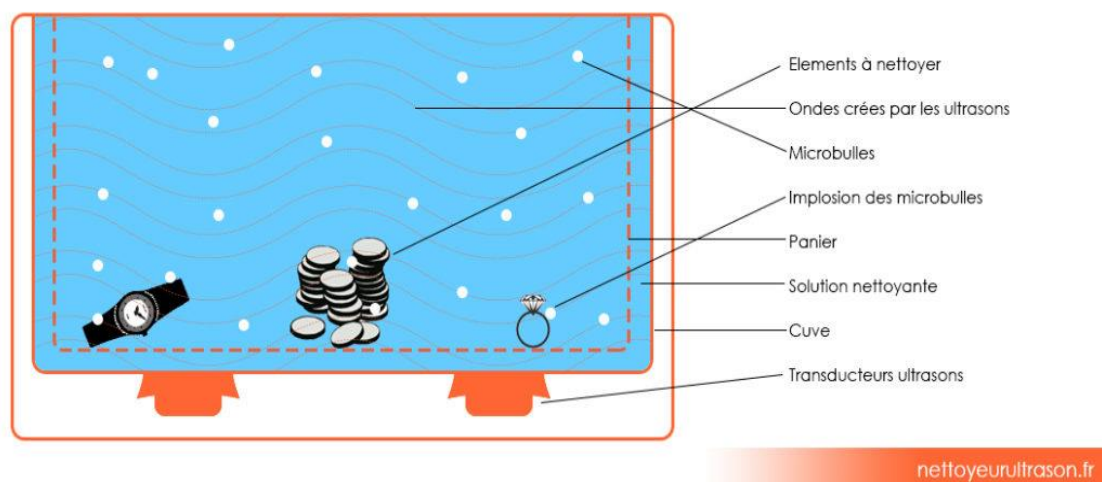


Figure I.16 : Principe de nettoyage ultrasonique.

- ✓ Le contrôle des soudures : Il est possible de détecter les défauts en profondeur de la soudure en utilisant les ultrasons.

I.8.3 Repérage d'obstacles

- ✓ Le radar de recul automobile : Celui-ci fonctionne de la même manière qu'un radar. Cependant, les ondes utilisées sont différentes. En effet, un radar basique emploie les ondes radios tandis que le radar de recul utilise les ondes ultrasonores. Ce radar est utilisé dans les automobiles ou camions afin de détecter la présence d'obstacle à l'arrière du véhicule, ce qui permettra de les éviter. Ce système est généralement composé de

quatre capteurs, un avertisseur sonore et visuel et d'une centrale électronique incorporée [13].



Figure I.17: Le radar de recul automobile.

- ✓ Le sonar (Sound Navigation and Ranging) est un appareil de détection sous-marine, utilisant les ondes sonores et permettant le repérage, la location et l'identification des objets immergés. Il utilise les ondes ultrasonores donc les ultrasons. Les cibles des sonars peuvent être des navires de surface, des sous-marins, des épaves, des bancs de poissons ou les fonds marins.

Le signal est émis par des vibreurs de types variés, pilotés par des signaux électriques périodiques. Ces vibreurs sont constitués par des quartz piézo-électriques. La réception relève des techniques microphoniques [14].

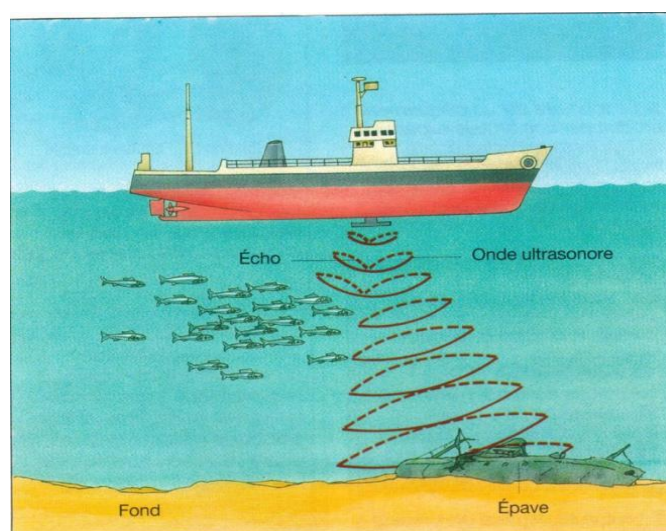


Figure I.18 : Principe du sonar.

I.9 Avantages et inconvénients des US

A) Avantages

- ✓ La détection des défauts à l'intérieur des matériaux.
- ✓ Grand pouvoir de pénétration.
- ✓ Rapidité de mise en œuvre et transportabilité.
- ✓ Contrôle en service possible.
- ✓ Large domaine d'application.
- ✓ Localisation et dimensionnement des défauts.
- ✓ Grande précision possible.
- ✓ Fonctionner en temps réel.

Il y a des avantages dans le domaine médical

- ✓ Propriétés non invasives : pas d'effraction de la peau plus importante qu'une simple ponction veineuse.
- ✓ Propriétés non vulnérantes.
- ✓ En détruire des tumeurs sans nécroser les tissus interposés.

B) Inconvénients

- ✓ Incapacité de se propager dans le vide, nécessité de la présence d'un gel.
- ✓ Problème de répétition de la mesure.
- ✓ Sensibilité aux perturbations extérieures.

Il y a des inconvénients dans le domaine médical

- ✓ Incapacité de pénétrer dans les zones contenant des milieux gazeux.

I.10 Conclusion

A la fin de ce chapitre, nous avons pu comprendre les principes les plus importants liés aux ultrasons ainsi que leurs propriétés, leur efficacité et leurs utilisations dans divers domaines. Les ultrasons ont connu un grand développement grâce à la modernisation de la technologie.



**TEORIE DE LA METHODE DE
RETOURNEMENT TEMPOREL**

Chapitre II

Théorie de la méthode de retournement temporel

II.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous étudierons une technique innovante pour résoudre les difficultés confrontés dans la focalisation d'une onde ultrasonore.

Cette technique peut être illustrée par l'expérience suivante : un bloc de matière explose en de nombreux fragments et l'on veut créer la scène inverse afin de reconstituer le bloc. Conceptuellement, il est possible d'envisager qu'après avoir mesuré la vitesse et la position de chacun de ces fragments sur une sphère, on les renvoie dans la direction exacte d'où ils viennent et avec la même vitesse. Les fragments convergent alors vers le point d'explosion initial, comme si l'on avait filmé le phénomène et passé la bande en sens inverse. En effet, les équations qui gouvernent le mouvement de chacune des particules sont invariantes par renversement du temps. Cette expérience de pensée, bien que physiquement acceptable, est en fait irréalisable. En premier lieu, le nombre de particules mises en cause est beaucoup trop grand pour avoir toutes les informations les concernant, et ainsi recréer la scène à l'envers. De plus, ce système chaotique est très sensible aux conditions initiales : sur ce type de mouvements divergents, une erreur commise sur un vecteur vitesse initial se propage exponentiellement lors de la réémission du fait des multiples collisions entre les particules. Pour cette raison, le retournement du temps en mécanique classique est impossible et c'est donc vers un type de physique moins sensible qu'il faut se tourner. En physique ondulatoire, au contraire, une quantité d'information finie permet de décrire parfaitement un champ d'ondes. En effet le plus petit détail utile à l'expérimentateur pour définir le champ est de l'ordre de la plus petite longueur d'onde contenue dans le système. De plus, conséquence de la linéarité des systèmes ondulatoires, les erreurs commises à l'émission de certaines ondes ne vont pas se répercuter sur le reste de l'information comme c'était le cas en physique corpusculaire, ce qui garantit une sensibilité bien moindre aux

conditions initiales. Pour ces raisons, le retournement temporel d'ondes est possible même dans des systèmes complexes [15].

On représente le retournement temporel par une formule matricielle ou ce qu'on appelle la méthode DORT (décomposition de l'opérateur de retournement temporel). Cette dernière permet de faire la détection multi-cible.

En premier lieu, nous introduirons le théorème de retournement temporel, puis illustrons les configurations qui envisagées par elles (la cavité et le miroir à retournement temporel) et montrons comment nous pouvons faire la focalisation d'une onde acoustique par lequel, ainsi nous étudierons le RT itératif.

En second lieu, nous allons expliquer la méthode DORT qui représente la formulation matricielle de la méthode de retournement temporel itératif, et mentionnons quelques expériences applicables sur l'élément de base sur lequel (MRT), repose la technique de RT.

Dans une autre partie, nous allons compter quelques points forts et d'autre de faiblesses de la méthode DORT pour focaliser l'onde acoustique dans nombreux milieux.

Enfin, dans une dernière partie, nous avons rappelé des brèves applications sur la méthode DORT.

II.2 Historique

Le retournement temporel, développé à partir de 1986 dans le domaine des ultrasons au Laboratoire Ondes et Acoustique(LOA) par l'équipe de Mathias FINK, est une méthode acoustique permettant de focaliser efficacement de l'énergie acoustique dans l'espace en utilisant les propriétés d'invariance par l'opérateur de renversement temporel de l'équation de propagation des ondes sonores ([16],[17]).

La richesse de cette technique réside dans son vaste champ d'application dans les ultrasons, parmi lesquelles on peut citer bien sûr la thérapie et l'imagerie médicale, le contrôle non destructif mais aussi la géophysique, ou encore l'acoustique sous-marine [18].

II.3 Théorème de retournement temporel

II.3.1 Définition

Le retournement temporel est une technique physique connue depuis longtemps dans le domaine de l'acoustique ultrasonore. Elle permet de faire revivre une onde sa vie passée spatialement et temporellement vers sa source initiale.

Le RT a été étudié pour différents types d'ondes comme :

- ✓ Ondes ultra-sons
- ✓ Ondes sonores
- ✓ Ondes acoustiques audibles
- ✓ Ondes élastiques
- ✓ Micro-ondes
- ✓ Ondes électromagnétiques

II.3.2 Domaines d'application de la méthode de RT

- ✓ Thérapie.
- ✓ L'imagerie médicale : échographie, détruire les calculs rénaux et les tumeurs du sein ou du cerveau.
- ✓ Le contrôle non destructif des matériaux (CND) : l'observation des irrégularités dans les métaux.
- ✓ La géophysique : sondage de la terre (sismique-réflexion et réfraction), la recherche pétrolière.
- ✓ L'acoustique sous-marine.
- ✓ Réseaux locaux sans fil.

II.3.3 Principe de RT

Le principe de cette technique est basé sur l'invariance par renversement du temps de l'équation d'onde linéaire en milieu fluide hétérogène non dissipatif. Cette équation est

simplement déduite des trois équations fondamentales linéarisées (respectivement conservation de la masse, équation d'Euler et équation d'état) :

$$\left\{ \begin{array}{ll} \frac{\partial}{\partial t} \rho_a(r, t) + \rho_o(r) \nabla \cdot v_a(r, t) = 0 & (a) \\ \rho_a(r) \frac{\partial}{\partial t} v_a(r, t) = -\nabla \cdot p(r, t) & (b) \\ p(r, t) = c_o^2(r) \rho_a(r, t) & (c) \end{array} \right. \quad (II.1)$$

Où ρ_a et p sont la densité et surpression acoustique respectivement et $v_a(r, t)$ la vitesse particulaire. De plus, $c_o(r)$ et $\rho_o(r)$ correspondent aux distributions spatiales de vitesse de son et de densité du milieu au repos.

Ainsi, en appliquant une dérivée temporelle à l'équation [II.1(a)] et un opérateur divergence à l'équation [II.1(b)], on obtient l'équation d'onde linéaire :

$$\rho_o(r) \nabla \cdot \left(\frac{1}{\rho_o(r)} \nabla p(r, t) \right) = \frac{1}{c_o(r)^2} \frac{\partial^2 p(r, t)}{\partial t^2} \quad (II.2)$$

Cette équation ne contient que ses dérivées temporelles d'ordre 2. Elle est donc invariante par changement de variable t en $-t$. Si $p(r, t)$ est solution de l'équation (II.2), $p(r, -t)$ est aussi une solution de cette équation et représente l'évolution de la première solution dans sa chronologie inverse.

C'est pourquoi on peut parler ici d'invariance par renversement du temps. La technique de focalisation par retournement temporel donne alors une qualité de focalisation optimale puisque l'onde divergente émise dans un premier temps par la source initiale est transformée en une onde convergente qui revit parfaitement la scène en chronologie inverse pour converger finalement vers la source qui lui avait donné naissance [1].

II.3.4 Configurations envisagées par RT

L'utilisation de la méthode d'inversion temporelle dépend de deux configurations de base :

II.3.4.1 Cavité à retournement temporel

Le concept de cavité à retournement temporel a été étudié expérimentalement et théoriquement par D. R. Jackson et D. R. Dowling [19] et par D. Cassereau et M. Fink [20] : on enferme la source acoustique dans une cavité. Celle-ci est tapissée de transducteurs pour mesurer le champ émis par la source.

Il s'agit alors de créer le « renverse temporel » de ce champ émis par la source uniquement à partir du contrôle des conditions aux limites sur la surface de la cavité. Les auteurs ont montré qu'il n'est pas possible de générer ce signal. En effet, la génération du champ initial n'a pu se faire qu'en introduisant la source dans le milieu (le terme $p(r, t)$ dans l'équation (II.2)). Il se pose donc un problème à partir du moment où l'onde retournée arrive au point focal : l'énergie de celle-ci n'est pas dissipée au point focal et l'onde continue son chemin après avoir passé le point focal. On peut donc observer autour du point focal un phénomène d'interférence entre l'onde convergente liée directement au retournement temporel et l'onde divergente « initiale » : ce phénomène va entraîner l'apparition d'une tache focale dont la taille est de l'ordre de $\lambda/2$, où λ est la longueur d'onde. Cette tache de largeur non nulle est alors la conséquence de l'absence d'un objet correspondant au retourné temporel de la source acoustique (le terme $p(r, -t)$) [21]. Dès lors, une expérience de retournement temporel peut se décrire en deux phases :

II.3.4.1.1 Phase de réception (d'enregistrement)

Une source située à l'intérieur de la cavité émet une impulsion acoustique dans un milieu qui peut être hétérogène. L'onde sphérique générée se réfléchit, diffuse et diffracte de manière complexe lors de son passage dans le milieu hétérogène. Lorsque l'onde atteint la surface S , le champ de pression $p(r, t)$ et la vitesse normale $v(r, t)$ sont enregistrés par des transducteurs, puis mis en mémoire. La phase d'acquisition s'arrête lorsqu'il n'y a plus d'énergie à l'intérieur de la cavité [15].

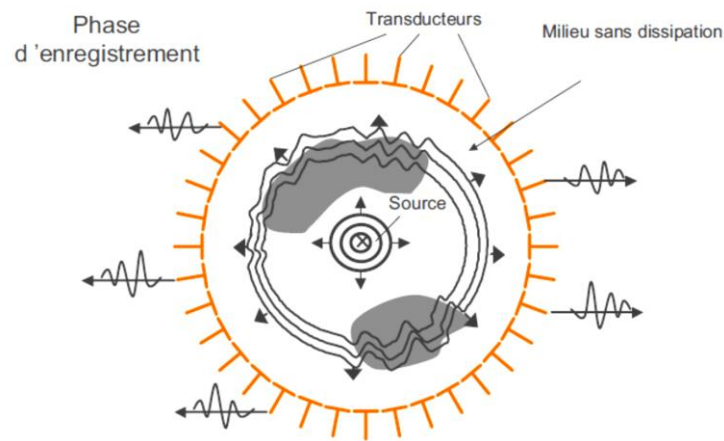


Figure II.1: Phase d'enregistrement du champ.

II.3.4.1.2 Phase de réémission

Durant laquelle, chaque transducteur de la cavité se comporte comme une source et émet le champ ainsi que sa dérivée normale en sens opposé. Ces deux grandeurs étant émises dans une chronologie inversée par rapport à la réception. Durant cette deuxième phase, les versions retournées temporellement du champ de pression $p(r, -t)$ et de la vitesse normale $-v(r, -t)$ sont réémises par chaque transducteur de la surface dans le milieu [15].

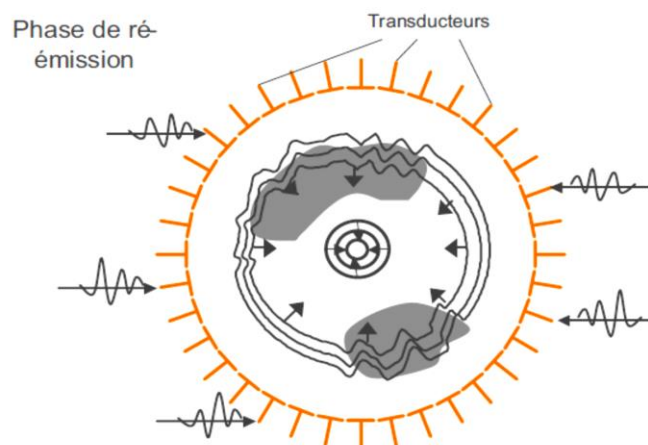


Figure II.2 : Phase de réémission des signaux retournés temporellement.

II.3.4.2 Miroir à retournement temporel (MRT)

II.3.4.2.1 Définition générale

D'un point de vue pratique, il est difficile de réaliser une infinité des transducteurs limitant le milieu à étudier. D'après ça les auteurs employés que savoir le Miroir à Retournement Temporel (MRT). Ce dernier est constitué d'un réseau de N transducteurs représentant les émetteurs et les récepteurs. Chaque transducteur est branché avec son propre électronique :

- ✓ **Pour l'émission** : un émetteur programmable et un convertisseur DA.
- ✓ **Pour la réception** : un amplificateur et un convertisseur AD.

En effet, pour un champ acoustique bien échantillonné, il faut appliquer le critère de Shannon qui stipule que la distance entre deux transducteurs soit inférieure à $\lambda/2$ où λ est la longueur d'onde. Alors la refocalisation de la tache focale est possible par un miroir à retournement temporel, notamment dans les milieux faiblement hétérogènes, si la dimension D du miroir est petite par rapport à la distance F entre la MRT et la source initiale, la taille de la tache focale est de longueur : $\lambda F/D$.

II.3.4.2.2 Procédé de focalisation par MRT

Une première onde est émise vers le milieu. Cette onde peut être plane ou préfocalisée afin de solliciter le réflecteur sur lequel on veut focaliser l'onde réfléchie captée par les éléments du miroir, est ensuite traitée en parallèle : le signal délivré par chaque transducteur est numérisé, puis retourné temporellement par une procédure LIFO (Last In First Out) et chargé dans la mémoire de l'émetteur connecté au même transducteur. L'onde retournée temporellement est alors émise simultanément par les transducteurs [2].

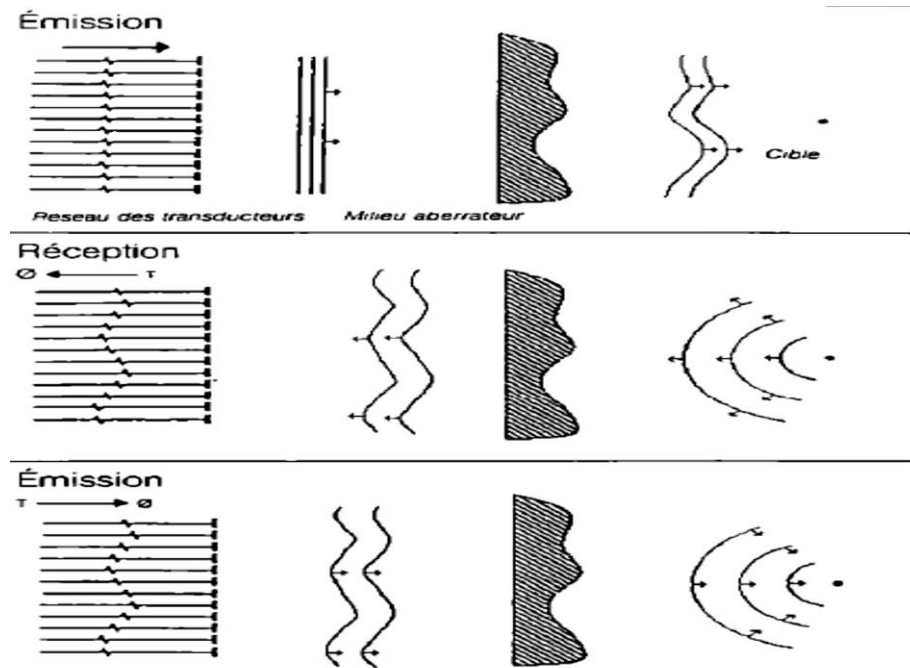


Figure II.3: Focalisation par retournement temporel à travers un milieu inhomogène.

Une onde plane est émise par les transducteurs, l'écho de réflecteur distordue par l'aberrateur et capté, les signaux correspondant sont retournés temporellement et réémis pour produire une onde focalisée sur le réflecteur [2].

II.4 Retournement temporel itératif

Lorsque le milieu étudié contient plusieurs cibles, la repropagation de l'écho enregistré par un MRT produit une onde qui, selon le principe de superposition, focalise sur les deux cibles en même temps. Cependant, on peut continuer à enregistrer la réponse du milieu à cette excitation et à réémettre le retourné temporel et répéter ces deux étapes indéfiniment. Cette succession d'émission-réception est appelée Retournement Temporel Itératif et Prada *et al.* montrent que le RT Itératif permet au bout d'un certain nombre de répétitions de ne focaliser que sur la cible la plus échogène [22]. La figure II.4 montre le résultat d'une seule itération du RT effectuée sur deux cibles. L'une des cibles est deux fois moins échogène que l'autre, ainsi, au bout d'une itération, le signal reçu sur le réseau provenant de cette cible est d'un niveau 4 fois plus faible que le signal de la cible principale. Intuitivement, il est facile de comprendre que la limite du processus de RT itératif est l'onde focalisant sur le diffuseur le plus fort [23].

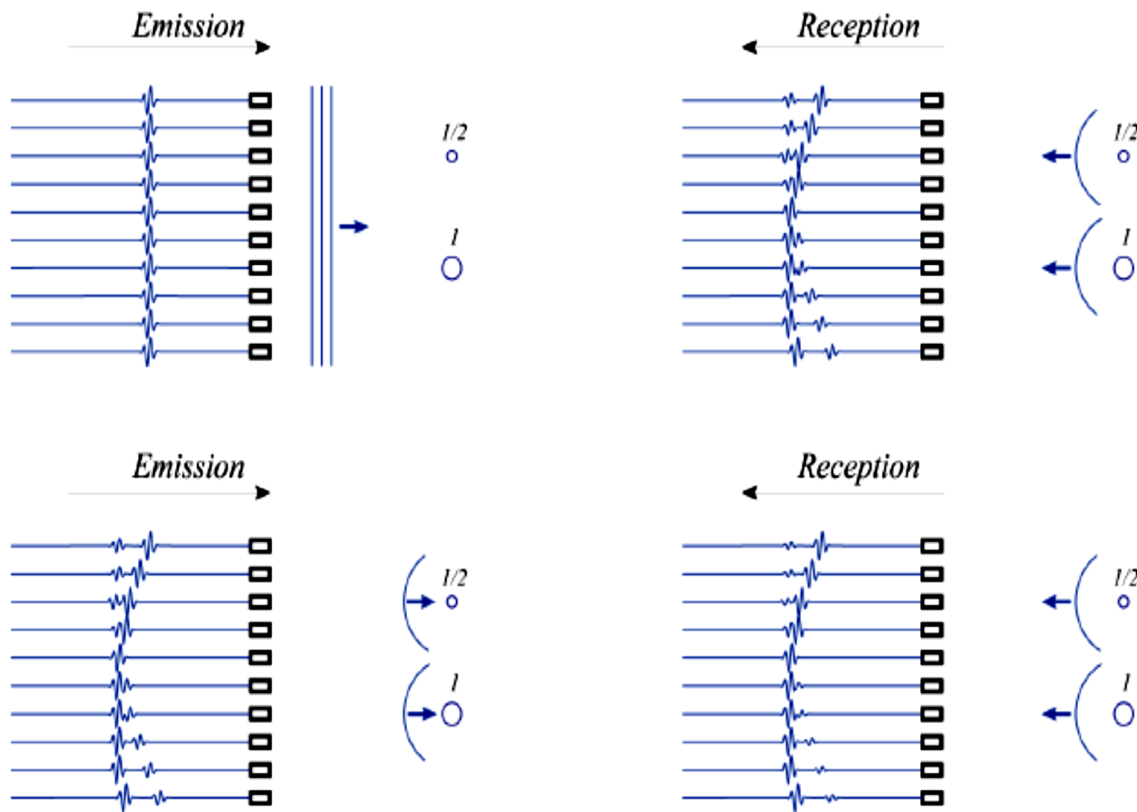


Figure II.4 : Description du processus de retournement temporel itératif pour deux cibles de réflectivité égale à 1 et 0,5.

Le signal reçu après une succession d'émissions-réceptions converge vers la loi de phase permettant de focaliser sur la cible la plus écho-gène [23].

II.5 Décomposition de l'opérateur de retournement temporel (DORT)

II.5.1 Définition

La méthode de Décomposition de L'Opérateur Retournement Temporel (DORT) est une technique issue de l'étude du phénomène de retournement temporel itératif avec une approche matricielle.

II.5.2 Principe de la méthode

Ce processus représente le produit matriciel K^*K avec K la matrice inter-élément. Cette matrice relie la réponse d'un milieu enregistrée par un réseau de transducteurs à une émission du même réseau.

Dans un milieu contenant une ou plusieurs cibles bien résolues, les vecteurs propres de la matrice K^*K associés à une valeur propre non nulle sont les invariants du processus de Retournement Temporel et en tant que tels permettent de focaliser séparément sur chacune des cibles. Ainsi lors d'une expérience DORT idéale, le nombre de valeurs propres non nulles correspond au nombre de cibles résolues dans le milieu et chaque vecteur propre associé fournit la loi de phase et d'amplitude permettant de focaliser sur la cible correspondante. La méthode DORT permet de séparer l'information acquise par le réseau de transducteurs en espace « signal » et espace « bruit » et de localiser des cibles en milieu très bruité [23].

II.5.3 Matrice de transfert K

On peut définir la matrice de transfert K comme suivante :

Dans une première étape : le transducteur i de la barrette émettrice émet une brève impulsion de Dirac $\delta(t)$ vers un système contenant un milieu diffusant.

À la deuxième étape : le transducteur j de la baratte réceptrice enregistré le signal diffusé par le système. Le terme nommé $k_{ji}(t)$ désigne la réponse impulsionnelle inter-élément du système. (figure II.5). En effet, le signal reçu en j , noté $r_j(t)$ est égal au produit de convolution entre la réponse impulsionnelle et le signal émis sur l'émetteur i , noté $e_i(t)$.

Cette relation s'écrit :

$$r_j(t) = K_{ij}(t) \otimes e_i(t) \quad (\text{II.3})$$

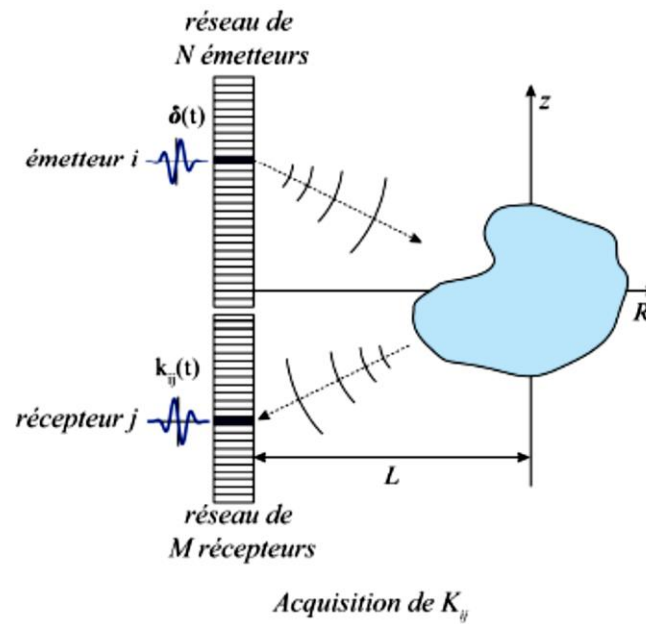


Figure II.5 : Acquisition de la réponse impulsionnelle inter-élément.

La transformée de Fourier de la relation précédente s'écrit pour un couple (i, j) à la pulsation ω :

$$R_j(\omega) = K_{ij}(\omega) E_i(\omega) \quad 1 \leq (i, j) \leq N \quad (\text{II.4})$$

Pour tous les couples (i, j) l'écriture matricielle devient comme suivante:

$$R(\omega) = K(\omega) E(\omega) \quad (\text{II.5})$$

NB :

r et e sont de même dimension. Du fait de la réciprocité ($N=M$), $K_{ij}(t)$ est égal à $K_{ji}(t)$, ce qui implique que la matrice K est symétrique. Aussi K est sans dimension.

II.5.4 L'opérateur de retournement temporel

Pour introduire l'opérateur de retournement temporel, il suffit d'écrire le processus de retournement temporel itératif pour un réseau de N éléments dans le domaine fréquentiel [24,25]. Soit E_0 une émission initiale, le vecteur en réception correspondant R_0 peut s'écrire KE_0 (cf. équation II.5). Pour une pulsation ω , l'opération de retournement temporel équivaut à une

opération de conjugaison de phase. Ainsi, l'émission E_1 à la première itération correspond au retourné temporel de R_0 , soit $K * E_0 *$ le vecteur en réception R_1 correspondant s'écrit, toujours selon le même processus, comme $K(K * E_0 *)$ la seconde itération E_2 issue du retournement temporel de R_1 s'exprime alors sous la forme $E_2 = K * (KE_0)$. Cette séquence d'itérations est représentée sur la Figure II.6. En itérant le processus jusqu'à une itération $i+2$, il est possible de lier la première émission E_0 à celle E_{i+2} avec la relation suivante :

$$E_{i+2} = K * K E_i \tag{II.6}$$

La matrice $K * K$ dans la relation (II.6) est appelée l'opérateur de retournement temporel.

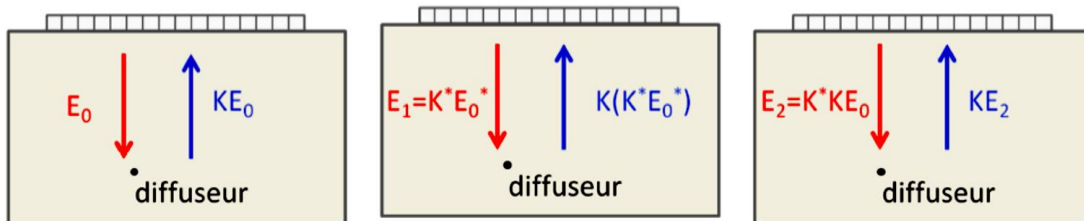


Figure II.6 : Itération du retournement temporel.

Du fait de la symétrie de K , l'opérateur $K * K$ est à symétrie hermitienne et donc diagonalisable sur une base orthogonale. Ses vecteurs propres peuvent être considérés comme des invariants du processus de retournement temporel. Dans la pratique, la diagonalisation de $K * K$ est obtenue par Décomposition en Valeurs Singulières (SVD) de la matrice de transfert K . Ainsi cette dernière peut s'écrire sous la forme d'un produit de 3 matrices :

$$K = USV^H = \sum_{m=1}^N \lambda_m u_m v_m^H \tag{II.7}$$

Avec :

- ✓ $S(\omega)$, matrice diagonale à coefficients réels contenant les valeurs singulières λ_m égales à la racine carrée des valeurs propres u_m de $K * K$. Les valeurs singulières sont ordonnées de façon décroissante ($\lambda_1 \geq \dots \geq \lambda_N \geq 0$) et sont sans dimension.

- ✓ $\mathbf{U} = [u_1, \dots, u_N]$ et $\mathbf{V} = [v_1, \dots, v_N]$, matrices unitaires dont les colonnes u_m et v_m sont respectivement les vecteurs singuliers en réception et en émission. Ces vecteurs sont identiques aux vecteurs propres de K^*K .
- ✓ H est la transposition conjugaison [12].

II.6 Technologie de fabrication du dispositif de mesure par la méthode de RT

Le concept de retournement temporel s'appuie sur un dispositif appelé miroir, composé de transducteurs, dont le fonctionnement tient en l'enregistrement préalable du champ diffracté par les microphones, puis dans l'émission de son expression retournée temporellement par les haut-parleurs, en changeant t par $-t$. Ce dispositif permet notamment d'observer la formation d'ondes en direction d'un diffuseur de grande taille devant la longueur d'onde [26].

II.7 Expériences sur les miroirs à retournement temporel

Le miroir à retournement temporel est exploité dans plusieurs expériences au laboratoire d'ondes acoustiques (LOA), on va représenter à la suite quelques expériences montrent la focalisation de RT sur différentes cibles par lequel (MRT).

II.7.1 Expérience n°1 : focalisation sur un disque de silicium réverbérant

La figure II.7 représente le résultat de l'expérience menée par C. Draegger [27] dans un disque de silicium de 0.525 mm d'épaisseur et 20 cm de diamètre. Lors de la première étape du RT, une source ponctuelle avait émis une période et demie d'une sinusoïde à 1 MHz au point A, et les déplacements transverses étaient enregistrés au point B. Lors de la seconde étape, quelques millisecondes du signal retourné temporellement sont ré-émises par le point B; les déplacements transverses sont alors mesurés autour du point A par interféromètre laser. A l'instant $t = 0$, grâce au caractère réverbérant et chaotique de la cavité, l'onde refocalise de façon spectaculaire au point A [28].

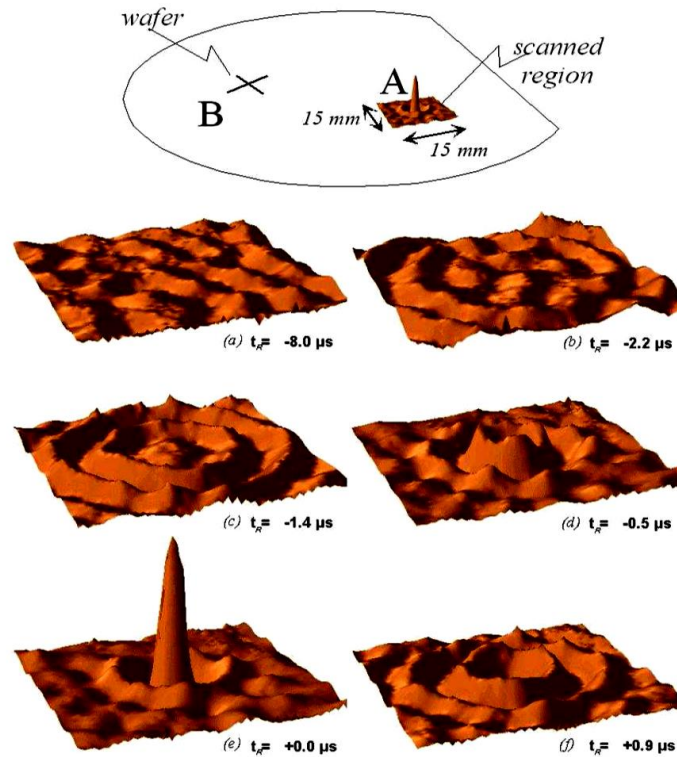


Figure II.7 : Résultat de l'expérience de C. Draegger dans un disque de silicium réverbérant.

Déplacements transverses mesurés par interféromètre laser dans un carré de 1.5 cm autour du point source initial, à différents instants de la seconde étape du RT. Le MRT ne contient qu'un seul élément (le point B) [28].

II.7.2 Expérience n°2 : Focalisation spatiale par RT dans l'eau et à travers la forêt de tiges

Les premières expériences de retournement temporel dans des milieux dits désordonnés ont été réalisées par Arnaud Derode, Philippe Roux et Mathias Fink en 1995 [29]. Le principe de l'expérience est le suivant : Le milieu désordonné consiste en une collection de tiges identiques parallèles immergées dans l'eau. L'objectif est d'étudier le retournement temporel d'une onde émise par une source située d'un côté de la forêt de tiges à l'aide d'un miroir à retournement temporel situé de l'autre côté.

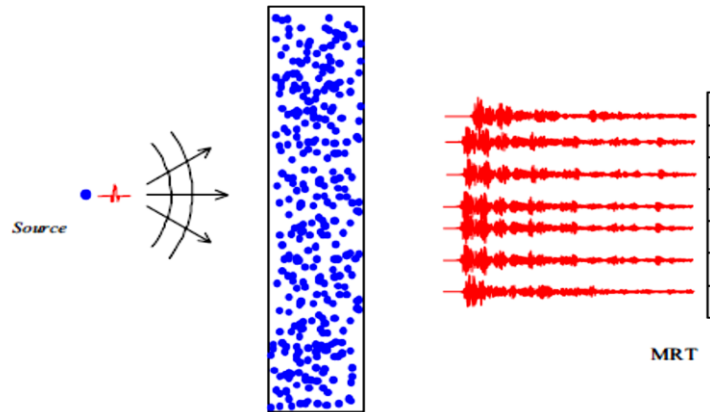


Figure II.8 : Phase d'enregistrement du champ.

Dans la phase d'enregistrement du miroir à retournement temporel (figure II.8), la source, un transducteur mono-élément, émet une impulsion brève ($\approx 1 \mu s$) en direction des tiges. Chacun des éléments du MRT enregistre le champ qui ressort du milieu. On peut par exemple observer sur la première voie du miroir qu'après l'arrivée de la première impulsion il existe toute une "coda" qui s'étend sur plus de $160 \mu s$ (figure II.10.a)). Cette coda provient des diffusions successives de l'onde initiale sur les tiges et est différente sur chacune des voies de réception du miroir. Plus le signal est éloigné du premier front d'onde, plus il aura subi de diffusions au sein de la forêt de tiges. Toutes les codas des différentes voies sont stockées dans des mémoires numériques qui peuvent être lues à l'endroit et à l'envers.

Lorsque le MRT ne reçoit plus d'énergie de la part du milieu, il passe de la phase d'enregistrement à la phase de réémission (figure II.9). Le signal reçu sur chaque voie est inversé chronologiquement puis émis. L'onde se propage à nouveau à travers la forêt de tiges et comme à l'aller, elle y est multi-diffusée.

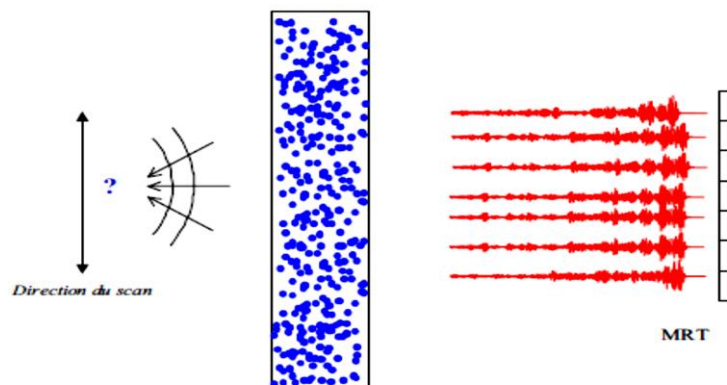


Figure II.9 : Phase de réémission du champ retourné temporellement.

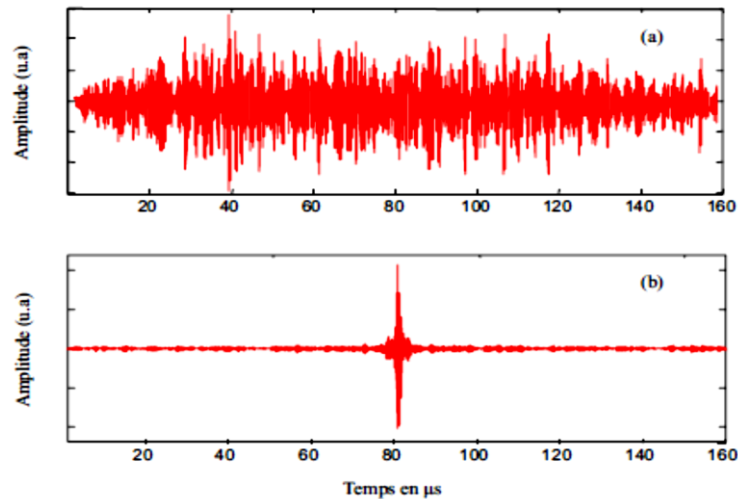


Figure II.10 : (a) Signal reçu sur la voie 1. (b) Compression temporelle au point focal.

On observe alors qu'un front d'onde sort du milieu pour focaliser en temps (figure II.10.b)) et en espace au point où se trouvait initialement la source (Figure II.11). On utilise alors le transducteur qui a servi à l'émission pour mesurer le champ retourné temporellement autour de la position où l'on avait émis l'onde initiale et parallèlement à la forêt de tiges. La tache focale, qui peut être définie en retenant le maximum de la valeur absolue des signaux temporels enregistrés sur chaque position, caractérise la qualité spatiale de la focalisation. Elle est comparée à la tache focale d'une expérience de retournement temporel similaire mais réalisée sans la forêt de tiges, c'est-à-dire en milieu homogène (figure II.11).

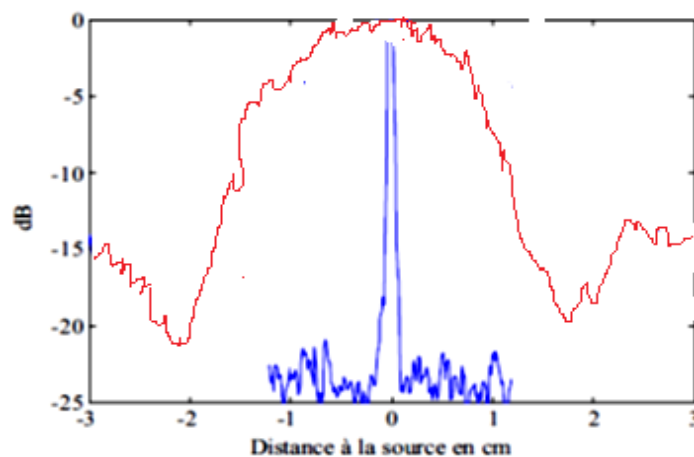


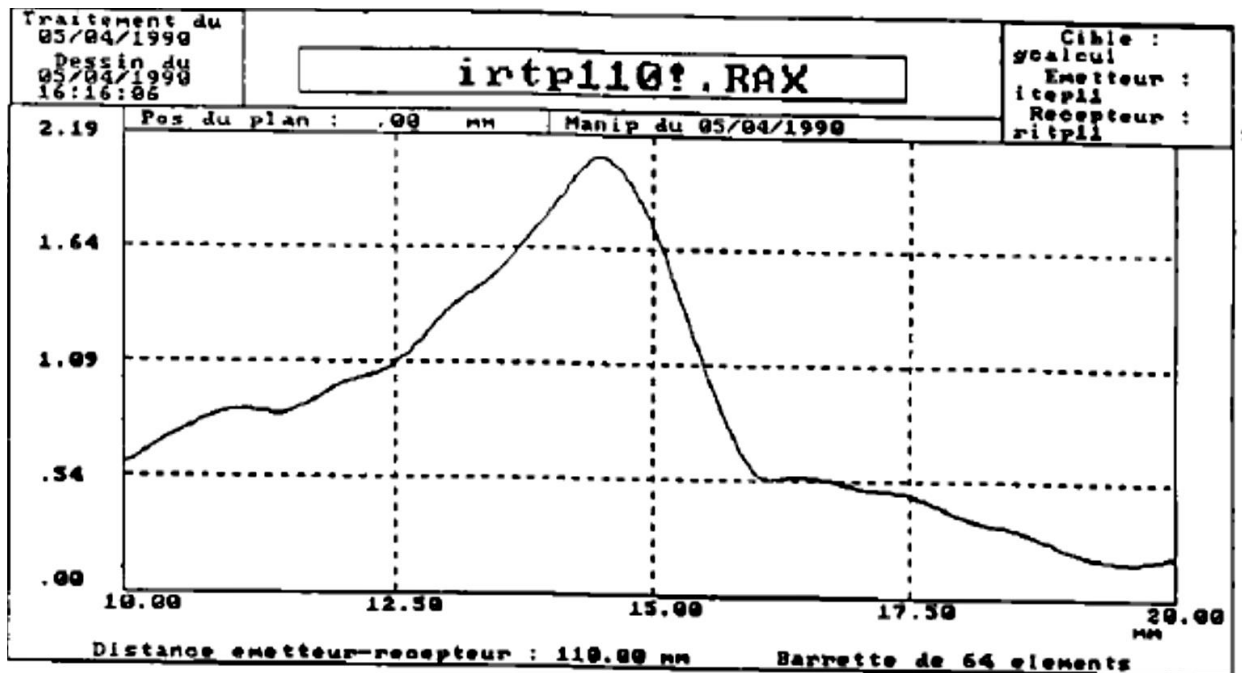
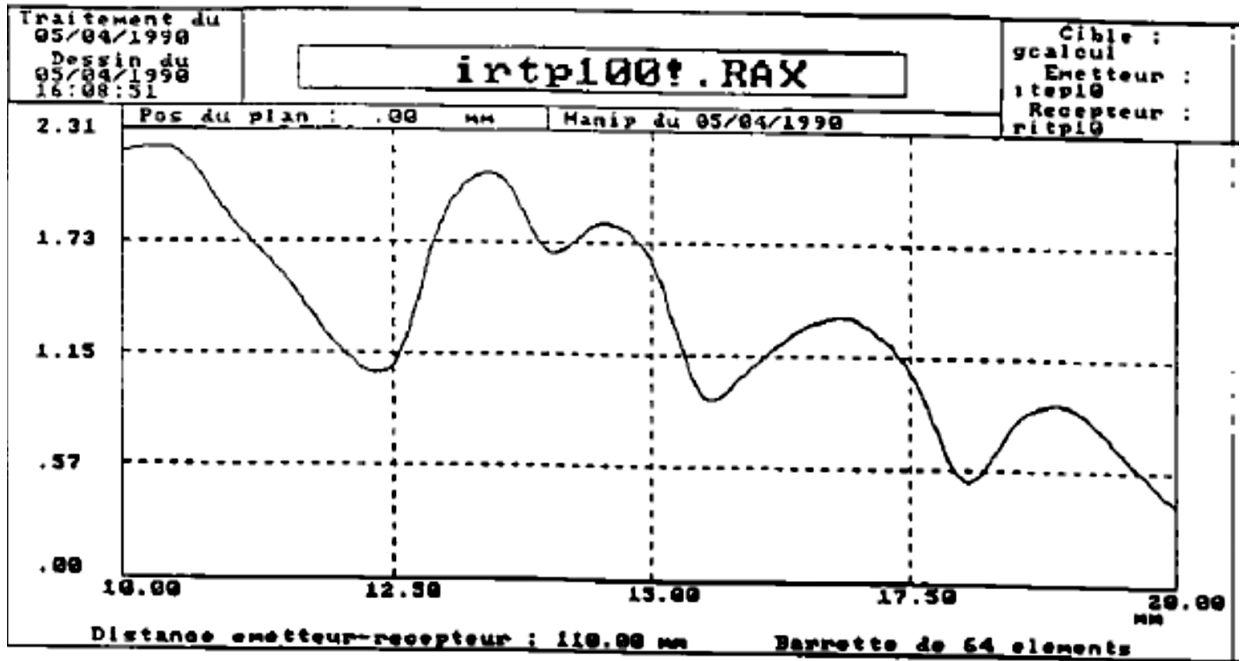
Figure II.11 : Focalisation spatiale par RT dans l'eau (trait rouge) et à travers la forêt de tiges (trait bleu) (d'après [29]).

La tache focale obtenue à travers le milieu multi-diffuseur est dans cet exemple plus fine d'un facteur 20 par rapport à celle obtenue dans l'eau sans la forêt de tiges. Ce résultat semble contre-intuitif : on pourrait même s'attendre à ce qu'elle soit moins bonne, parce que l'onde reçue sur le MRT a perdu la mémoire de l'endroit où elle a été émise, et que le miroir n'a recueilli qu'une petite partie du champ engendré par la source. Ces deux remarques sont en fait fausses. On peut en effet user d'arguments géométriques pour justifier la finesse de la tache focale obtenue en présence de la forêt de tiges. Lorsque le miroir est placé dans l'eau, la dimension de la tache focale obtenue est limitée par l'ouverture angulaire du réseau, ce qui conduit à une dimension caractéristique $\delta = \lambda F/D$. Si on prend une fréquence de 1 MHz, une distance focale de 60 cm et sachant que la largeur du réseau est de 5 cm, on obtient une largeur à -6 dB qui vaut $\delta \approx 2$ cm, valeur en accord avec la courbe expérimentale. En revanche, dans le cas où la forêt de tiges est présente, le miroir profite de toutes les réflexions qui ont eu lieu. La largeur de la tache focale est alors limitée par l'ouverture angulaire interceptée par la forêt de tiges lors de la phase d'enregistrement. Ainsi, c'est la largeur angulaire de la forêt de tiges qui va définir la largeur de la tache focale, contrairement au cas des milieux homogènes où celle-ci est limitée par la taille du MRT. Ici l'échantillon mesure 10 cm de côté et est placé à 3 cm de la position de la source : avec une telle ouverture angulaire on obtient une tache focale dont la largeur est de l'ordre de la longueur d'onde, soit 1.5 mm à environ. Tout se passe donc comme si le milieu multi-diffuseur avait pour effet de rendre le MRT plus grand, en rabattant sur lui des ondes qu'il n'aurait normalement pas pu enregistrer et qui n'auraient donc pas pu participer à la focalisation. Nous verrons par la suite que ce principe est généralisable à d'autres configurations et qu'il va se montrer très utile [15].

II.7.3 Expérience n°3 : focalisation sur un calcul rénal

Cette expérience est le préliminaire d'une étude sur l'application de retournement temporel à la lithotritie. Elle vise à démontrer que pour un objet complexe et de réflectivité assez faible, le procédé de focalisation est encore valable et que l'itération du processus présente beaucoup d'intérêt. Elle est réalisée avec une matrice de 64 transducteurs plans circulaires, répartis en cinq lignes sur une calotte sphérique de courbure de 120 mm. La fréquence est de 1 MHz. Le calcul est placé à 110 mm de la matrice. Ses dimensions sont d'environ 10 mm. L'onde d'excitation est produite par l'élément central. A chaque itération, le diagramme de

pression est mesuré à l'emplacement du calcul (figure II.12). A la première itération, il est chahuté. A la deuxième et à la troisième itération, l'onde est focalisée vers un point du calcul. Les signaux correspondant à la première onde réfléchie (avant retournement temporel) sont représentés sur la figure II.13, on remarque la courbure pour chacune des cinq rangées de transducteurs. Les signaux de la deuxième et de la troisième onde réfléchie sont aussi représentés [2].



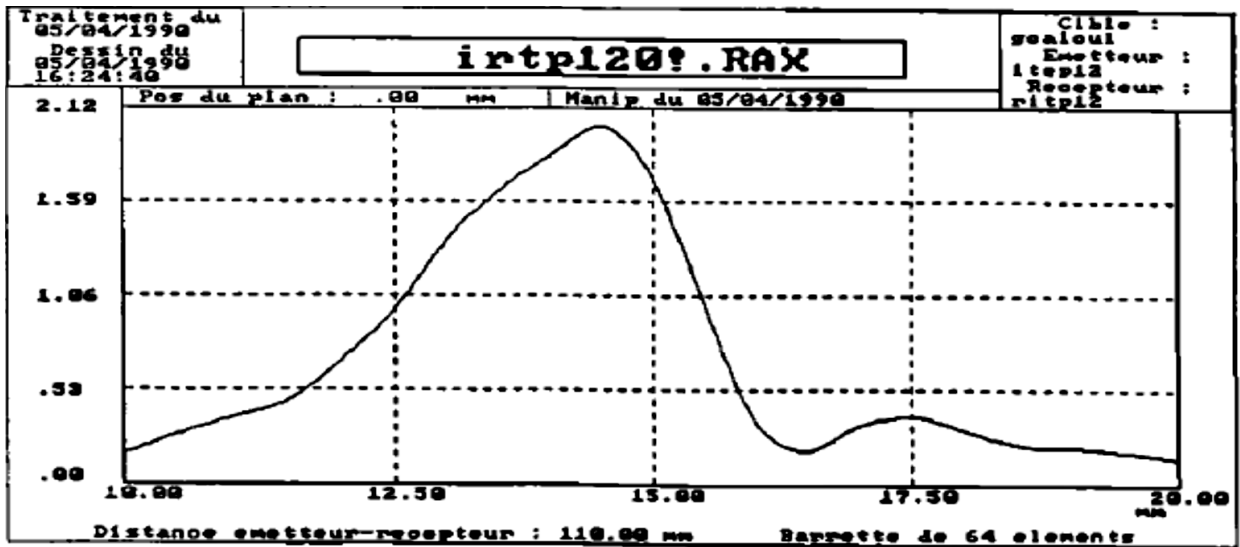


Figure III.12 : Courbes de pression mesurée à l'emplacement du calcul pour les trois itérations. A partir de la deuxième itération, l'onde se concentre en un point du calcul.

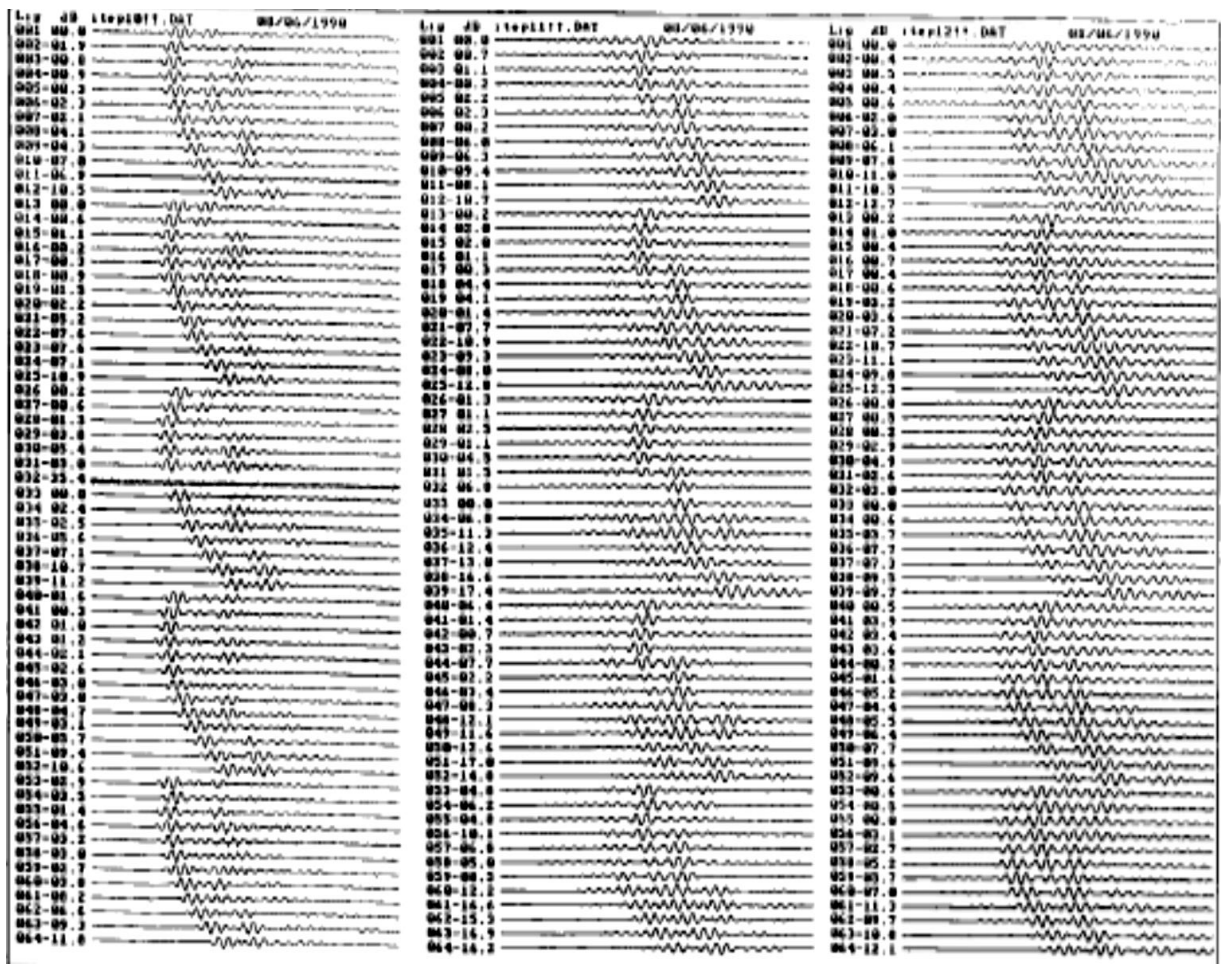


Figure II.13 : Echos du calcul captés par les éléments de la matrice à la première, la deuxième et la troisième itération.

II.8 Exemples descriptifs d'application de RT

Il existe de nombreuses expériences de réflexion temporelle, parmi lesquelles on mentionne :

II.8.1 Exemple n°1 : la détection précoce de tumeur dans le cancer de sein

Nous présentons dans ce paragraphe l'application de la méthode du retournement temporel à la détection précoce de tumeurs dans le cancer du sein. Les données initiales dans le processus de reconstruction ont été fournies sur fantôme par un partenaire extérieur excluant ainsi, dans le processus d'inversion, le "crime d'inversion". Le dispositif étudié pour effectuer les mesures, consiste à positionner le sein dans une coque diélectrique de diamètre 90 mm, à l'intérieur de laquelle,

5 antennes émettrices et 80 antennes réceptrices sont positionnées sur toute la circonférence. Pour chaque émetteur, un ensemble de mesures sera effectué sur les récepteurs, pour une plage de fréquences donnée entre 500 MHz et 2.5 GHz.

A partir de ces mesures, par retournement temporel, nous allons essayer de déterminer et localiser le nombre de tumeurs pouvant être dans l'organe. Ceci est possible du fait qu'une tumeur présente en général un contraste diélectrique important par rapport au milieu sain. Le sein est un milieu diélectrique très complexe, et il est difficile dans ces conditions de simuler réellement le dispositif de mesures. C'est pourquoi, dans cette étude, on propose de travailler sur différents jeux de mesures simulées à partir de modèles électromagnétiques du sein, de plus en plus complexes, afin de déterminer une méthode efficace de détection/localisation de tumeurs. Une possibilité est la méthode du retournement temporel que l'on va tester sur les différentes données proposées. Dans ce paragraphe, nous donnons les différents résultats obtenus par cette méthode.

Dans une première étape, pour l'obtention des mesures, on considère le sein et la coque diélectrique du dispositif de mesure comme étant un milieu homogène identique. Pour cela, on prend un matériau de permittivité $\epsilon_r = 9$ qui se rapproche du milieu biologique étudié, c'est-à-dire du milieu grasseux du sein. Le domaine de recherche est alors défini en 2D par un cercle de rayon 90mm. Sous cette hypothèse, une première configuration a été testée en plaçant une bille métallique d'un diamètre de 10mm au centre du cercle. L'image obtenue par le processus de retournement temporel est donnée par la figure II.14. Une deuxième configuration a consisté à

positionner la bille métallique aux coordonnées (21mm, 21mm) du centre du cercle. L'image obtenue par le processus de retournement temporel est donnée par la figure II.15.

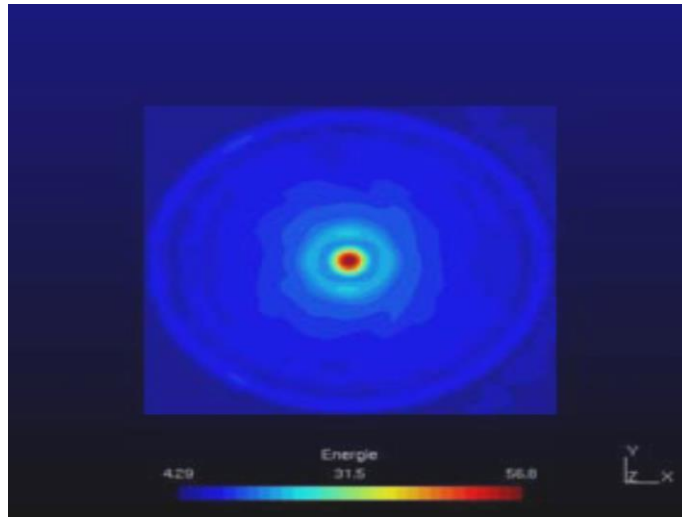


Figure II.14 : Image obtenue par retournement temporel dans le cas de la bille placée au centre du cercle.

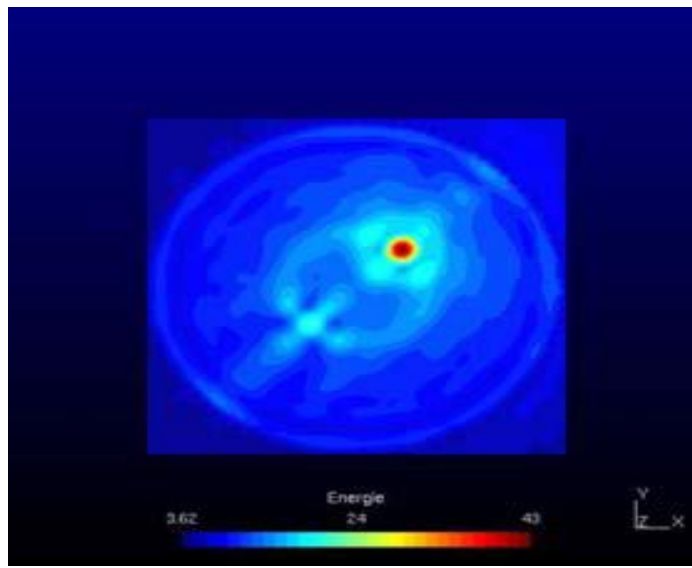


Figure II.15 : Image obtenue par retournement temporel dans le cas de la bille décalée par rapport au centre du cercle.

Sur l'ensemble des deux configurations étudiées, la méthode de retournement temporel fournit des images de localisation des cibles tout à fait correctes. On peut dire qu'en général pour

ce type de configurations où on connaît bien le milieu et, où la cible présente un fort contraste avec celui-ci, qu'il n'y a aucune difficulté pour retrouver celle-ci.

Dans une deuxième étape, pour obtenir les données de mesures, on complexifie la scène en prenant un milieu diélectrique homogène différent pour le sein ($\epsilon_r = 6.6$) et pour la coque du dispositif expérimental ($\epsilon_r = 9$). Toutefois dans le processus de reconstruction, on va utiliser un milieu identique comme précédemment sur l'ensemble de la zone de détection. En effet dans la réalité, il sera très difficile de connaître parfaitement la position du sein ainsi que sa nature diélectrique. Il est donc souhaitable dans une simulation inverse de ne pas se donner cette information. Dans ces conditions, on perd aussi l'intérêt d'une connaissance à priori de la géométrie et donc un peu de l'intérêt de l'utilisation de la méthode de retournement temporel. L'image obtenue par le processus de retournement temporel est alors donnée par la figure II.16. On note sur cette figure, que la tumeur est bien localisée, et dans ce cas encore, la méthode de retournement temporel donne de bons résultats.

La troisième étape consiste à complexifier le milieu du sein en prenant en compte la peau et les tissus graisseux, dans le processus d'obtention des mesures. La peau est simulée par un milieu diélectrique de fort contraste (2 fois plus petit que celui de la tumeur) et d'une épaisseur de quelques millimètres. Les tissus graisseux sont considérés comme des matériaux diélectriques à pertes. En procédant de manière analogue dans le processus de reconstruction, c'est-à-dire en considérant la zone de recherche comme un milieu homogène de permittivité $\epsilon_r = 9$, on obtient alors l'image donnée par la figure II.17. Dans celle-ci, il est impossible de retrouver la cible. En fait dans ce cas, la couche de peau supposée inexistante dans ce processus d'imagerie joue le rôle d'une barrière et à cause de son fort contraste, elle apparaît comme une cible potentielle. De plus la méconnaissance du milieu va entraîner aussi, certainement une défocalisation du signal retourné sur les cibles et donc une mauvaise localisation de celles-ci, dans le meilleur des cas. Dans ce dernier exemple, la méthode de retournement temporel ne fonctionne pas telle quelle, à cause d'une méconnaissance trop importante du milieu que l'on a considéré pour les simulations inverses. Il faut donc pour ce cas, appliquer un pré-traitement aux données, afin de faire ressortir des informations supplémentaires sur le milieu. Ceci fait l'objet d'une étude en cours [30].

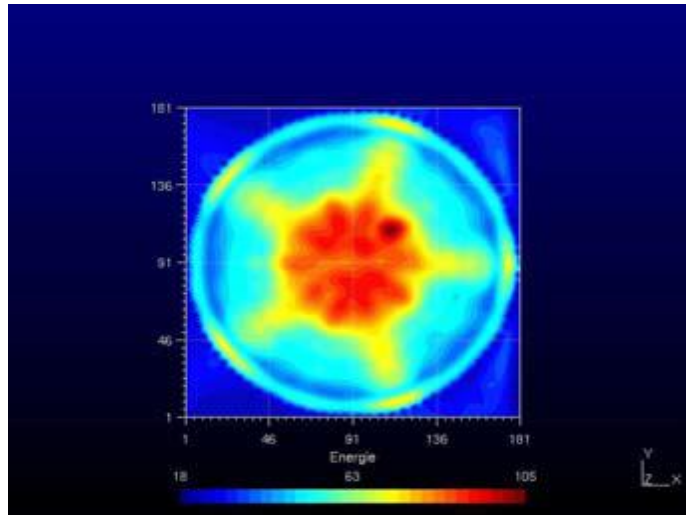


Figure II.16 : Tumeur décentrée : Image RT par sommation pour un milieu de permittivité $\epsilon_r = 9$ et un sein de permittivité $\epsilon_r = 6.6$.

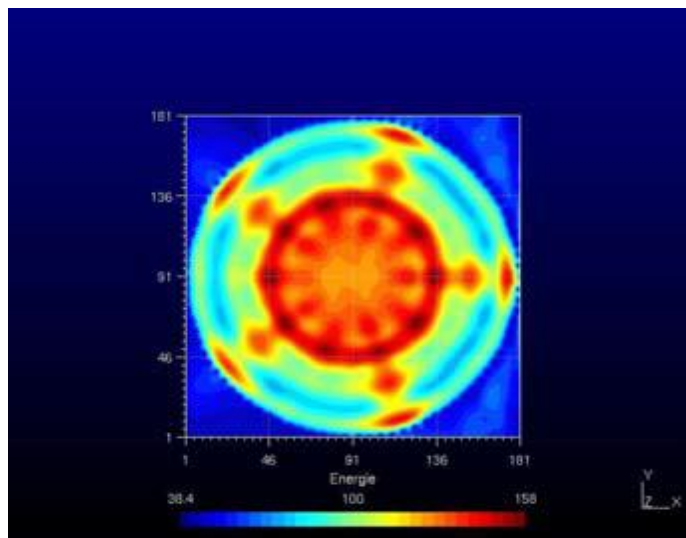


Figure II.17 : Matériau diélectrique ($\epsilon_r = 6$) avec peau : Tumeur de diamètre 10mn décalée par rapport au centre de 21mm dans chaque direction.

II.8.2 Exemple n°2 : application de retournement temporel à la sismologie

Nous voulons maintenant montrer une application du retournement temporel à la sismologie. Cela représente en effet une application concrète intéressante à plusieurs égards : tout d'abord, les sismologues disposent de réseaux de capteurs (sismomètres) très fournis tout

autour du globe, et ce pour les différentes polarisations des ondes (élastiques) ; ensuite, même si les méthodes classiques de localisation des séismes (basées sur les ondes balistiques) fonctionnent en général très bien, les mécanismes de rupture ne sont pas bien résolus (un séisme n'est pas une excitation localisée en temps et en espace !) ; de plus, certains événements sismiques ne présentent pas d'ondes balistiques franches, ce qui rend difficile les estimations des temps d'arrivée (« tremor », « slow-silent slip », « glacial earthquakes », et « hum » notamment), et donc les localisations par triangulation [31,32,33] ; enfin, la terre pouvant être vue comme une cavité fermée, on peut s'attendre à ce que le champ soit bien reconstruit par retournement temporel, même si l'épicentre n'est pas totalement entouré de sismomètres.

Bien sûr, une difficulté du retournement temporel appliqué à la terre est que dans ce cas il est impossible de renvoyer physiquement les ondes enregistrées dans la phase allé (i.e. durant le séisme), contrairement à la majorité des autres expériences de retournement temporel. Cependant, les sismologues disposent de modèles très précis des hétérogénéités de l'intérieur de la terre, au moins aux grandes longueurs d'ondes. Il est alors possible d'effectuer numériquement la phase retour dans ces modèles, de façon à observer la propagation en chronologie inversée.

La figure II.18 montre trois images d'un film de la rétro-propagation du champ vertical enregistré suite au grand séisme de Sumatra (26 décembre 2004). Nous observons alors la reconstruction d'une onde convergente qui focalise en une zone, puis rediverge. La position de la tache focale et l'instant de la recompression temporelle coïncident en fait parfaitement avec la position de l'épicentre et la date du séisme trouvé par les méthodes plus classiques. De plus, en analysant finement le champ recréé à l'épicentre au voisinage de l'instant de recompression, on peut alors accéder à la dynamique de la rupture de la faille.

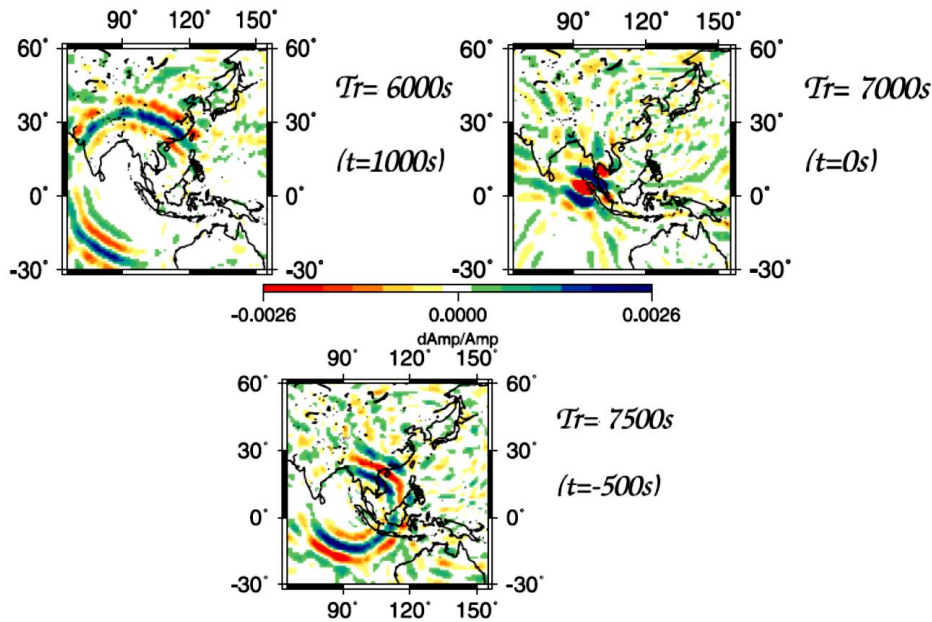


Figure II.18 : Application du retournement temporel à la localisation d'un séisme.

La ré-émission de signaux sismiques réels (retournés temporellement) dans un modèle numérique de terre permet de suivre la chronologie inverse d'une onde sismique et donc de localiser et caractériser sa source. On voit ici l'onde reconverger progressivement (en haut à gauche), revenir à sa source (en haut à droite) et diverger (en bas). Figure extraite de [34].

Cet exemple montre notamment que même dans l'impossibilité d'effectuer physiquement la phase de retour de l'onde, si l'on dispose d'un modèle du milieu, on peut réaliser cette phase numériquement et espérer voir l'onde retourner à sa source. Cela trouve notamment de nombreuses applications concrètes dans le domaine du contrôle non-destructif et de l'imagerie [35].

II.9 Avantages et inconvénients de la méthode de RT

Les avantages et les inconvénients de la méthode de retournement temporel sont comme suit :

A) Avantages

- ✓ Focalisation des signaux en présence de faibles hétérogénéités où la diffusion est simple.
- ✓ Focaliser l'énergie sur les diffuseurs.
- ✓ Améliorer le rapport signal sur bruit.

- ✓ Un système d'enregistrement sans retard.
- ✓ Grande capacité de détecter et focaliser les défauts par un réseau multi-éléments sans connaissance préalable de la géométrie de la pièce.

B) Inconvénients

- ✓ Dispositif expérimental très lourd, nécessite beaucoup des sondes émettrices et réceptrices.
- ✓ La méthode DORT ne fournit pas d'image des défauts.
- ✓ Nombre de données à post-traiter : un grand nombre de données à traiter pour construire une image.
- ✓ Utiliser seulement les données monochromatiques (limiter dans le régime de la diffusion multiple).
- ✓ Localiser les cibles sans les caractériser.

II.10 Conclusion

Dans ce chapitre, nous employons la méthode de retournement temporel, ainsi la méthode DORT pour focaliser n'importe quelle onde sur chacune des cibles présentent dans des milieux inconnus hétérogènes, sans perte d'informations ou d'énergie. Cela dépend d'un dispositif intelligent appelé « miroir à retournement temporel » qui a fait la focalisation par ces méthodes incroyable et facile.

Les différentes expériences qui nous l'avons touché montre que la technique de retournement temporel est plus d'une technique physique ordinaire. Elle sera fréquemment utilisée dans plusieurs applications au futur comme la communication dans les mers et les océans et contrôler des matériaux, l'imagerie médicale... etc.



**APPLICATION DE LA METHODE
DE RT SUR LES ULTRASONNS**

Chapitre III :

Application de la méthode de retournement temporel sur les ultrasons

III.1 Introduction

Pour surmonter les difficultés rencontrées lors de la focalisation d'une onde ultrasonore, nous étudions dans ce chapitre le principe de la méthode de retournement temporel expérimentalement, confirmant son efficacité à améliorer la résolution des signaux ultrasonores, comme nous l'avons étudié théoriquement dans le chapitre précédent.

En première partie, nous expliquons la méthode pulse-écho après l'avoir appliquée à deux échantillons de forme différents.

Dans la deuxième partie, nous simulons quelques signaux ultrasoniques avec MATLAB et les inversons chronologiquement, puis simulons après un retard de durée $\delta = 1 \mu s$.

Comme dernière partie, nous soulevons l'équation d'onde de propagation par une fonction appel `ode45` dans MATLAB.

III.2 Problématique

La focalisation d'une onde ultrasonore sur une cible fixe ou en mouvement est souvent dégradée par les aberrations dues aux inhomogénéités du milieu de propagation même si la cible est localisée avec précision, il est difficile de connaître la forme d'onde à émettre dans le milieu afin d'obtenir une bonne focalisation. Les méthodes de correction développées pour l'imagerie ultrasonore ne sont efficaces lorsque l'aberrateur est mince et proche de la barrette de transducteurs.

La méthode de retournement temporel est la seule valable lorsque les inhomogénéités sont distribuées en volume car elle tient compte de la forme exacte des signaux [2].

III.3 Expérience sur ultrasons

Dans ce travail, on a utilisé comme méthode de mesure la méthode pulse écho, qui a été décrite au premier chapitre. Une telle expérience d'essai nécessite :

- ✓ Un oscilloscope numérique pour stoker l'information (TEKTRONIX TDS1002).
- ✓ Un ordinateur avec un logiciel d'acquisition de données (wavestar).
- ✓ Générateur des ondes ultrasons sofranel.
- ✓ Différentes formes échantillon du béton.
- ✓ Couplant sofranel.
- ✓ Différents types des Sondes à ultrasons
- ✓ Cuve d'eau.
- ✓ L'eau.

Pour notre expérience, on a utilisé deux échantillons de forme différents (cylindre, parallélépipède). La figure illustre une représentation générale de l'appareillage utilisé lors d'un essai par la méthode pulse-écho.

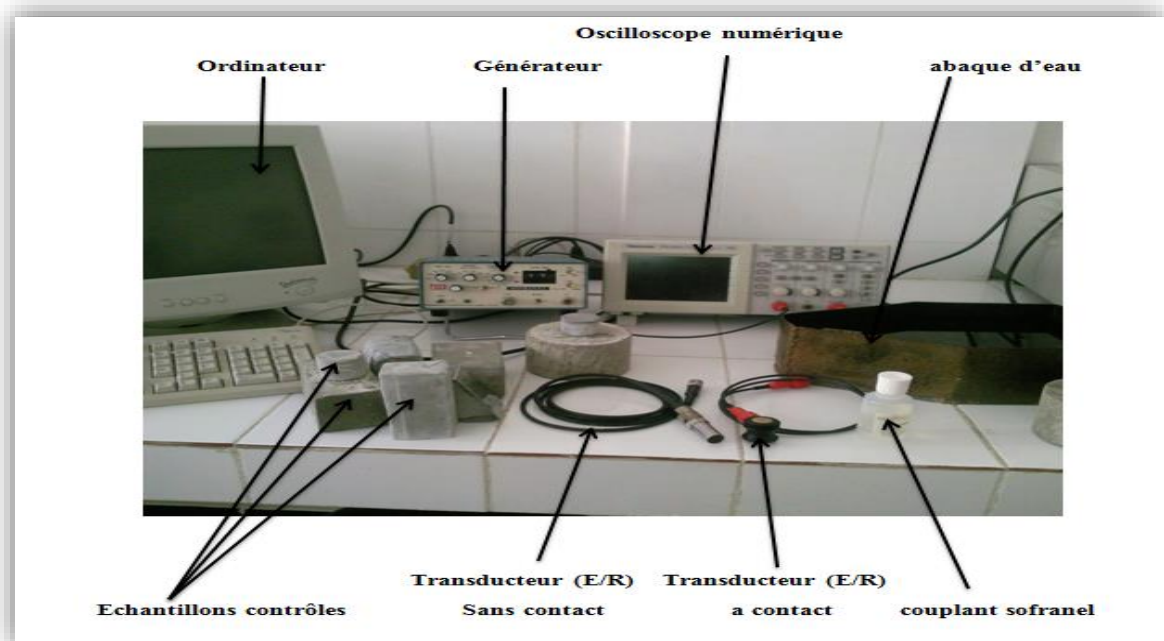


Figure III.1 : L'appareillage d'un essai pulse-écho.

III.3.1 Méthode à contact

Le transducteur est directement placé sur la pièce à contrôler. La liaison acoustique est assurée par une couche d'agent de couplage : gel spéciaux (sofranel) dont l'épaisseur est de l'ordre du dixième de millimètre.

Cette technique, dite de pal page, est surtout employée lors de contrôles manuels. Elle nécessite l'intervention d'un opérateur pour le déplacement du transducteur.

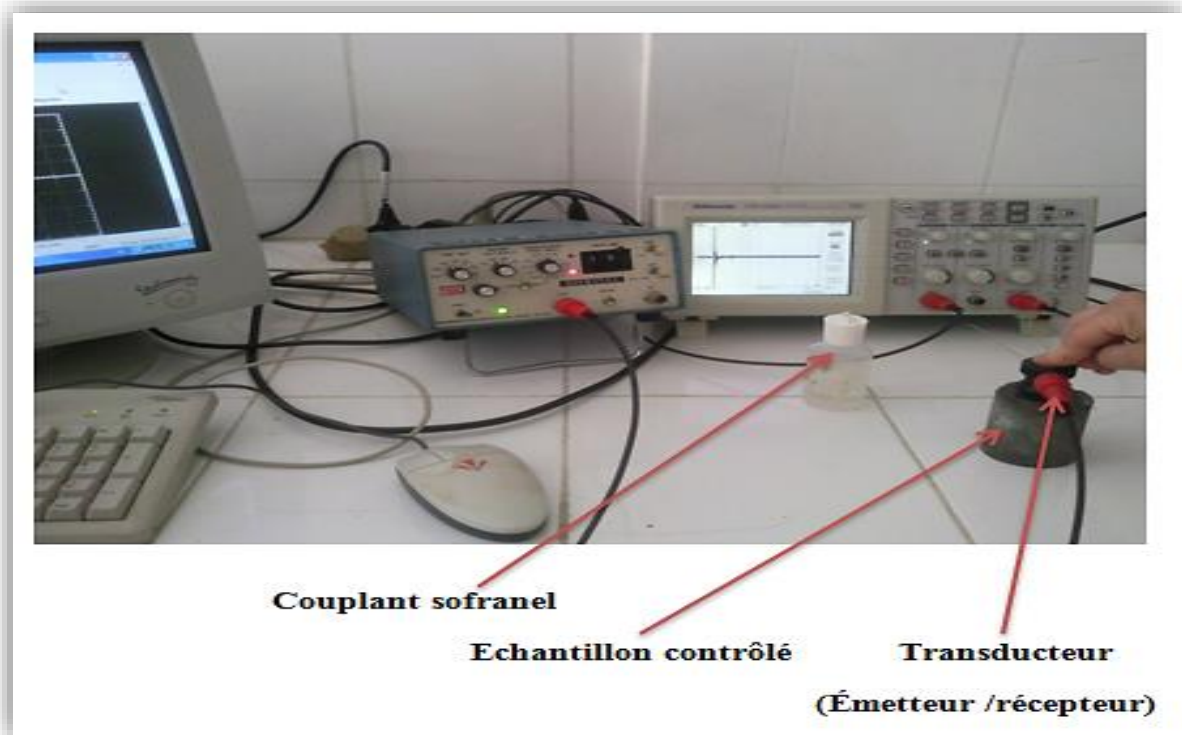


Figure III.2 : Principe contrôle à contact.

✚ Résultats à contact

La figure III.3, représente les différents échos obtenus par une visualisation d'Oscilloscope numérique.

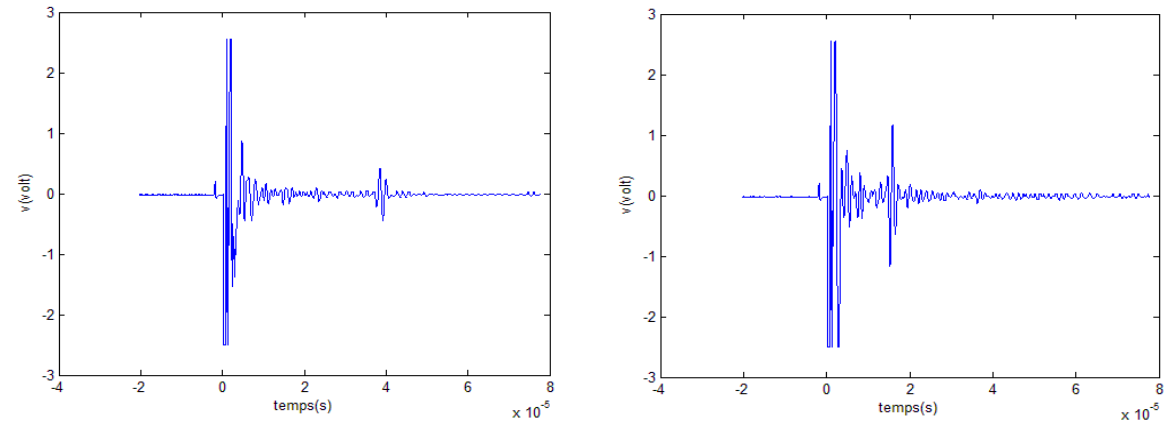


Figure III.3 : Résultats de contrôle à contact.

III.3.2 Méthode sans contact

Le transducteur est situé à une certaine distance de la pièce ; le couplage est assuré par un liquide, habituellement de l'eau. Il peut s'agir :

- ✓ **D'une immersion totale** : le transducteur et la pièce sont entièrement immergés dans une cuve de contrôle.
- ✓ **D'une immersion locale** : le transducteur et la partie de la pièce qui est contrôlée sont reliés eux par un volume de liquide, grâce à des dispositifs spéciaux.

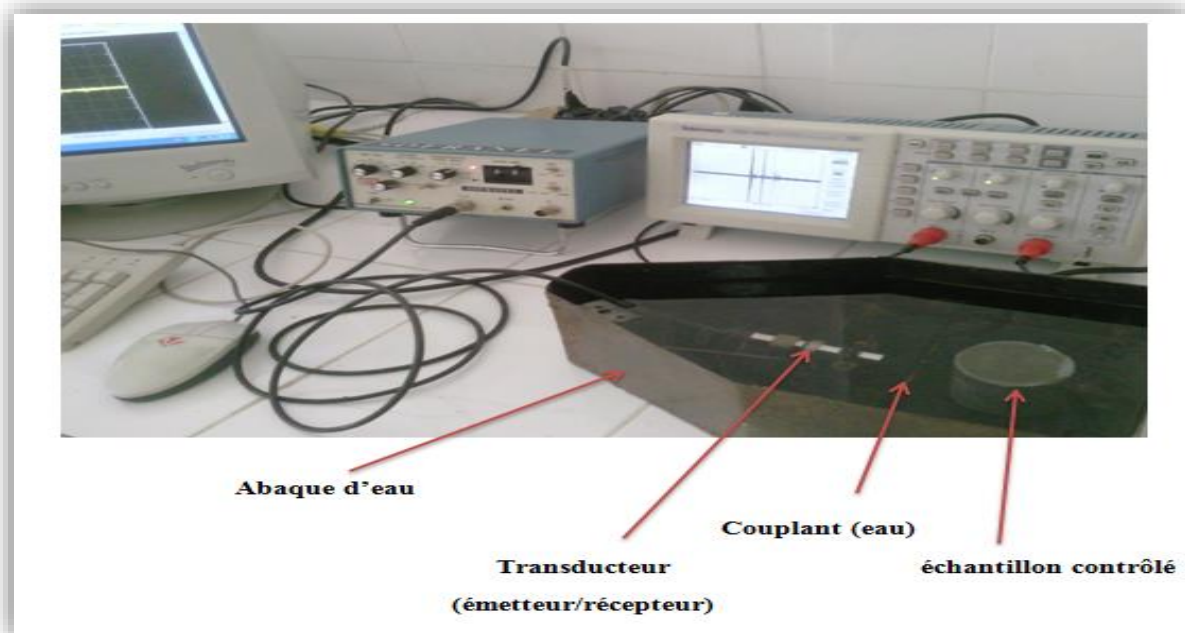


Figure III.4: Principe contrôle sans contact.

✚ Résultats sans contact

Les figures suivantes représentent les résultats ultrasonores issus d'oscilloscope, après appliquer des tirs ultrasonores à l'aide des sondes.

On remarque un écho lorsque le défaut est présent.

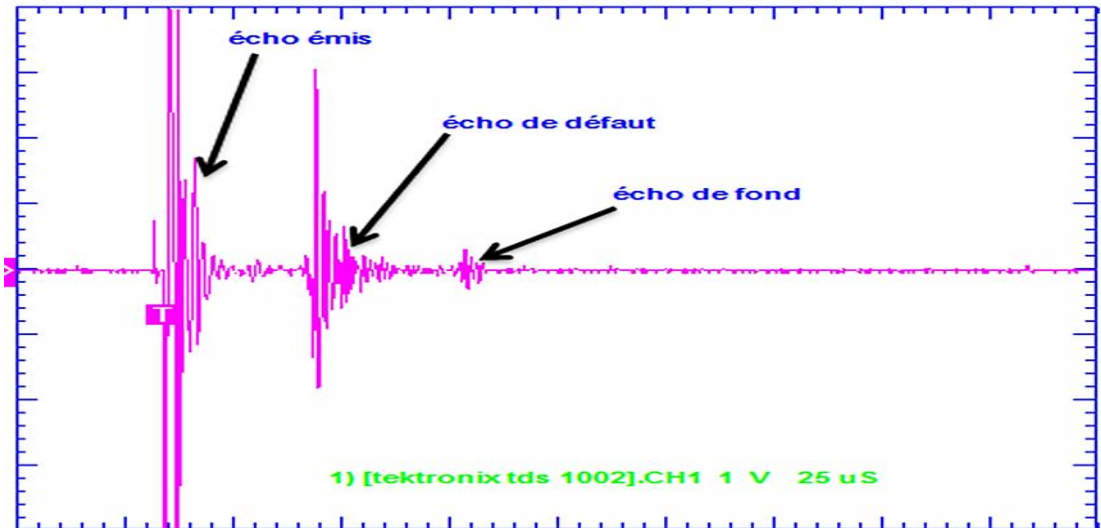


Figure III.5 : Cylindre avec défaut sans contact.

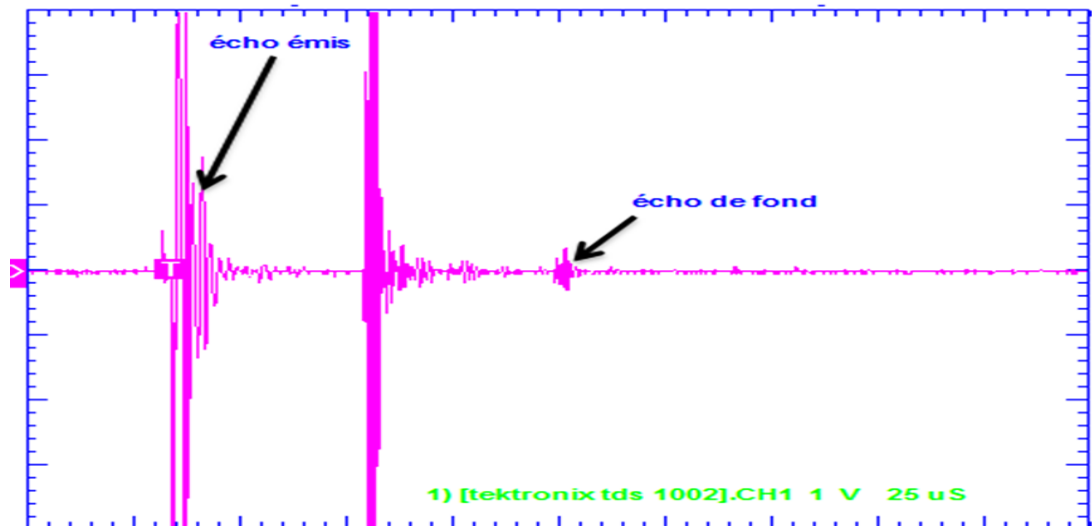


Figure III.6: Cylindre sans défaut sans contact.

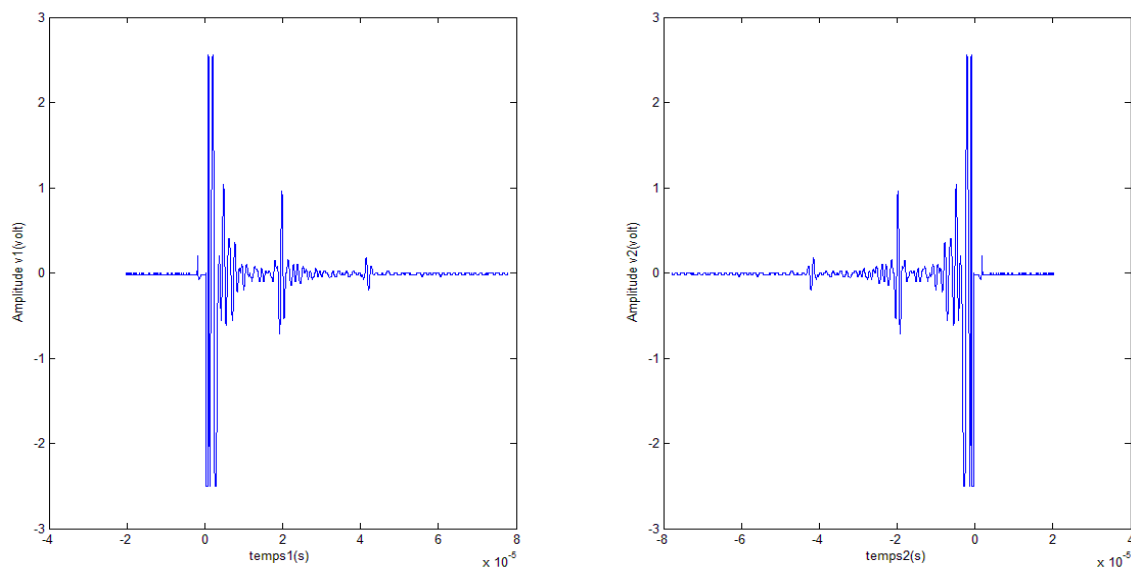
III.4 Application de retournement temporel sur les signaux US

Dans cette partie, nous appliquerons la théorie de retournement temporel à deux signaux ultrasonores différents : le 1^{er} signal à contact et le 2^{ème} sans contact.

Le retournement temporel des signaux ultrasonores est réalisé théoriquement par MATLAB, puisque n'avons pas les miroirs à retournement temporelle aux laboratoires.

A) Simulation de 1^{er} signal (à contact)

La figure III.7 représente le 1^{er} signal ultrasonore à contact sous forme d'une seule dimension (1D), et son retournement temporel.



a) Signal ultrasonore émis.

b) Signal retourné temporellement.

Figure III.7 : 1^{er} signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D).

La figure III.8 représente le 1^{er} signal ultrasonore à contact sous forme de deux dimensions (2D), et son retournement temporel.

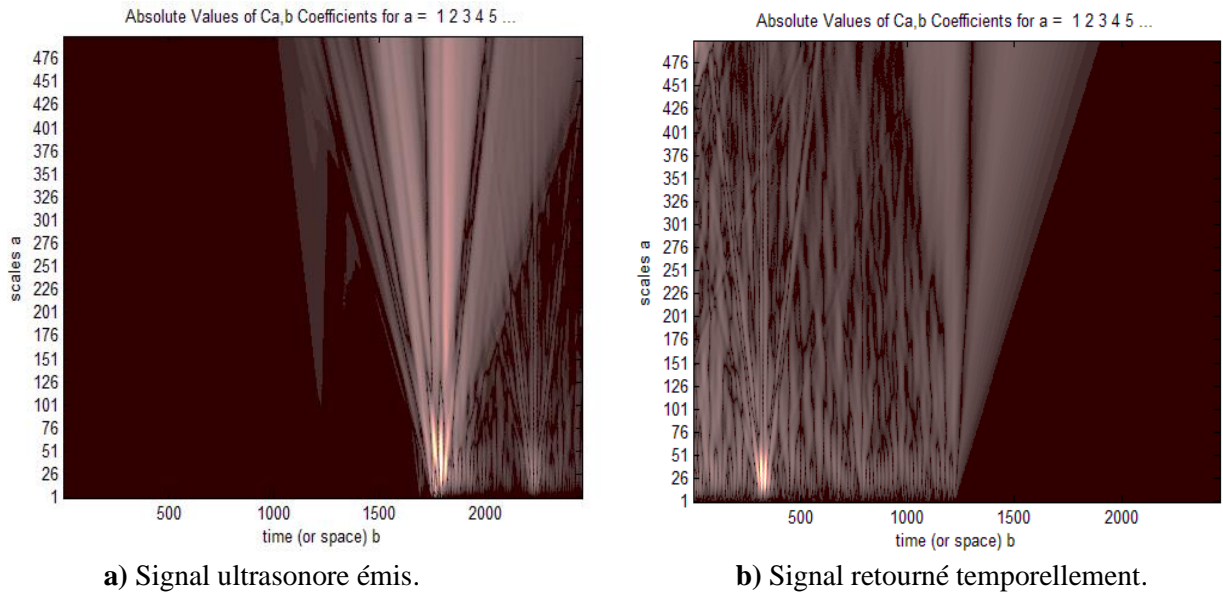


Figure III.8 : 1^{er} signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D).

La figure III.9 montre le 1^{er} signal ultrasonore sous forme de trois dimensions (3D), et son retournement temporel.

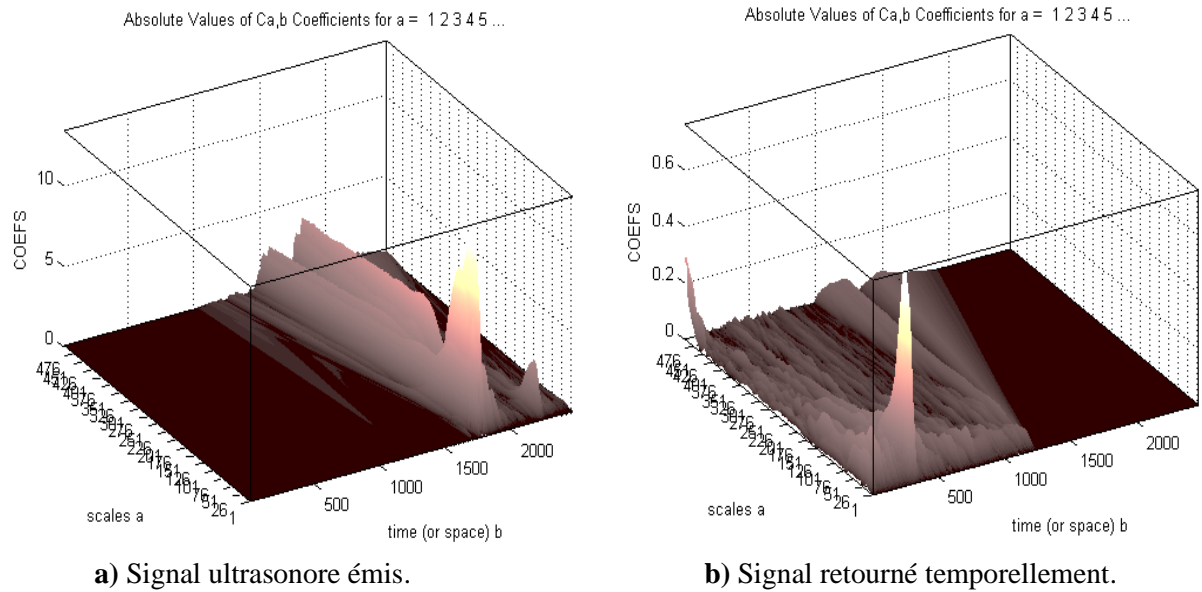


Figure III.9 : 1^{er} signal réel à ultrason vue trois dimensions (3D).

B) Simulation de 2^{ème} signal (sans contact)

La figure III.10 montre le 2^{ème} signal ultrasonore sans contact sous forme d'une seule dimension (1D), et son retournement temporel.

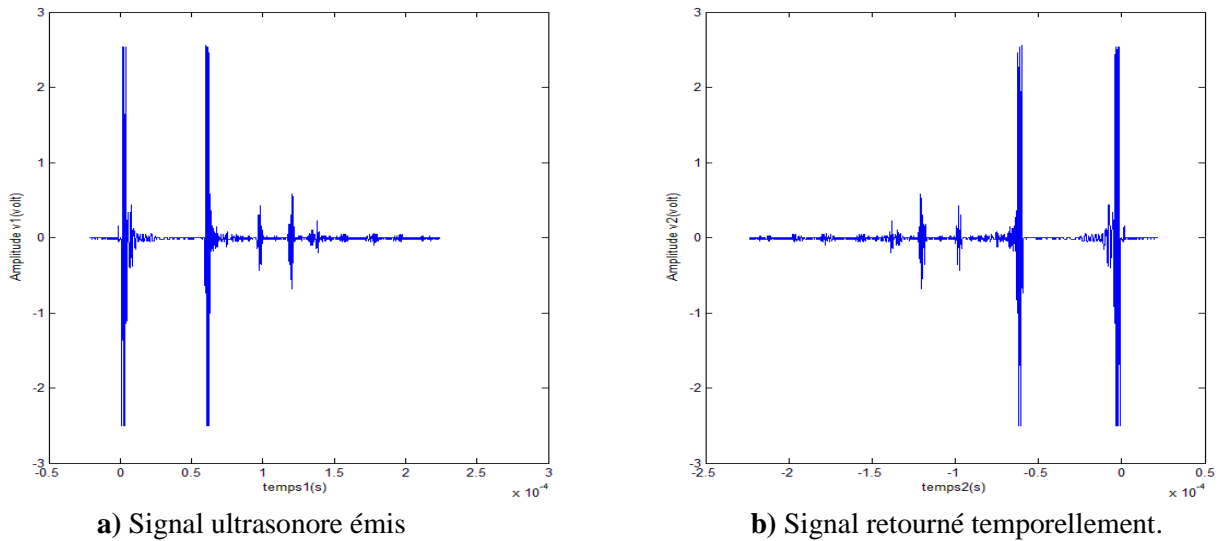


Figure III.10 : 2^{ème} signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D).

La figure III.11 montre le 2^{ème} signal ultrasonore sans contact sous forme de deux dimensions (2D), et son retournement temporel.

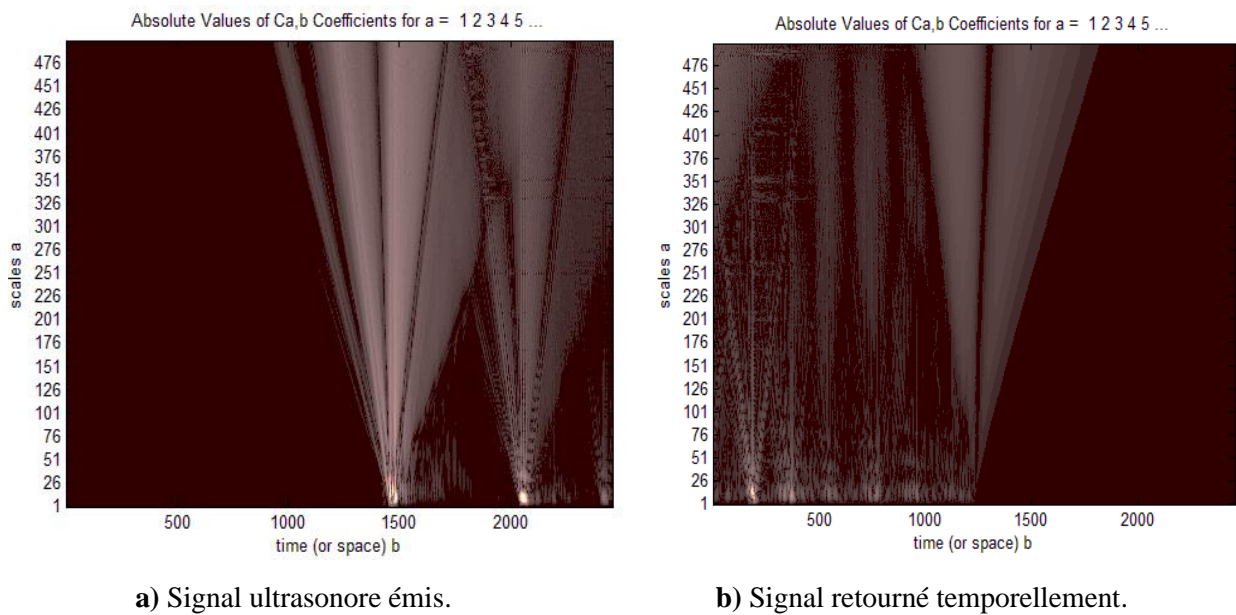


Figure III.11 : 2^{ème} signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D).

La figure III.12 montre le 2^{ème} signal ultrasonore sans contact sous forme de trois dimensions (3D), et son retournement temporel.

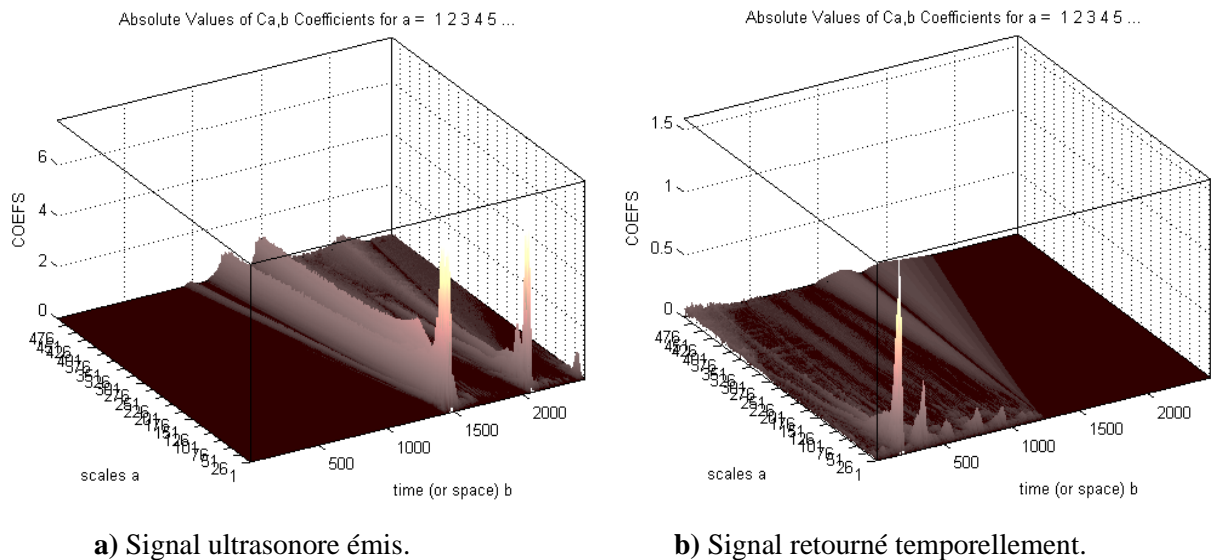


Figure III.12 : 2^{ème} signal réel à ultrason vu trois dimensions (3D).

III.4.1 Discussion des résultats

Nous émettons un bref signal ultrasonore au milieu, soit vu à une seule dimension (1D), comme indiqué dans la figure III.7. (a), ou vu à 2D comme montre la figure III.8. (a) et à 3D comme la figure III.9. (a). Puis on inverse le signal en multipliant le temps par (-1), puisque nous n'avons pas les MRT. Alors on obtient un signal ultrasonore retourné temporellement (voir les figures III.7. (b), III.8. (b) et III.8. (b) de 1^{er} signal envoyé).

En présence de MRT, le processus de focalisation par retournement temporel passe à travers les étapes suivantes :

Comme première étape, un signal ultrasonore est émis dans le milieu de propagation à partir d'une source initiale stationnée en un point, soit vu à une seule dimension, ou à 2D et 3D. Le front d'onde généré par la source acoustique principale est propagé dans le milieu, puis enregistrée par les N_{MRT} microphones du miroir à retournement temporel (mémoire de MRT).

Si une hétérogénéité (défaut) est présente dans le volume insonifié, il recevra une partie de l'énergie incidente et se comportera comme une source acoustique renvoyant un écho qui sera mesuré par l'ensemble des éléments [36].

Dans la deuxième étape, le signal enregistré est retourné temporellement et réémis grâce aux N_{MRT} haut-parleurs du miroir.

Dans une dernière étape, le signal reçu est enregistré par les N_{MRT} microphone, le front d'onde convergeant ainsi créé focalisé sur la source qui lui avait naissance dans la première étape.

III.4.2 Retournement temporel après certain temps de d'enregistrement delta

Nous choisissons deux valeurs différents de delta pour visualiser le temps d'enregistrement.

A) Lorsque delta = 1 μ s

Nous verrons ensuite l'inversion temporelle du 1^{er} signal à contact précédent après un retard de durée delta = 1 μ s.

✚ Simulation de signal ultrasonore

La figure III.13 représente le signal ultrasonore à contact sous forme d'une seule dimension (1D), et son retournement temporel.

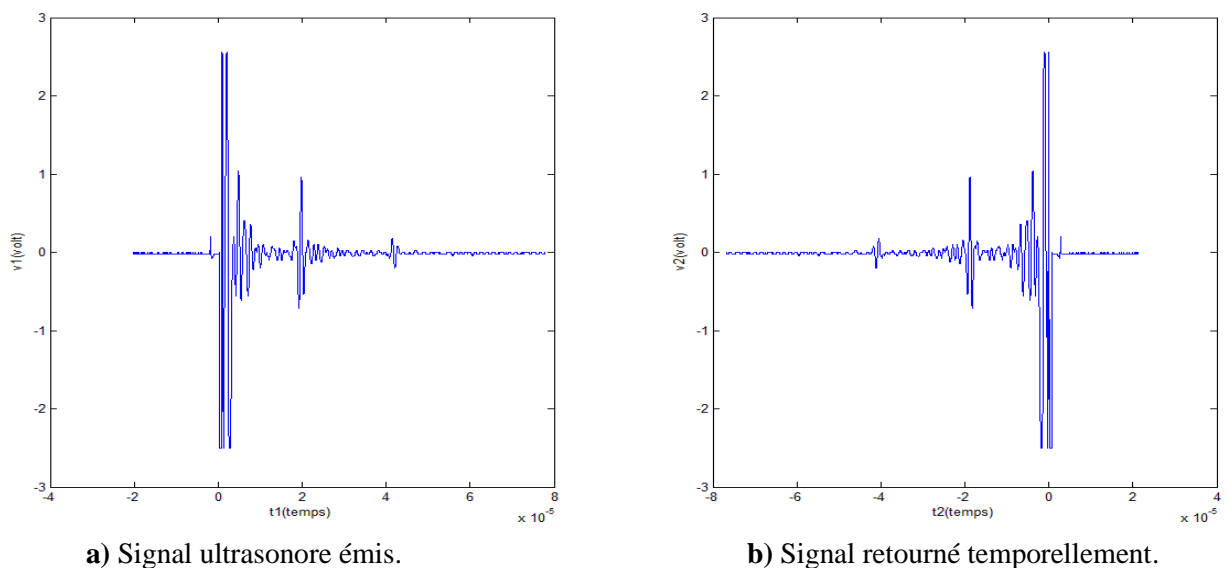
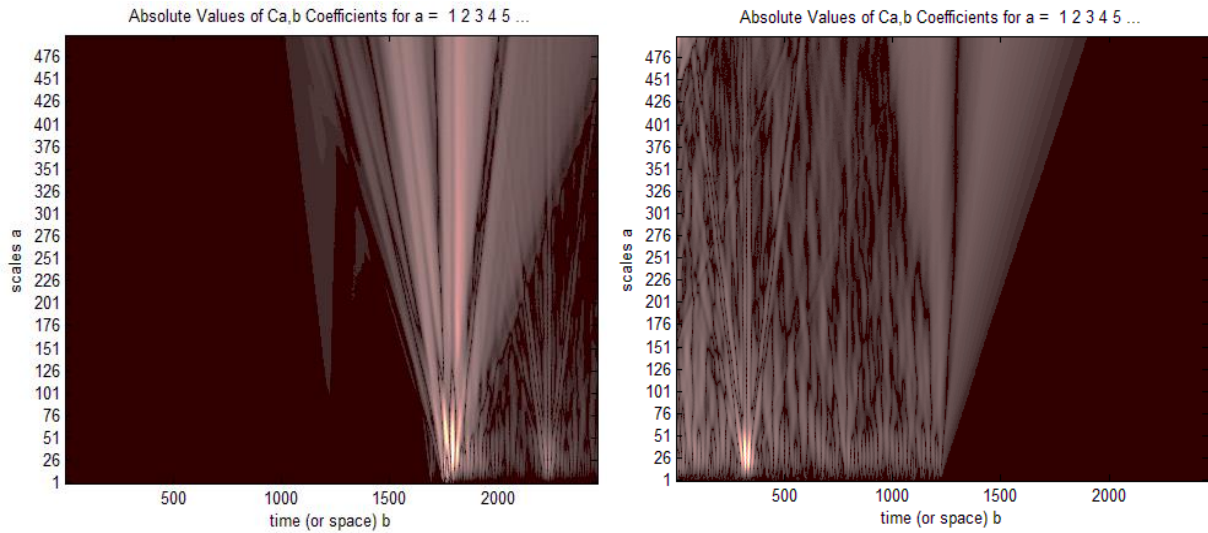


Figure III.13 : Signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D), après delta = 1 μ s.

La figure III.14 représente le signal ultrasonore à contact sous forme de deux dimensions (2D), et son retournement temporel.

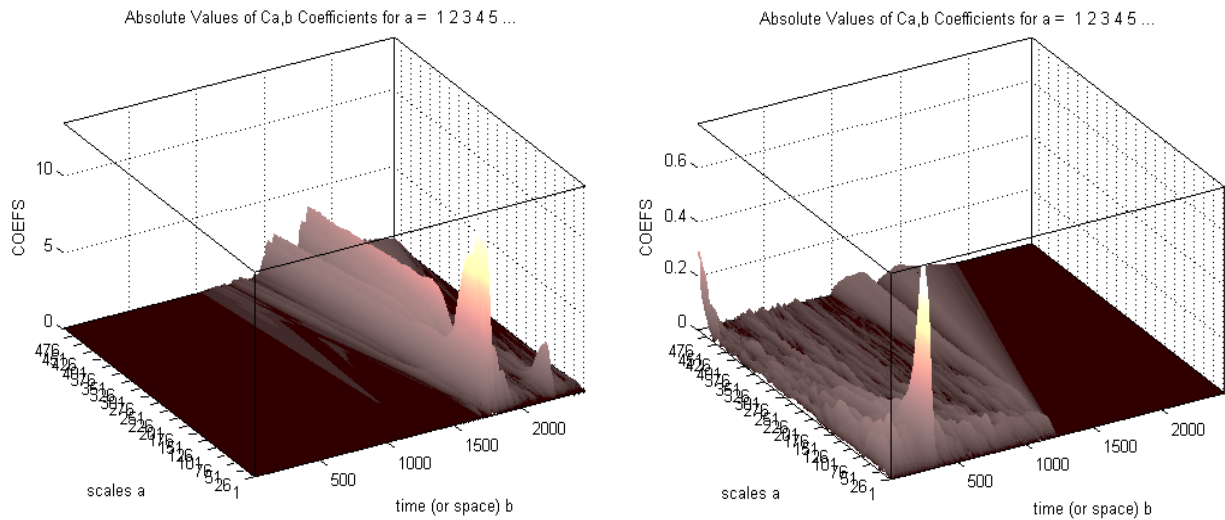


a) Signal ultrasonore émis.

b) Signal retourné temporellement.

Figure III.14 : Signal réel à ultrason vu deux dimensions (2D), après $\delta = 1 \mu s$.

La figure III.15 représente le signal ultrasonore à contact sous forme de trois dimensions (3D), et son retournement temporel.



a) Signal ultrasonore émis.

b) Signal retourné temporellement.

Figure III.15 : Signal réel à ultrason vu trois dimensions (3D), après $\delta = 1 \mu s$.

III.4.3 Discussion des résultats

Nous interprétons les résultats obtenus dans les figures de III.13 jusqu'à III.15, par ce scénario :

Une brève onde ultrasonore émise vers le milieu de propagation à partir d'une source acoustique principale soit sous forme de 1D, 2D ou 3D. Nous inversons le temps en multipliant par (-1), après un temps de retard de durée $\delta = 1 \mu\text{s}$, nous recevons un signal ultrasonore inverse dans le temps comme montent les figures (III.13. (b), III.14. (b) et III.15. (b)) de 1^{er} signal émis. Ce temps de retard représente le temps d'enregistrement, il n'est pas remarqué bien puisque, il est petit.

Si un miroir réfléchissant (MRT) est disponible, le signal ultrasonore est stocké par les éléments de conservation (N_{MRT} microphones), puis réfléchi après une période de $\delta = 1 \mu\text{s}$.

B) Lorsque $\delta = 1 \text{ s}$

Nous augmenterons la valeur de δ jusqu'à obtention des variations visuelle. Les résultats de simulations avec MATLAB s'appliquent uniquement au troisième signal ultrasonore. Les variations du signal ultrasonore retourné sont très claires dans la figure (III.17.b) de 2D et la figure (III.18.b) de 3D, dont la durée de retard d'enregistrement choisie est $\delta = 1 \text{ s}$.

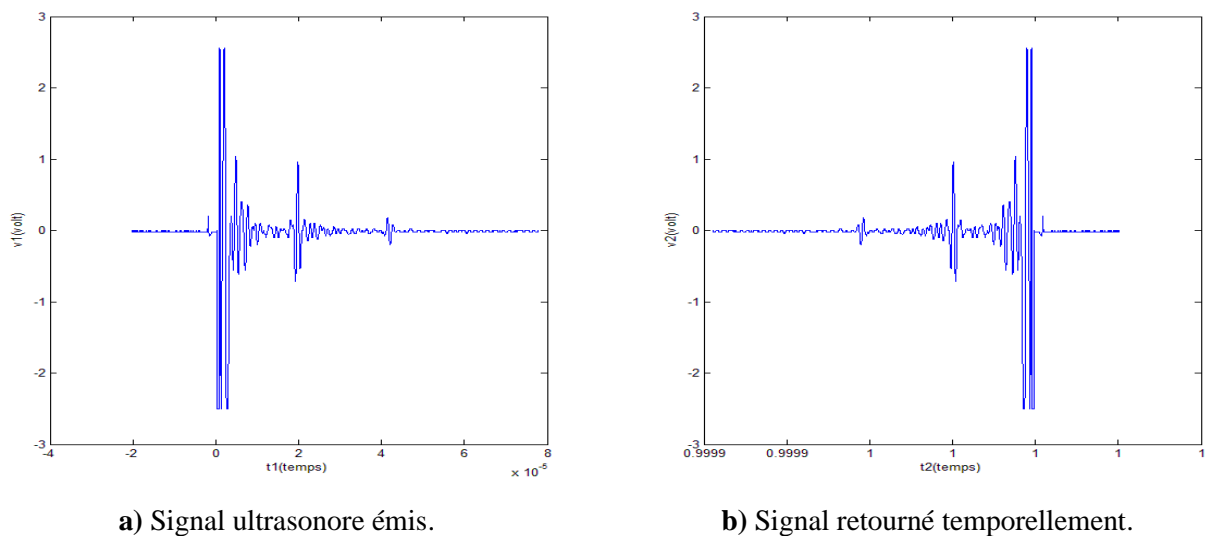


Figure III.16 : Signal réel à ultrason vu une seule dimension (1D), après $\delta = 1 \text{ s}$.

La figure III.17 représente le signal ultrasonore à contact sous forme de deux dimensions (2D), et son retournement temporel.

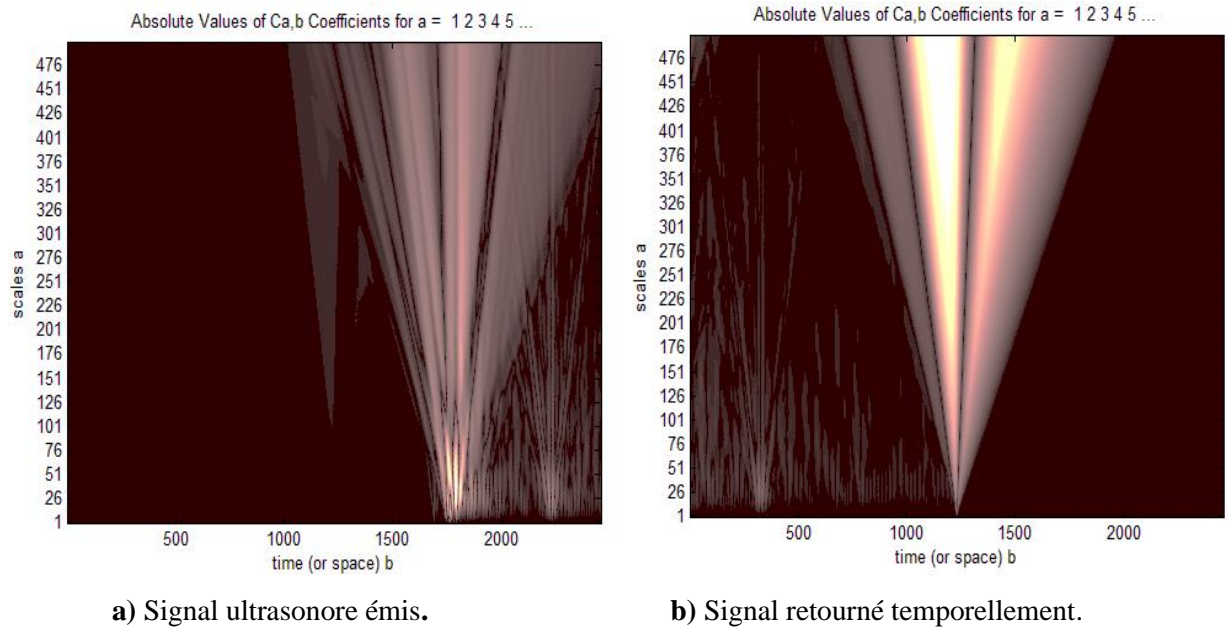


Figure III.17 : Signal réel à ultrason vu deux dimension (2D), après delta = 1s.

La figure III.18 représente le signal ultrasonore à contact sous forme de trois dimensions (3D), et son retournement temporel.

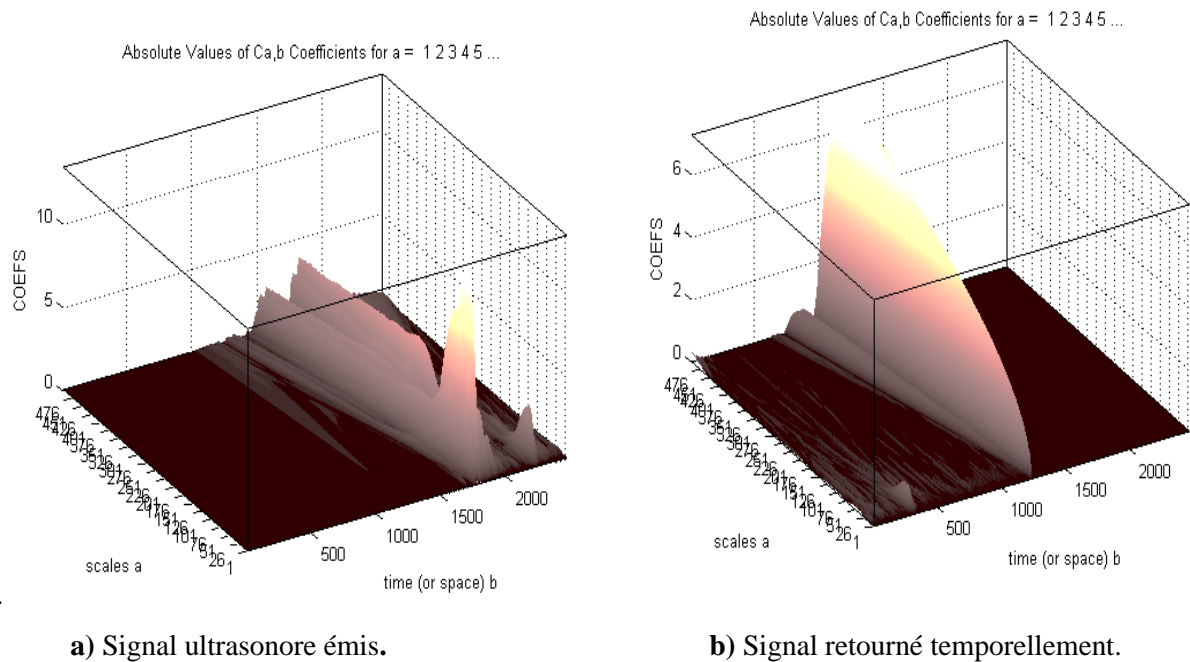


Figure III.18 : Signal réel à ultrason vu deux dimension (2D), après delta = 1s.

III.5 Solution de l'équation d'onde et son retournement temporel

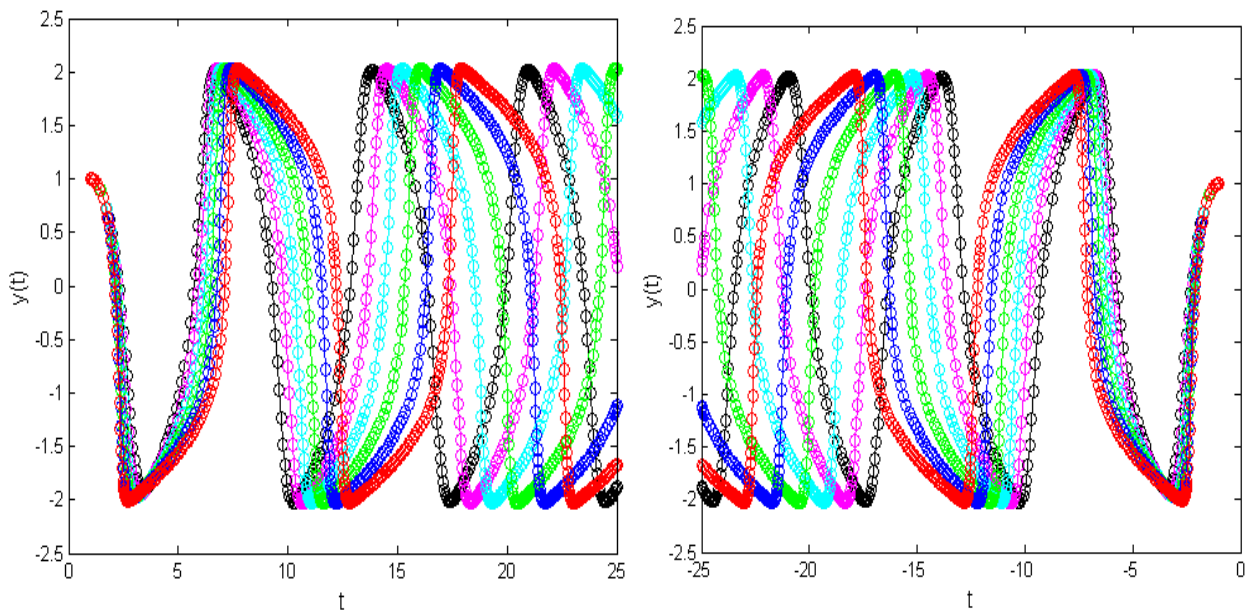
La propagation d'onde dans différents milieux est régie par des équations différentielles : la résolution de ces équations donne l'équation d'onde.

Le retournement temporel de cette onde est possible théoriquement en multipliant le temps par (-1). La figure III.19 donne un exemple de signal d'équation d'onde et son retournement temporel.

L'équation différentielle du second ordre suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} y''(t) - \alpha(1 - y^2) = -y \\ y(0) = 1, y'(0) = 0 \end{array} \right.$$

La solution de cette équation au moyen du solveur **ode45** est représenté sur la figure III.20, ainsi que d'autres valeurs de $\alpha = 1.5$ à 4 du pas 0.5.



a) Signal émis.

b) RT de l'équation d'onde.

Figure III.19 : Signal réel représentant l'équation d'onde.

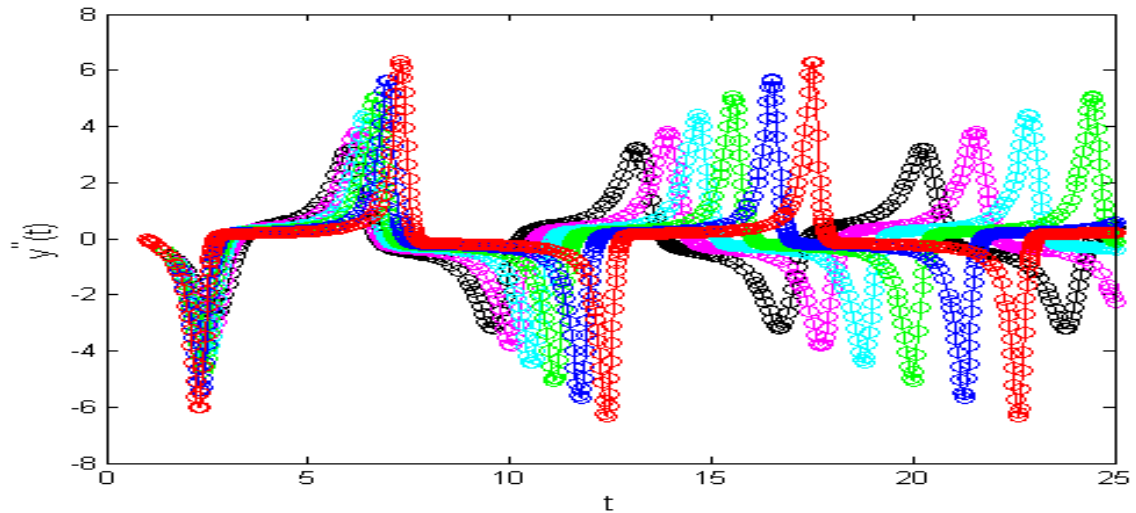


Figure III.20 : Signal émis de la solution d'équation d'onde.

La figure III.21 représente le signal ultrasonore retourné temporellement de la solution d'équation d'onde.

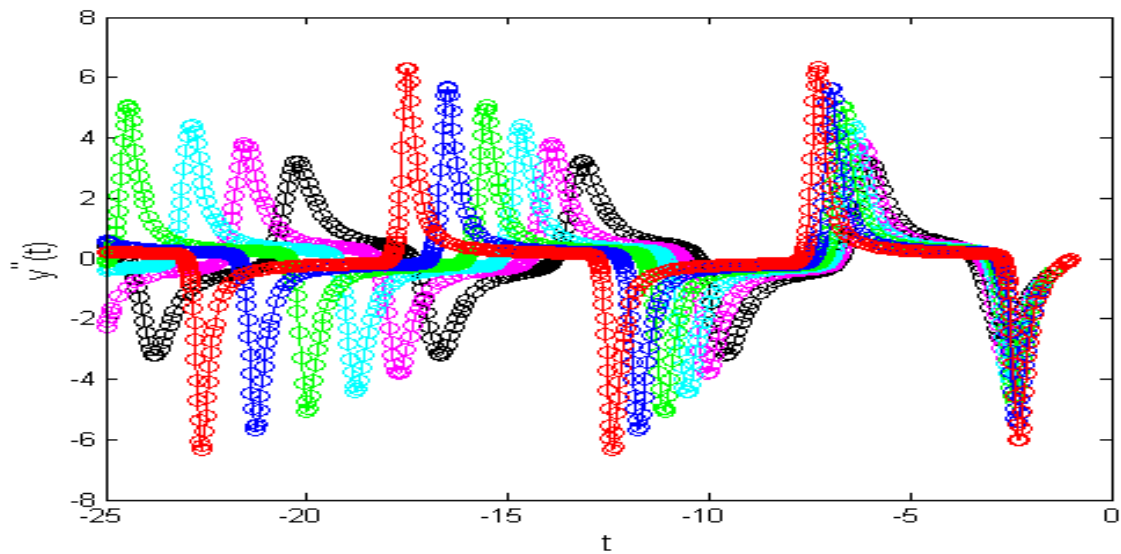


Figure III.21 : Signal réel représentant le RT de la solution d'équation d'onde.

Discussion des résultats

Le signal transmis, qui représente l'équation de l'onde ultrasonore (figure III.19. (a)), a été temporairement inversé et retransmis dans le même sens. Parce que nous avons multiplié le temps par (-1) , comme indiqué dans la figure III.19. (b). Après avoir résolu l'équation d'onde, sa

solution a été inversée temporellement, dont nous multiplions le temps par (-1). La figure III.21 montre les résultats.

III.6 Conclusion

Dans ce chapitre et après les résultats obtenus, nous concluons que la méthode de retournement temporel est réalisable théoriquement selon l'équation d'onde de propagation proposée.

Nous nous sommes assurés que cette méthode a donné une bonne qualité de focalisation des signaux ultrasoniques dans les milieux homogène non dissipatif.



**CONCLUSION GENERALE &
PERSPECTIVES**

Conclusion générale & Perspectives

Nous avons consacré ce travail, à la focalisation des ondes ultrasonores par la méthode de retournement temporel dans un milieu inconnu hétérogène.

Pour ce faire, nous avons commencé par expliquer les ultrasons, leurs propriétés et leurs applications dans divers domaines.

Nous avons ainsi démontré comment l'équation d'onde pour la méthode de réflexion temporelle, permettait de faciliter la focalisation des ondes ultrasonores, en utilisant deux configurations représentées par la cavité et le miroir à retournement temporel. Ce dernier permet de focaliser une onde sur une cible en milieux complexes, dont la distance entre deux transducteurs soit inférieure à la demi-longueur d'onde. Le miroir à retournement temporel est le dispositif de base pour appliquer une méthode de retournement temporel. Puis nous avons rappelé la formulation matricielle du retournement temporel, à son tour donné lieu à une technique importante de détection multi-cible : méthode DORT (Décomposition de l'Opérateur de Retournement Temporel).

Nous avons toutefois évoqué, une série d'expériences d'application de retournement temporel dans différents milieux. Ceci nous a permis de vérifier et de confirmer théoriquement avec des simulations sur MATLAB, que la méthode d'inversion temporelle préserve la forme des signaux ultrasonores. Tandis que les résultats obtenus sont acceptables, en particulier, notre capacité à simuler l'équation linéaire de diffusion et à obtenir des résultats satisfaisants.

Grâce aux résultats obtenus après simulations, nous avons conclu que lorsque plusieurs signaux ultrasonores sont transmis simultanément, les transducteurs de miroir à retournement temporel prennent du temps pour les enregistrer et les retransmettre.

La qualité du signal ultrasonore montre que la méthode de retournement temporel est la méthode optimale pour la focalisation des ondes ultrasonores dans n'importe quel milieu, car elle

est capable de les focaliser dans les milieux où les hétérogénéités sont distribuées en tout le volume.

Comme perspectives à ce travail, en tant que vision spéciale, nous nous tournons vers l'avenir de développer et de découvrir des dispositifs précis qui facilitent le processus de réflexion temporelle dans tous les différents milieux de propagation des ondes ultrasonores, où ces dispositifs fonctionnent sans délai pour stocker et transmettre les signaux ultrasonores.

De plus, en vue générale, nous cherchons à développer des méthodes d'amélioration de la précision des signaux dans divers milieux sans perte d'informations qu'ils contiennent est sans perte d'énergie.



BIBLIO-WEBOGRAPHIQUES

Biblio-webographiques

- [1] Tanter. M, "Application du retournement temporel à l'hyperthermie ultrasonore du cerveau", Doctoral dissertation, pp 3, 1999.
- [2] Prada. C, "Retournement temporel des ondes ultrasonores-Application à la focalisation", Doctoral dissertation, pp 6-7, 1991.
- [3] http://ticsante.u-strasbg.fr/lib/exe/fetch.php?media=projets_ingenieurs_promo_2014:cahier_courstp_final.pdf
- [4] http://perso.univ-lemans.fr/~cpotel/lefebvre_potel_A&T_022004_partie1.pdf
- [5] https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJS9WMZqVfXR8AgFgk24IQ;_ylu=Y29sbwNpcjIEcG9zAzEEdnRpZANCOTI3N18xBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1604704012/RO=10/RU=https%3a%2f%2ffac.umc.edu.dz%2fvet%2fdocuments%2fCours%2520et%2520Td%2fSons_Ultrasons.pdf/RK=2/RS=bw4YSE6Fs38CZ6BIB4wnk9yGQZo-
- [6] <https://www.alloprof.qc.ca/fr/eleves/bv/sciences/les-caracteristiques-d-une-onde-s1141>
- [7] <https://owl-ge.ch/travaux-d-eleves/2007-2008/article/quelles-sont-les-grandeurs-qui-caracterisent-une-onde>
- [8] http://www.enim.tn/portail/claroline/backends/download.php?url=LzZfbGVzX3VsdHJhc29ucy5QREY%3D&cidReset=true&cidReq=MCA2_CND&35fed511dda3ea125c54e8479a77802f=n9hkl2otnprg4cohdv85qrb076
- [9] https://www.univ-usto.dz/images/coursenligne/CND_RA.pdf

- [10] https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJ7Y4ZnKZfPKoAB5dlAQx.::_ylu=c2VjA3NyBHNSawNpbWcEb2lkA2IyZTRmYjQ5ZmM3YjY3ZmQwNjJhMjMyZjFjYzU1ZjlyBGdwb3MDMjUEaXQDYmluZw--/RV=2/RE=1604783257/RO=11/RU=https%3a%2f%2fwww.nde-ed.org%2fEducationResources%2fCommunityCollege%2fUltrasonics%2fPhysics%2fmodepropagation.htm/RK=2/RS=ZXIHPCW4C0d89xr7KRJFUgM_ptU-
- [11] http://univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/bioph1an16-sons_ultrasons_cheref.pdf
- [12] Bannouf, S, "Développement et optimisation de méthodes d'imagerie synthétique pour le contrôle non-destructif par ultrasons de composants industriels complexes", Doctoral dissertation, 2013.
- [13] https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJS9MzDaNfsx0AZR4k24IQ;_ylu=Y29sbwNpcjIEcG9zAzIEdnRpZANCOTI3N18xBHNIYwNzcg--/RV=2/RE=1604550068/RO=10/RU=https%3a%2f%2fpelesultrasons.wordpress.com%2f2016%2f01%2f30%2fdans-lindustrie%2f/RK=2/RS=yfZru4MN2mE0pRIUReAmnC6wno-
- [14] https://r.search.yahoo.com/_ylt=AwrJ5syNUJhfxnwA679lAQx.::_ylu=c2VjA3NyBHNSawNpbWcEb2lkAzg3NGIzNzcyY2VkZWVjNWNlZTU1MTRlZTViZWl0MDIiBGdwb3MDMTY5BGl0A2Jpbmc-/RV=2/RE=1603846413/RO=11/RU=https%3a%2f%2fultrasonssite.wordpress.com%2f2016%2f03%2f04%2fle-sonar-et-les-ultrasons-quels-sont-les-rapports-entre-cet-objet-et-ceson%2f/RK=2/RS=j8.GJaPEcIbL7HpGgOkVYXrTpMY-
- [15] Lerosey, G. (2006). Retournement temporel d'ondes électromagnétiques et application à la télécommunication en milieux complexes (Doctoral dissertation).
- [16] R. K. Ing, F. Gires, M. Fink, "Focusing and beamsteering of laser generated ultrasound", IEEE Ultrasonic Symposium, pp 539-544, 1989.
- [17] M. Fink, C. Prada, F. Wu and D. Cassereau, Self focusing in inhomogeneous media with time-reversal acoustic mirrors, IEEE Ultrasonic Symposium, 1989.
- [18] <http://www.atiam.ircam.fr/Archives/Stages0405/Bavu.pdf>

- [19] D. R. Jackson and D. R. Dowling , " Phase Conjugation in Underwater Acoustics ", J. Acoustic. Soc. Am., vol. 89, no. 1, 1991, pp. 171-181.
- [20] D. Cassereau and M. Fink, " Time reversal of ultrasonic fields. Part III : Theory of the closed time reversal cavity", IEEE Transactions Ultrasonics, Ferroelectric and Frequency Control, vol. 39, 1992, pp 579-793.
- [21] C. Ben-Amar, "Etude théorique et numérique de processus de retournement temporel", Doctoral dissertation, 2007.
- [22] C. Eckart, "The scattering of sound from sea surface", J. Acoust. Soc. Am., 25252525, 566 – 570, 1953.
- [23] Philippe. F. D, "Caractérisation et détection de cibles en guide d'ondes non stationnaire par Décomposition de l'Opérateur de Retournement Temporel", Doctoral dissertation, 2008.
- [24] C. Prada and M. Fink, "Eigenmodes of the time reversal operator: a solution to selective focusing in multiple-target media," Wave motion, vol. 20, n° 2, pp. 151-163, 1994.
- [25] C. Prada, S. Manneville, D. Spoliansky, and M. Fink, "Decomposition of the time reversal operator: Detection and selective focusing on two scatterers" in Journal of the Acoustical Society of America, vol. 99, n° 4, pp. 2067-2076, April 1996.
- [26] V. Chatelée, "Développement d'un système d'imagerie microonde multistatique ultra large bande Application à la détection d'objets en régime temporel et fréquentiel", Doctoral dissertation, 2006.
- [27] C. Draeger and M. Fink, "One-channel time reversal of elastic waves in a chaotic 2D-silicon cavity", Phys. Rev. Lett, 79 :407–410, 1997.
- [28] G. Ribay, "Localisation de source en milieu réverbérant par Retournement Temporel", Doctoral dissertation, 2006.
- [29] A. Derode, P. Roux, and M. Fink, "Robust acoustic time reversal with high-order multiple scattering", Phys. Rev. Lett., 75 :4206, 1995.
- [30] Ia. D, "Méthodes d'imagerie et d'identification en électromagnétisme", Doctoral dissertation, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier, 2008.
- [31] I. Lokmer, G. S. O'Brien, D. Stich & C. J. Bean, "Time reversal imaging of synthetic volcanic tremor sources", Geophysical Research Letters, 36 (12), L12308. 2009.

- [32] C. S. Larmat, R. A. Guyer and P. A. Johnson, "Tremor source location using time reversal : Selecting the appropriate imaging field", *Geophysical Research Letters*, 36 (22), L22304, 2009.
- [33] C. S. Larmat, R. A. Guyer & P. A. Johnson, "Time-reversal methods in geophysics" *Physics Today*, 63 (8), 31–35. 2010.
- [34] C. Larmat, J.-P. Montagner, M. Fink, Y. Capdeville, A. Tourin & E. Clévéde, "Time-reversal imaging of seismic sources and application to the great Sumatra earthquake", *Geophysical Research Letters*, 33 (19), L19312, 2006.
- [35] M. Harazi, "Diffusion multiple et retournement temporel des ondes ultrasonores dans les milieux granulaires secs et immergés", Doctoral dissertation, 2017.
- [36] A. Fidahoussen, "Développement d'une méthode de reconstruction ultrasonore pour la localisation et la caractérisation de défauts", Doctoral dissertation, 2012.