

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

Université de Mohamed El-Bachir El-Ibrahimi - Bordj Bou Arreridj

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département des Sciences de la Matière



Mémoire Présenté en vue de l'Obtention du Diplôme de Master

FILIERE : Physique

Spécialité : Physique Energétique

Intitulé :

La Focalisation des ondes Ultrasonores

Présenté par :

ZEDAM Ahmed Abdelmouiz

ZAMOUCHE Mousaab

Soutenu le : 02/06/2026

Devant le jury :

Président :	KOUSSA Walid	MCB	Université de Bordj Bou Arréridj
Encadreur :	MAMERI Samir	MCB	Université de Bordj Bou Arréridj
Examineur :	IMAKHLAF Anis	MCA	Université de Bordj Bou Arreridj

Année Universitaire 2025/2026

Remerciements

Je loue Allah et Le remercie pour m'avoir accordé la réussite et l'aide nécessaires à l'accomplissement de ce travail.

J'exprime ma profonde gratitude au Dr. MAMERI Samir pour son soutien constant, ses précieux conseils et sa supervision rigoureuse, qui ont eu un impact déterminant dans la préparation de ce mémoire.

Je tiens également à remercier chaleureusement les professeurs de la Faculté des Sciences et de la Technologie, Département des Sciences des Matériaux, à l'Université Bachir El Ibrahimi de Bordj Bou Arréridj pour leurs efforts remarquables.

J'adresse aussi mes plus vifs remerciements aux membres du jury pour avoir accepté d'évaluer ce travail modeste.

Enfin, je remercie sincèrement toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réalisation de ce travail.

Dédicace

À moi

À mes chers parents

À ceux qui m'ont aidée à découvrir le `savoir' le trésor inépuisable.

*De tous les parents, vous étiez les meilleurs, vous avez su m'entourer d'attention, m'inculquer
les valeurs nobles de la vie, m'apprendre le sens du travail, de l'honnêteté et de la
responsabilité.*

Merci d'avoir été toujours là pour moi, un grand soutien tout au long de mes études.

*Que Dieu vous préserve des malheurs de la vie afin que vous demeuriez le flambeau
illuminant mon chemin... Ce travail est votre œuvre, vous qui m'avez donné tant de choses et
vous continuez à le faire...*

À mes sœurs Anfal et Maria

et mon frère Abdelali

En témoignage d'affection et de reconnaissance

À mes amis

*À tous ceux qui m'ont appris un mot,
une idée ou une leçon dans ma vie*

À tous mes enseignants

Ahmed

Dédicace

Au nom d'Allah, le Tout Miséricordieux, le Très Miséricordieux Louange à Allah, une louange abondante et pure, digne de la majesté de Son Noble Statut.

Que la paix et les bénédictions soient sur celui après qui il n'y a plus de prophète, notre Prophète Mohammed, paix et salut sur lui.

À ceux qui, après Allah, sont les plus dignes de mon obéissance.

À celle qui est le refuge et l'abri, la source du bonheur et de la confiance ; à celle qui porte le plus beau mot que puisse prononcer une langue, et dont les invocations font trembler le Trône du Tout-Miséricordieux.

À toi seule, ma chère mère, toi qui es le berceau de mon identité où que j'aie, toi qui insuffles à mon âme la vie et la force d'avancer.

À celui dont chaque goutte de sueur versée l'a été pour nous nourrir d'un gagne-pain honnête ; à celui qui a toujours souhaité me voir réussir et devenir l'homme qu'il espérait.

À toi, mon cher père, l'être le plus précieux à mon cœur.

À mon épouse, compagne de ma vie et partenaire de mon parcours, à celle qui m'a soutenu, supporté et accompagné avec patience, en partageant mes efforts et mes veilles durant toute la période de mes études.

À ma fille Arij, la lumière de mes yeux.

À mes frères et sœurs.

À tous mes proches et amis, de près ou de loin.

À toutes les personnes qui m'ont tendu la main et apporté leur aide, je leur adresse mes plus sincères remerciements.

Moussaab

Sommaire

	Page
Liste des abréviations.....	i
Liste des figures.....	ii
Introduction générale	01

Chapitre I : Généralités sur les ultrasons

I.	Généralités sur les ultrasons	03
I.1.	Historique du développement des ultrasons	03
I.2.	Sonochimie et phénomène de cavitation	03
I.3.	Types d'ondes ultrasonores	03
I.3.1	Ondes longitudinales ou de compression	04
I.3.2	Ondes transversales ou de cisaillement.....	04
I.3.3	Ondes de surface	05
I.3.4	Ondes de Lamb	05
I.4.	Paramètres physiques et caractérisation	06
I.5.	Classification des ultrasons dans le spectre sonore	06
I.6.	Génération des ondes ultrasonores	07
I.6.1.	Les céramiques piézo-électriques	07
I.6.2.	Palpeur piézoélectrique	08
I.7.	Cavitation ultrasonore	09
I.7.1.	Définition	09

I.7.2.	Dynamique d'une bulle de cavitation	10
I.7.2.1.	Naissance	10
I.7.2.2.	Croissance	10
I.7.2.3.	Implosion et sonoluminescence	11
I.7.2.4.	Diffusion rectifiée	12
I.7.2.5.	Cavitation stable	12
I.7.2.6.	Cavitation transitoire	13
I.7.2.7.	Modèles théoriques	13
I.7.2.7.1.	Théorie du "point chaud	13
I.7.2.7.2.	Zones de réactivité sonochimique	14
I.7.3.	Effets physiques des ultrasons	15
I.7.3.1.	Effets thermiques	15
I.7.3.2.	Courants acoustiques	15
I.7.3.3.	Geyser acoustique	15
I.7.3.4.	Courant de microagitation (microstreaming)	16

Chapitre II : La focalisation des ultrasons

II.	La focalisation des ultrasons	17
II.1.	Principes fondamentaux de l'imagerie échographique	17
II.1.1.	Mécanisme de formation de l'image	17
II.1.1.1.	Du signal RF à l'échographie de mode A	18
II.1.1.2.	Reconstruction de l'image en mode B	18
II.1.2.	Focalisation des ondes ultrasonores	19

II.1.2.1.	Résolutions spatiales : latérale et axiale.....	19
II.1.2.2.	Principe de la focalisation électronique	19
II.1.2.3.	Limites de diffraction et zone focale	20
II.1.3.	Processus de focalisation	22
II.1.3.1.	Focalisation en émission et en réception	22
II.1.3.2.	Hypothèses du milieu homogène	23
II.2.	Etat de l'art sur la correction des milieux aberrateurs	23
II.2.1.	Méthodes de correction de phase et limites techniques	24
II.2.1.1.	Vers une correction large-bande : Le Retournement Temporel	24
II.2.2.	Évolution de l'imagerie et de la thérapie ultrasonore cérébrale	25
II.3.	Retournement Temporel au Filtrage Inverse Spatio- Temporel	26
II.3.1.	Le Retournement Temporel (RT) : Un filtre adapté	26
II.3.2.	Les limitations intrinsèques du RT	27
II.3.3.	Le Filtrage Inverse Spatio-Temporel : La focalisation optimale	27
II.4.	Le principe du filtrage inverse spatio-temporel	28
II.4.1.	Approche matricielle et fonctions de Green	28
II.4.2.	Compensation des pertes et des imperfections	28
II.5.	Étude comparative expérimentale des stratégies de focalisation en milieux complexes	29
II.5.1.	Focalisation à travers une plaque (Milieu hétérogène non-dissipatif)	30
II.5.2.	Focalisation en milieu réverbérant (Cavité à trajets multiples)	30
II.5.3.	Focalisation en milieu purement absorbant (Matériau dissipatif)	31

Chapitre III : Applications

III.	Applications	32
III.1.	Évolution de la focalisation des ultrasons de haute intensité (HIFU) : des premières applications cliniques aux développements récents	32
III.1.1.	Introduction.....	32
III.1.2.	Problématique.....	32
III.1.3.	Méthodes et dispositifs utilisés.....	32
III.1.4.	La focalisation des ultrasons : élément central de la technologie	33
III.1.5.	Résultats et évolution des applications.....	34
III.1.	Conclusion.....	34
III.2.	Imagerie cérébrale par ultrasons et rôle de la focalisation ultrasonore.....	34
III.2.1.	Introduction.....	34
III.2.2.	Problématique.....	35
III.2.3.	Méthode et matériel utilisés.....	35
III.2.4.	Importance de la focalisation des ultrasons.....	35
III.2.5.	Conclusion.....	36
	Conclusion générale	37
	Références bibliographiques	38
	Résumés	

Liste des abréviations

Sonar : Sound Navigation And Ranging.

PZT : Titanate Zirconate de Plomb.

Atm : Atmosphère.

K : Kelvin.

Hz : Hertz.

KHz : Kilohertz.

MHz : Megahertz.

GHz : Gigahertz.

m.s⁻¹ : Mètre par seconde.

W : Watt.

SE (palpeurs) : Palpeurs à Émission et Réception séparées.

EMA (palpeurs) : Electro-Magnetic Acoustic (transducteurs électromagnétiques acoustiques).

RF : Signaux Radiofréquence.

Mode A : Mode Amplitude.

Mode B : Mode Brightness (Luminance).

RT : Retournement Temporel.

MRT : Miroir à Retournement Temporel.

dB : Décibel (utilisé pour mesurer la pression acoustique ou le contraste).

MHz : Mégahertz (unité de fréquence).

λ : Longueur d'onde.

D : Ouverture de la sonde.

F : Distance focale.

δx : Largeur focale (résolution latérale).

δz : Profondeur de champ (résolution axiale).

HIFU : Ultrasons focalisés de haute intensité (High-Intensity Focused Ultrasound).

IRM : Imagerie par résonance magnétique.

TEP : Tomographie par émission de positons.

fUS : Imagerie fonctionnelle par ultrasons (Functional Ultrasound Imaging).

Liste des figures

	Page
Figure 1 : La propagation des ondes longitudinales ou de compression	04
Figure 2 : La propagation des ondes transversales ou de cisaillement	04
Figure 3 : Onde de surface ou Rayleigh	05
Figure 4 : Représentations d'ondes de plaque (a) symétrique et (b) antisymétrique	05
Figure 5 : Ondes de Lamb – a) mode symétrique, b) mode.....	06
Figure 6 : Domaines du spectre sonore en fonction de la fréquence	07
Figure 7 : Céramique piézoélectrique	08
Figure 8 : Structure d'un palpeur ultrasonore	09
Figure 9 : Dynamique d'une microbulle soumise aux ultrasons	11
Figure 10 : Evolution de la taille d'une bulle de cavitation	12
Figure 11 : Zones de réactivité sonochimique	14
Figure 12 : Vue d'un fœtus dans le ventre maternel	17
Figure 13 : Principe de construction d'une image échographique	19
Figure 14 : Focalisation dans un milieu homogène	21
Figure 15 : Focalisation latérale d'un échographe dans un milieu homogène parfait : l'eau : a) Rappel du dispositif de focalisation et b) Diagramme de pression en dB le long de l'axe x	22
Figure 16 : Focalisation en émission - Focalisation en réception	23
Figure 17 : La focalisation par retournement temporel	25
Figure 18 : Concept de la cavité à retournement temporel	27

Introduction générale

Introduction générale

Les ultrasons occupent aujourd'hui une place essentielle dans de nombreux domaines scientifiques et technologiques grâce à leur capacité à se propager dans différents milieux et à interagir avec la matière de manière contrôlée. Initialement développés pour des applications industrielles et militaires, ils ont progressivement trouvé leur place dans les secteurs du contrôle non destructif, de la recherche scientifique et surtout de la médecine, où ils constituent un outil incontournable pour le diagnostic et la thérapie.

L'utilisation des ultrasons repose sur la génération et la propagation d'ondes mécaniques de fréquence supérieure à la limite d'audition humaine. Les progrès réalisés dans le domaine des matériaux piézoélectriques et de l'électronique ont permis le développement de systèmes ultrasonores de plus en plus performants, capables de produire des images de haute qualité ou de concentrer l'énergie acoustique dans des zones très localisées. Cette capacité de focalisation représente aujourd'hui l'un des enjeux majeurs de la recherche en acoustique ultrasonore.

Cependant, la propagation des ultrasons dans des milieux complexes et hétérogènes demeure un défi important. Les phénomènes de diffraction, de réflexion, d'absorption et d'aberration peuvent dégrader considérablement la qualité de la focalisation et limiter les performances des systèmes d'imagerie ou de thérapie. Afin de surmonter ces difficultés, plusieurs méthodes de correction ont été développées, parmi lesquelles le retournement temporel et le filtrage inverse spatio-temporel, qui permettent d'optimiser la concentration de l'énergie acoustique même dans des environnements fortement perturbateurs.

L'objectif de ce mémoire est de présenter les fondements physiques des ultrasons, d'étudier les principes de leur focalisation et de mettre en évidence l'importance de ces techniques dans certaines applications médicales modernes, notamment les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) et l'imagerie cérébrale fonctionnelle.

Ce mémoire est organisé en trois chapitres.

Le premier est consacré aux généralités sur les ultrasons et aux principaux phénomènes physiques qui leur sont associés.

Le deuxième présente les principes de la focalisation ultrasonore ainsi que les méthodes avancées développées pour améliorer les performances des systèmes acoustiques en milieux complexes.

Enfin, le troisième chapitre est dédié à quelques applications médicales des ultrasons, mettant en évidence l'apport de la focalisation dans les domaines du diagnostic et de la thérapie.

Ce travail s'achève par une conclusion générale résumant les principaux résultats de cette étude.

Chapitre I

Généralités sur les ultrasons

I. Généralités sur les ultrasons

I.1. Historique du développement des ultrasons

L'utilisation des ultrasons par l'Homme remonte à la fin du XIX^{ème} siècle. La découverte de la piézoélectricité au début du siècle suivant permit d'élaborer des systèmes ultrasonores efficaces comme le sonar (Sound Navigation And Ranging) mis au point par Langevin durant la 1^{ère} guerre mondiale. Les progrès technologiques des décennies suivantes dans les domaines de l'électronique et des matériaux permirent de nombreuses études quant aux effets chimiques et biologiques des ultrasons. Les énormes quantités d'énergie libérées lors de la propagation de l'onde en milieu liquide furent mises en évidence. Dans les années 80, les chimistes s'intéressèrent à ces apports énergétiques pour les mettre à profit lors de réactions chimiques : la sonochimie était née [1].

I.2. Sonochimie et phénomène de cavitation

Le terme sonochimie est utilisé pour décrire les processus chimiques et physiques qui se produisent en solution grâce à l'énergie apportée par les ultrasons. Ces effets sont reliés au phénomène de cavitation qui correspond à la formation et à l'implosion de microbulles de gaz dans les liquides sous l'effet des ultrasons. En s'effondrant, ces microbulles de cavitation libèrent d'importantes quantités d'énergie sous forme d'une intense chaleur locale, comparable à la température à la surface du Soleil (5000 K), de très haute pression (jusqu'à 1000 atm), d'ondes de choc et de microcourants acoustiques ; chaque bulle de cavitation peut ainsi être considérée comme un microréacteur [1].

I.3. 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. 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 [2] :

I.3.1 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 [2].

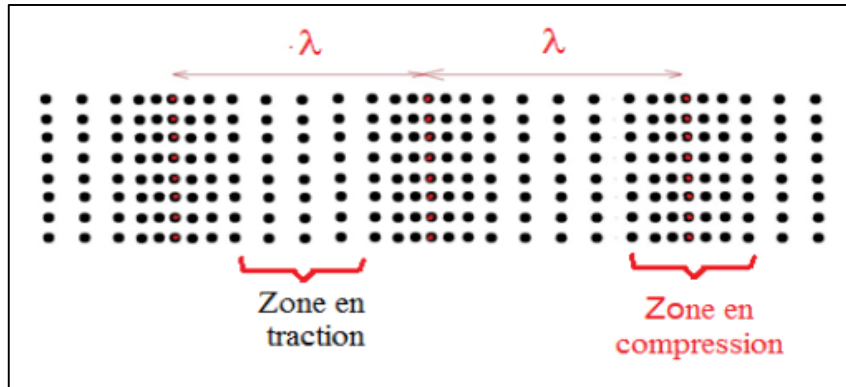


Figure 1 : La propagation des ondes longitudinales ou de compression.

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.3.2 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 [2].

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 [2].

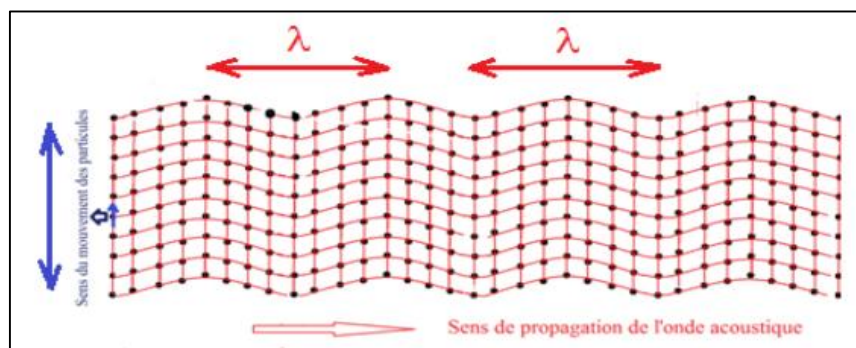


Figure 2 : La propagation des ondes transversales ou de cisaillement.

I.3.3 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 [3].

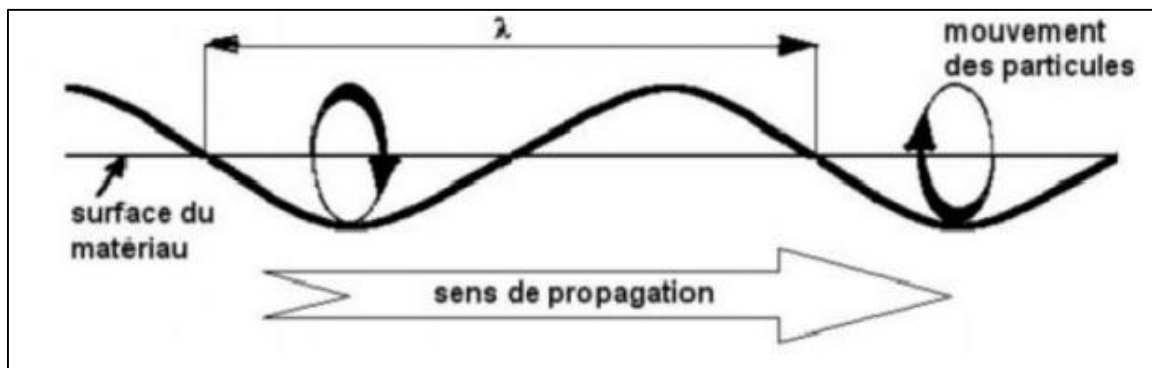


Figure 3 : Onde de surface ou Rayleigh.

I.3.4 Ondes de Lamb

Les ondes de Lamb (ou de plaques) sont les modes de propagation d'une plaque isotrope dans le vide. Il existe deux modes d'ondes de Lamb [3].

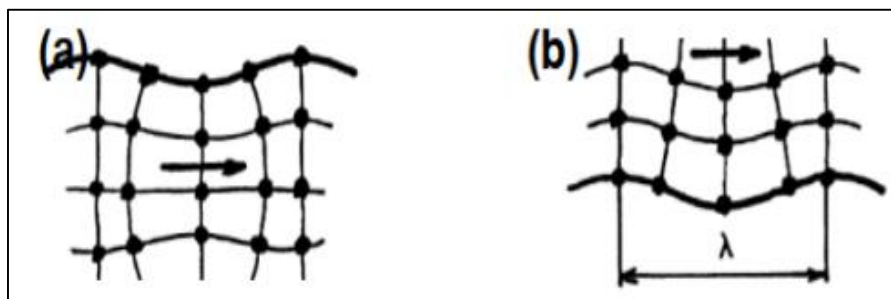


Figure 4 : Représentations d'ondes de plaque (a) symétrique et (b) antisymétrique.

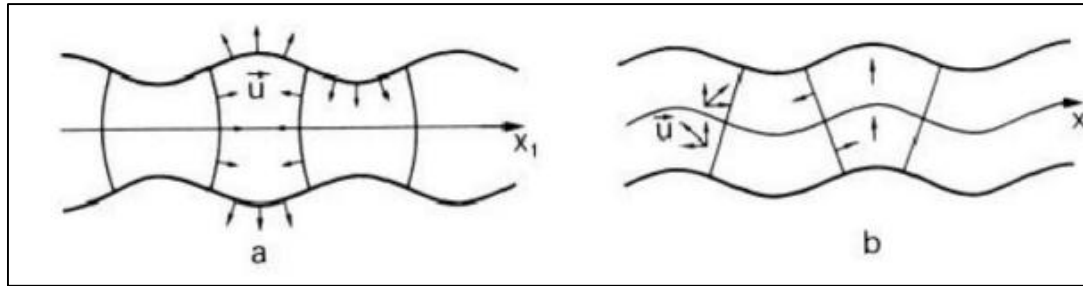


Figure 5 : Ondes de Lamb – a) mode symétrique, b) mode antisymétrique.

I.4. Paramètres physiques et caractérisation

Comme toutes les ondes, les ultrasons sont caractérisés par leur fréquence f et leur amplitude P . Dans le cas des ondes sonores, la fréquence f en Hertz (Hz) s'exprime en fonction de leur vitesse de propagation c et de leur longueur d'onde λ dans le milieu considéré selon l'Equation 1. De la même manière, la pression subie par un milieu en un point donné en fonction du temps peut être déterminée en fonction du temps par l'Equation 2 [4].

$$f = c \times \lambda \quad \text{Equation 1}$$

$$(t) = P_{\max} \times \sin(2\pi t + \varphi) \quad \text{Equation 2}$$

Avec c la vitesse du son en m.s^{-1}

(340 m.s^{-1} dans l'air, 1435 m.s^{-1} dans l'eau en conditions normales) et λ la longueur d'onde en m ; $P_{\max}$: l'amplitude maximale (en bar), t , le temps et φ la phase.

I.5. Classification des ultrasons dans le spectre sonore

Les ultrasons font partie du spectre sonore qui est divisé en quatre intervalles définis en fonction de la gamme de fréquence du son (Figure 6) [4] :

- En dessous de 16 Hz, le domaine des infrasons regroupe une catégorie de sons non audibles par l'Homme mais perçus chez certains mammifères (éléphants, dauphins, girafes, okapis) ;
- La gamme entre 16 Hz et 20 kHz concerne les sons audibles par l'Homme. Ils regroupent les sons graves (entre 16 et 300 Hz), médiums (entre 300 Hz et 6 kHz) et aigus (entre 6 et 20 kHz) ;
- Entre 20 kHz et 200 MHz se trouve la gamme des ultrasons, des sons non perçus par l'Homme mais qui sont également utilisés chez certains animaux (chauve-souris, dauphins, baleines, chiens).

- Au-delà de 100 GHz se trouve la gamme des hypersons.

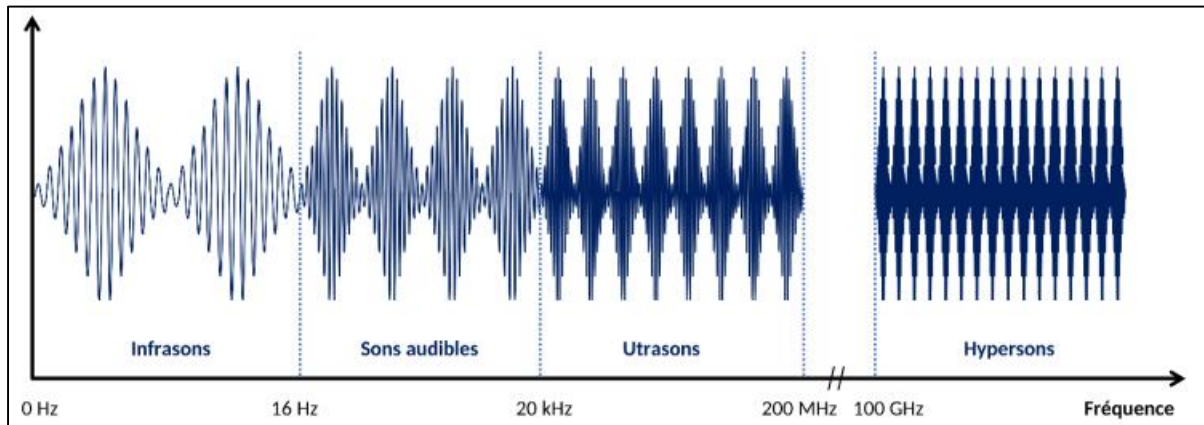


Figure 6 : Domaines du spectre sonore en fonction de la fréquence [4].

I.6. Génération des ondes ultrasonores

Les ondes ultrasonores sont généralement le résultat de l'association d'un générateur de puissance et d'un transducteur. La création de l'onde ultrasonore nécessite un transducteur. Il s'agit d'un dispositif capable de transformer l'énergie disponible (mécanique ou électrique) en une vibration. Il existe trois grands types de transducteurs : Le sifflet acoustique, la magnétostriction et les céramiques piézo-électriques [5].

I.6.1. Les céramiques piézo-électriques

Les matériaux piézoélectriques (notamment PZT : titanate zirconate de plomb) ont la propriété de transformer par déformation une onde électrique en onde mécanique de même fréquence (effet inverse). Ils sont la solution la plus largement utilisée dans la gamme 20 kHz à plusieurs mégahertz. L'effet piézo-électrique se traduit par l'apparition d'une différence de potentiel entre les faces de certains cristaux lorsqu'ils sont soumis à une déformation. C'est l'effet inverse qui est utilisé dans ce cas. Le fait d'appliquer une différence de potentiel alternative entre les deux faces d'un cristal permet de créer une succession de phases de compression et de détente génératrices de mouvement [5] [6].

Il faut noter qu'une céramique possède sa propre fréquence de vibration et qu'il n'est pas possible de modifier cette fréquence. Il est en effet possible de générer des ultrasons dans un

large domaine de fréquence avec une intensité acoustique élevée et un bon rendement énergétique. Au-delà d'un certain seuil de température appelé température de Curie, les propriétés piézoélectriques du matériau sont détruites définitivement. Il est recommandé par les constructeurs de ne pas dépasser la demi-température de Curie. Dans les applications de laboratoire et dans les systèmes à haute fréquence, le simple collage d'une céramique piézo-électrique sur une paroi métallique est la solution la plus couramment pratiquée. Par contre, dans le cas des montages industriels de puissance, notamment dans le domaine des basses fréquences, c'est l'assemblage triplet qui est utilisé [5] [6].

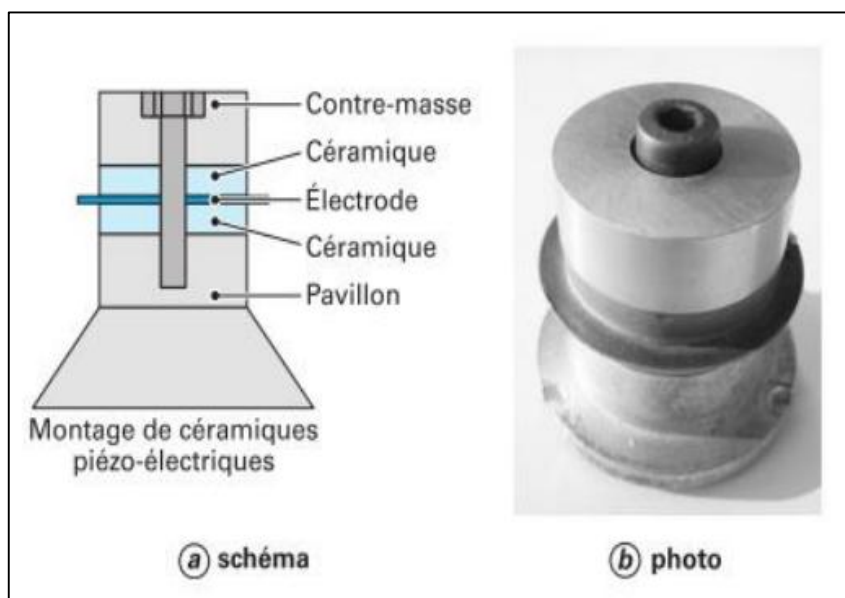


Figure 7 : Céramique piézoélectrique [5].

I.6.2. Palpeur piézoélectrique

Le palpeur est l'outil véritable de contrôle. Il est constitué autour d'une pastille piézoélectrique circulaire ou rectangulaire taillée dans le matériau piézoélectrique choisi, dont les faces parallèles sont métallisées de façon à réaliser deux électrodes auxquelles sont soudés les fils de connexion. Pour limiter les vibrations vers l'arrière du palpeur et leur durée, la pastille est placée sur un bloc amortisseur réalisé en matériau dense et très absorbant (par exemple, métal lourd ou sel métallique noyé dans une résine). L'ensemble de ces deux éléments et une bobine d'accord sont placés dans un boîtier métallique complété par un connecteur électrique et une face de protection devant la pastille piézoélectrique. Cette face avant joue le double rôle

de protection contre les chocs mécaniques et d'étanchéité. Elle est réalisée dans des matériaux très variés (résines, carbures non métalliques...) [7].

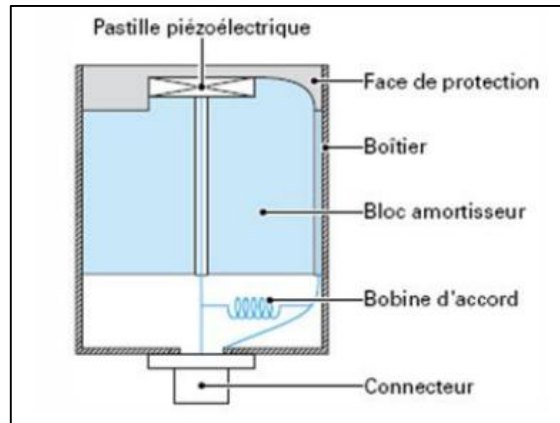


Figure 8 : Structure d'un palpeur ultrasonore [7].

Il existe plusieurs familles de palpeurs piézoélectriques adaptées aux Mode d'utilisation :

- ✓ contrôle par contact ou en immersion,
- ✓ Nature du produit à sonder
- ✓ Défauts

Les palpeurs les plus utilisés dans l'industrie sont les suivants : palpeur droit cylindrique, palpeur d'angle à sabot, palpeur droit focalisé, palpeur droit double avec émission et réception séparées (palpeurs SE). Certaines applications particulières font appel à des palpeurs spéciaux tels que les palpeurs droits rectangulaires, les palpeurs à focalisation cylindrique, Palpeurs EMA, Palpeurs lasers...

Les caractéristiques déterminantes d'une sonde ultrasonore : sa fréquence d'oscillation et son diamètre, la distance focale pour un palpeur focalisé, et l'angle de réfraction pour les palpeurs d'angle [7].

I.7. Cavitation ultrasonore

I.7.1. Définition

Lors de la propagation d'ondes ultrasonores dans un liquide, les molécules subissent alternativement des compressions et des dépressions. Lorsque la dépression est suffisante pour

vaincre les forces d'attraction entre les molécules du liquide, la cohésion du liquide est rompue et des microbulles se forment [8].

La cavitation ultrasonore comporte trois étapes : la formation de la bulle, puis sa croissance et enfin son implosion ou effondrement [5].

I.7.2. Dynamique d'une bulle de cavitation

I.7.2.1. Naissance

La propagation d'une onde dans un liquide se traduit par des variations de pression autour d'une valeur moyenne. Il existe une pression minimale à partir de laquelle une bulle peut se former dans le liquide : c'est le seuil de cavitation. Les liquides très purs sont capables de résister à des dépressions de plusieurs dizaines de mégapascals. Dans ces conditions, la cavitation semble difficile à générer. C'est grâce aux impuretés présentes dans le liquide qu'elle apparaît. Il s'agit de minuscules particules solides ou de gaz dissous, appelés nucléi, qui favorisent l'apparition de la cavitation à des pressions plus faibles [5].

I.7.2.2. Croissance

Une fois les bulles de cavitation formées, la majeure partie d'entre elles oscillent dans le champ ultrasonore et ont une durée de vie de plusieurs cycles acoustiques pendant lesquels elles croissent par diffusion rectifiée, coalescent puis remontent à la surface du liquide. C'est ce que l'on appelle la cavitation stable. Il existe un autre type de cavitation dit transitoire du fait que les bulles ont une durée de vie très courte, guère plus d'un cycle acoustique. C'est ce type de bulle qui est particulièrement étudié. Selon Crum, deux phénomènes coexistent et régissent la croissance des bulles : l'effet de surface et l'effet de coquille. . Lors des phases d'expansion, la taille des bulles augmente et la concentration des gaz contenus dans la cavité diminue. Les gaz diffusent de l'extérieur vers l'intérieur de la bulle. Au contraire, lors des phases de compression, la concentration à l'intérieur de la cavité augmente et les gaz diffusent alors vers l'extérieur. Le flux de diffusion étant proportionnel à la surface d'échange, le flux entrant est plus important que le flux sortant donc globalement, au cours d'un cycle, les bulles croissent. C'est l'effet de surface [5] [9].

L'effet de coquille accompagne l'effet de surface lors de la croissance de la bulle. Ce modèle suppose l'existence d'une couche sphérique de liquide entourant la bulle de cavitation telle une coquille. Le flux de diffusion d'un gaz dans un liquide étant proportionnel au gradient de concentration du gaz dissous de part et d'autre de l'interface, lors des périodes de compression, la couche entourant la cavité s'épaissit et la concentration en gaz au voisinage de la bulle diminue. De ce fait, le flux de diffusion vers l'extérieur augmente. À l'opposé, lorsque la bulle se dilate, l'épaisseur de la coquille diminue et sa concentration en gaz augmente. Le flux de diffusion augmente donc vers l'intérieur. Ce phénomène favorise le transfert de matière entre la bulle de cavitation et le liquide. Associé à l'effet de surface, il décrit le mécanisme de la diffusion rectifiée qui conduit à la croissance de la bulle de cavitation (Figure 9) [5] [9].

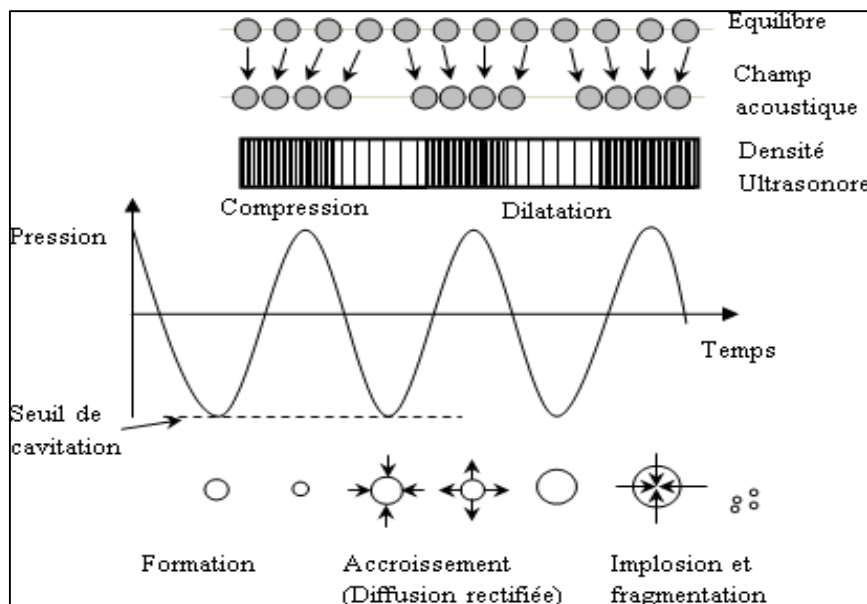


Figure 9 : Dynamique d'une microbulle soumise aux ultrasons [9].

I.7.2.3. Implosion et sonoluminescence

Sous l'action de la pression, les bulles transitoires s'effondrent brusquement. La bulle de cavitation libère alors toute l'énergie accumulée et concentrée durant sa croissance. Quelques auteurs ont entrepris l'observation de la dynamique d'une bulle de cavitation. Lauterborn a observé les oscillations d'une bulle de cavitation dans un bain d'huile de silicone à 20 kHz [10]. Plus récemment, Putterman a déterminé l'évolution du rayon d'une bulle transitoire isolée dans l'eau en présence d'un champ acoustique d'une fréquence de 25 kHz [11]. Initialement de quelques micromètres, le rayon de la bulle croît jusqu'à 45 μm puis, du fait de l'importante

différence de pression régnant de part et d'autre de la paroi, la bulle implose sur elle-même, rebondit plusieurs fois pour finalement se fragmenter [5].

I.7.2.4. Diffusion rectifiée

Lors des phases de dilatation, la taille des bulles augmente et la concentration des gaz contenus dans la cavité diminue. Les gaz diffusent de l'extérieur vers l'intérieur de la bulle. Au contraire, lors des phases de compression, la concentration à l'intérieur de la cavité augmente et les gaz diffusent alors vers l'extérieur. Le flux de diffusion étant proportionnel à la surface d'échange, le flux entrant est plus important que le flux sortant (surface d'échange disponible pour le transfert est plus grande pendant la phase de dilatation que pendant la phase de compression), donc la quantité de matière contenue dans la bulle (et donc sa taille) augmente avec le temps (Figure 10). Ce phénomène est appelé diffusion rectifiée [12] [13] [14] [15].

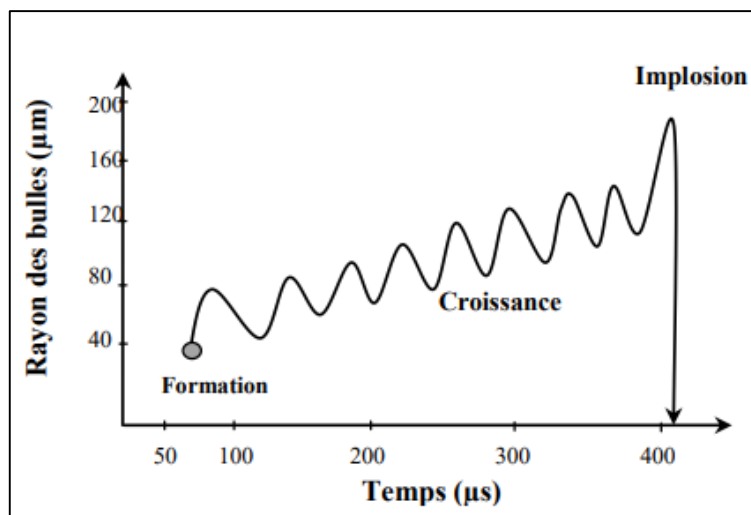


Figure 10 : Evolution de la taille d'une bulle de cavitation [16] [17].

L'évolution des cavités non détruites à l'issue du premier cycle de compression est classée en deux types ; cavités stables et cavités transitoires.

I.7.2.5. Cavitation stable

Les interactions entre bulles gazeuses et ondes ultrasonores sont différentes selon l'amplitude de la variation de pression. A faible amplitude de variation de pression, la bulle de gaz répond de façon linéaire à la variation de pression, son diamètre varie de façon sinusoïdale

simultanément à la pression. Pour une amplitude de variation de pression donnée, il existe une fréquence de résonance pour laquelle l'amplitude des vibrations de la bulle est maximale. Une bulle de 0,15 mm de rayon entrera en résonance avec une onde ultrasonore de 20 kHz. Ce phénomène porte le nom de cavitation stable. Cette cavitation ne conduit généralement pas aux phénomènes sonochimiques [18].

I.7.2.6. Cavitation transitoire

A forte amplitude de variation de pression, la réponse de la bulle gazeuse devient non linéaire. C'est le phénomène de cavitation transitoire. Après quelques cycles acoustiques, l'expansion des bulles entraînant une augmentation du volume gazeux supérieure à la diminution se produisant durant la compression, les forces de tension superficielle à l'interface gaz-liquide ne peuvent contrarier les forces de cisaillement lors de la contraction de la bulle. La bulle se contracte à grande vitesse sur un petit volume en un collapsus brutal, A l'origine de température et de pression extrêmes au moment de l'implosion de la cavité. Elle subit des distorsions asymétriques et des jets de liquides sont projetés dans la bulle, formant de nouvelles microbulles dans le liquide. Les fortes températures engendrées peuvent provoquer la dissociation de la vapeur d'eau en radicaux H et OH⁻, la dissociation des autres molécules gazeuses et l'émission de lumière (connue sous le nom de sonoluminescence, découverte en 1933 par Marinesco et Trillat). La cavitation transitoire conduit donc aux différents effets sonochimiques [18].

I.7.2.7. Modèles théoriques

Deux grandes théories s'opposent et/ou se complètent pour tenter d'expliquer les phénomènes engendrés par la cavitation ultrasonore et particulièrement la sonoluminescence. Il s'agit des théories thermiques (théorie du "point chaud") et des théories électriques. Dernièrement, les théories électriques ont été abandonnées car elles ne peuvent pas expliquer tous les phénomènes sonochimiques [5].

I.7.2.7.1. Théorie du "point chaud"

Selon cette théorie, l'implosion de la bulle de cavitation correspondrait à une brutale compression qui, en concentrant l'énergie acoustique, conduirait à des températures et des pressions très élevées à l'intérieur de la bulle [5].

I.7.2.7.2. Zones de réactivité sonochimique

L'interaction des ultrasons avec la matière à travers le phénomène de cavitation permet d'accéder à des énergies non disponibles par les méthodes usuelles (chauffage, modifications de pression, interaction photon-matière,...). Le solvant ou les autres espèces présentes dans la bulle vont se dissocier pour donner d'autres espèces très réactives, généralement des radicaux, qui induisent un certains nombres de réactions chimiques. D'après la théorie du point chaud, il apparaît lors de l'implosion, trois zones de réactivité chimique distinctes (Figure 11) [19] [20] :

a) L'intérieur de la bulle renfermant les gaz et les vapeurs. Dans cette zone règnent des températures voisines de 5000 K et des pressions de l'ordre de 500 bars suite à l'implosion des bulles. Il en résulte la formation de radicaux et d'atomes et une chimie radicalaire en phase gazeuse [21].

b) Une zone à l'interface gaz/liquide où l'implosion génère des températures de l'ordre de 2000 K et une onde de choc. Il s'y déroule une chimie radicalaire en solution ainsi que des réactions de décompositions thermiques.

c) Le volume de la solution qui n'est pratiquement pas affecté. Seule une élévation de température de quelques degrés traduisant la dispersion de la majeure partie de l'énergie sous forme de chaleur s'y produit. Ce phénomène est utilisé pour quantifier l'intensité ultrasonore transmise à la solution [12].

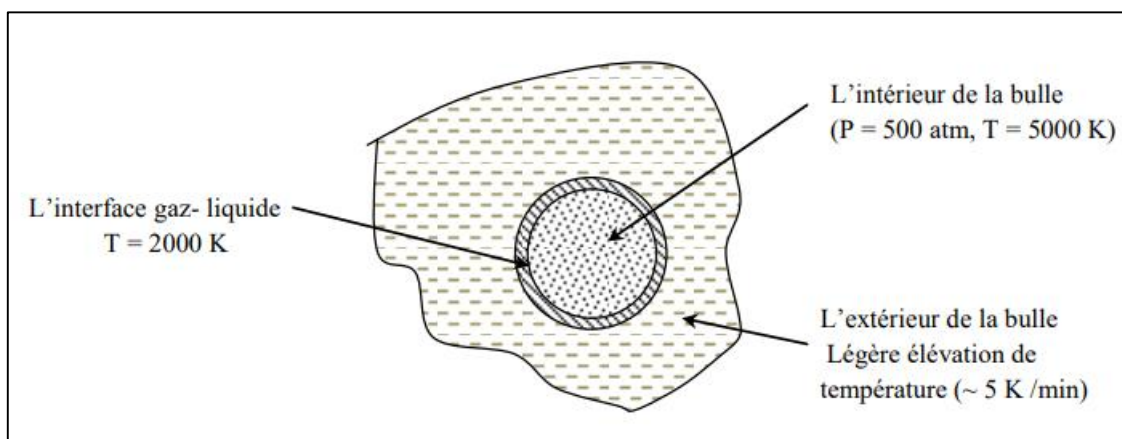


Figure 11 : Zones de réactivité sonochimique [22] [23].

Les conditions extrêmes de température et de pression générées lors de l'implosion des bulles de cavitation créent un environnement chimique exceptionnel qui favorise des réactions chimiques inhabituelles à température et pression ambiantes [12] [19].

En conclusion, il faut noter que le phénomène de cavitation qui conduit à l'implosion des bulles est la cause d'un effet chimique. Toutefois, il faut souligner qu'un effet de cavitation maximum ne conduira pas forcément à un effet chimique maximum. En effet, la réaction chimique primordiale concerne la quantité de matière dans l'environnement de la bulle, à l'intérieur ou à l'interface. Ensuite, ce sont les produits issus de cette réaction primordiale qui donneront lieu à la sonochimie [12] [19].

I.7.3. Effets physiques des ultrasons

Le passage d'une onde ultrasonore dans un liquide s'accompagne d'effets physiques tels que l'échauffement du milieu, les ondes de choc et les jets de liquide associés à la cavitation, les courants acoustiques, la force de radiation qui se matérialise par la formation d'un geyser et les courants de microagitation [5].

I.7.3.1. Effets thermiques

Dans un liquide soumis aux ultrasons, une partie de l'énergie est transformée en chaleur. Les mouvements dus au passage de l'onde ultrasonore induisent des frottements qui donnent lieu à un échauffement du liquide du fait de la viscosité de la solution [5].

I.7.3.2. Courants acoustiques

Les ultrasons sont à l'origine de la formation de courants acoustiques facilement observables à l'œil nu. À 500 kHz, les vitesses ont été mesurées par Chouvellon par tomographie laser. Dans l'eau à 500 kHz et pour une puissance ultrasonore de 60 W, ces vecteurs locaux de vitesse atteignent plusieurs centimètres par seconde [24].

I.7.3.3. Geyser acoustique

L'onde ultrasonore exerce une force sur la source qui l'émet et sur tout objet disposé dans le champ. Elle résulte de la différence des densités d'énergie de part et d'autre d'une surface de séparation. Cette force de radiation, si l'intensité de l'onde est suffisante, se concrétise à l'interface liquide-atmosphère par le soulèvement de la surface formant le geyser acoustique. Ce phénomène particulièrement intense à haute fréquence est mis à profit dans les nébuliseurs ultrasonores [5].

I.7.3.4. Courant de microagitation (microstreaming)

Le courant de microagitation (souvent appelé microstreaming) désigne le mouvement du liquide au voisinage de petits obstacles dans un champ acoustique ou près de sources vibrantes. Il n'est pas lié à l'atténuation spatiale mais aux forces de friction qui s'appliquent entre une frontière et un milieu vibrant. Le courant de microagitation engendré par les bulles présente un grand intérêt ; Luche indique qu'il permet notamment l'amélioration du transfert des espèces chimiques [25].

Chapitre II

La focalisation des ultrasons

II. La focalisation des ultrasons

Grâce à son caractère non invasif, son innocuité et son faible coût opérationnel, l'échographie s'est imposée comme la modalité d'imagerie médicale la plus répandue à l'échelle mondiale. Si elle est devenue l'outil de référence pour le suivi prénatal, permettant une observation détaillée du développement fœtal *in utero*, son application à d'autres zones anatomiques reste complexe [26].

En effet, alors que l'imagerie des tissus mous abdominaux (foie, reins) ou fœtaux est aujourd'hui parfaitement maîtrisée, l'exploration échographique du cerveau chez l'adulte demeure limitée. Cette difficulté réside principalement dans les propriétés acoustiques de la boîte crânienne : celle-ci agit comme un milieu fortement aberrateur qui diffracte et déforme les ondes ultrasonores, empêchant les systèmes conventionnels de produire des images d'une résolution satisfaisante [26].



Figure 12 : Vue d'un fœtus dans le ventre maternel [26].

II.1. Principes fondamentaux de l'imagerie échographique

II.1.1. Mécanisme de formation de l'image

L'échographie est une technique d'imagerie basée sur la mesure de la réflectivité acoustique des tissus. Elle permet de cartographier les variations d'impédance au sein d'un milieu hétérogène.

Le processus repose sur l'utilisation d'une sonde (transducteur piézoélectrique) qui génère une succession de faisceaux ultrasonores dirigés selon des axes d'exploration précis (lignes de tir). Lorsqu'une impulsion brève se propage dans le milieu, elle interagit avec les structures rencontrées : une partie de l'énergie est transmise, tandis qu'une autre est renvoyée vers la source sous forme d'échos [27].

II.1.1.1. Du signal RF à l'échographie de mode A

Les signaux rétrodiffusés captés par la sonde subissent une série de traitements électroniques — notamment l'amplification, la détection d'enveloppe et le filtrage — pour aboutir au mode A (Amplitude). Ce signal, exprimé en fonction du temps de vol, se compose généralement de deux types de contributions [28] :

- ✓ Les échos d'interface : Des pics d'intensité marqués qui correspondent aux transitions entre deux organes ou tissus de propriétés acoustiques distinctes. Le délai entre l'émission et la réception permet de localiser précisément l'interface grâce à la connaissance de la célérité des ultrasons dans le milieu.
- ✓ Le « speckle » (truitage) : Un signal de nature stochastique résultant des interférences entre les ondes diffusées par les micro-structures cellulaires. Bien qu'il ressemble à un bruit de fond, il est porteur d'informations sur la texture du tissu.

II.1.1.2. Reconstruction de l'image en mode B

Pour obtenir une représentation bidimensionnelle, ou mode B (Brightness), les amplitudes du mode A sont converties en niveaux de gris (échelle de luminance) en fonction de la profondeur. L'image finale est obtenue par la juxtaposition spatiale de ces différentes lignes de tir, offrant ainsi une coupe anatomique en temps réel du milieu sondé [28].

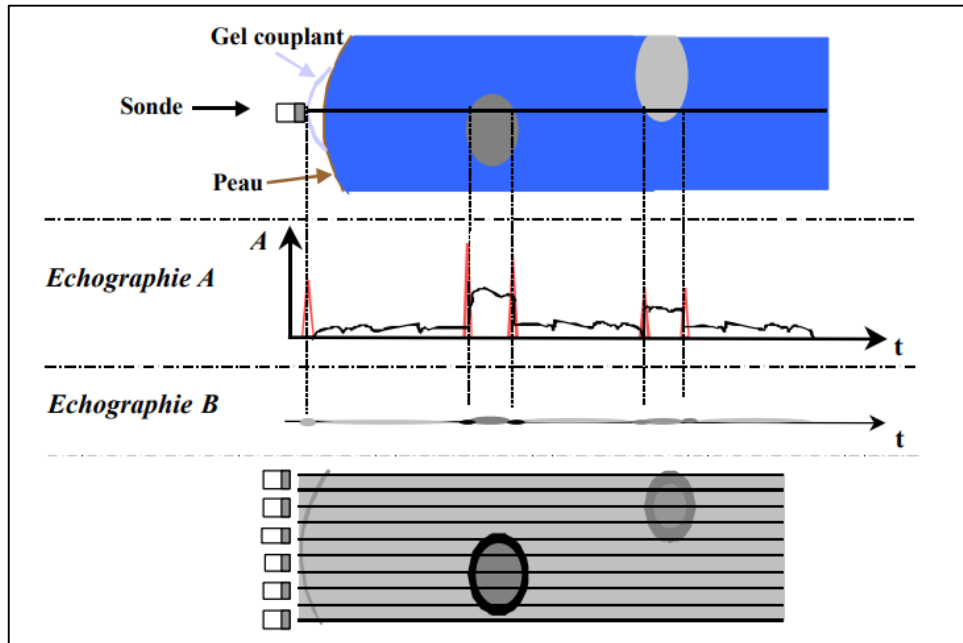


Figure 13 : Principe de construction d'une image échographique.

II.1.2. Focalisation des ondes ultrasonores

II.1.2.1. Résolutions spatiales : latérale et axiale

La qualité d'une image échographique dépend de sa capacité à distinguer des structures proches, ce qui définit la résolution du système. On distingue deux composantes essentielles [29] :

- ✓ La résolution latérale : Elle est directement liée à la finesse du faisceau. Plus le faisceau est étroit, meilleure est la distinction entre deux cibles situées perpendiculairement à l'axe de propagation.
- ✓ La résolution axiale : Elle dépend de la durée de l'impulsion émise. L'utilisation de signaux très brefs permet de séparer des interfaces situées l'une derrière l'autre sur l'axe du tir ultrasonore.

II.1.2.2. Principe de la focalisation électronique

La plupart des sondes actuelles utilisent des barrettes de transducteurs piézoélectriques multi-éléments. Chaque élément peut être piloté de manière indépendante.

Pour concentrer l'énergie acoustique en un point précis du milieu, on applique une loi de retard aux différents transducteurs. En imposant des décalages temporels judicieux à l'émission, on compense les différences de marche pour que les fronts d'onde issus de chaque élément interfèrent de manière constructive exactement au point de focalisation. Dans un milieu homogène, cette loi de retard suit une géométrie circulaire (ou cylindrique dans le plan de la sonde) [30].

II.1.2.3. Limites de diffraction et zone focale

En raison des lois de la diffraction, l'énergie ne peut pas être concentrée en un point géométrique unique. Elle se répartit dans une région appelée tache focale ou tache d'Airy. L'extension de cette zone dépend de la longueur d'onde λ , de l'ouverture de la sonde D et de la distance focale F [27].

Si l'on considère la zone de focalisation à -6 dB (là où la pression acoustique est réduite de moitié par rapport au maximum), sa géométrie s'apparente à une ellipse allongée (forme de "cigare") dont les dimensions sont définies par :

La largeur focale :

$$\delta x \approx \frac{\lambda F}{D}$$

La profondeur de champ (longueur focale) :

$$\delta z \approx 7 \lambda \left(\frac{F}{D}\right)^2$$

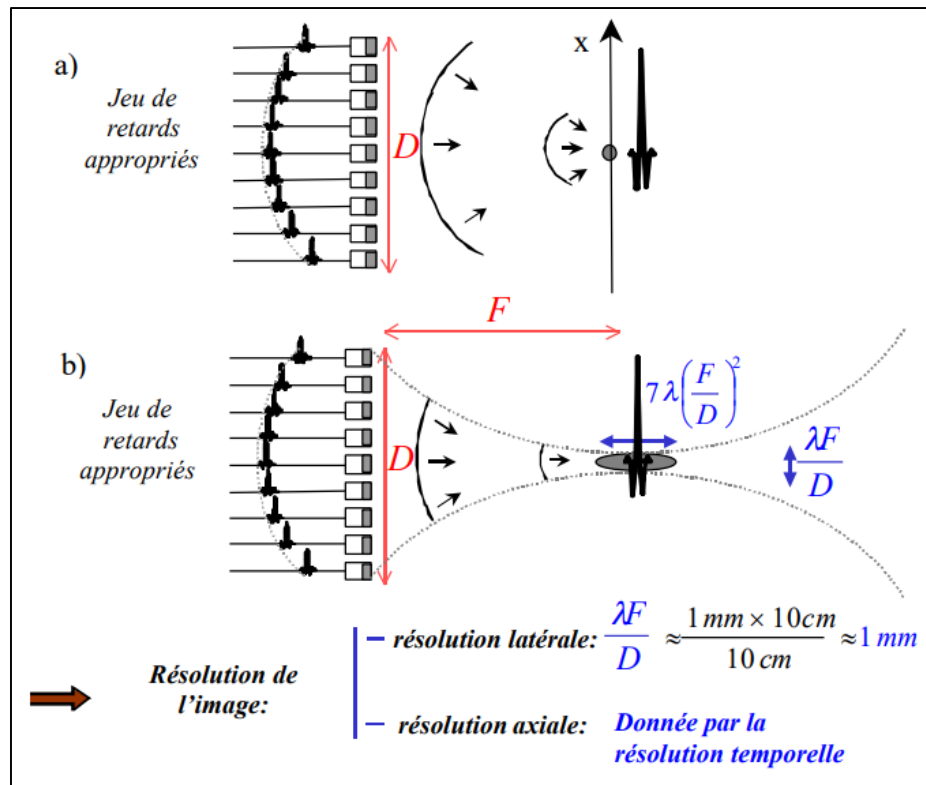


Figure 14 : Focalisation dans un milieu homogène.

La résolution latérale à -6 dB correspond à la largeur de la tache focale. Pour une fréquence de 1 MHz ($\lambda \approx 1$ mm) et des dimensions standards ($F \approx D \approx 10$ cm), cette résolution est de l'ordre du millimètre. La résolution axiale, quant à elle, est définie par la brièveté temporelle de l'impulsion au point focal [31].

L'analyse du profil de pression (Figure 15) met en évidence deux critères de qualité :

- ✓ La largeur à mi-hauteur : Validant la résolution latérale ($\lambda F/D$).
- ✓ Le niveau des lobes secondaires : Généralement situé vers -30 dB, ce paramètre est déterminant pour limiter les artéfacts et garantir un contraste optimal.

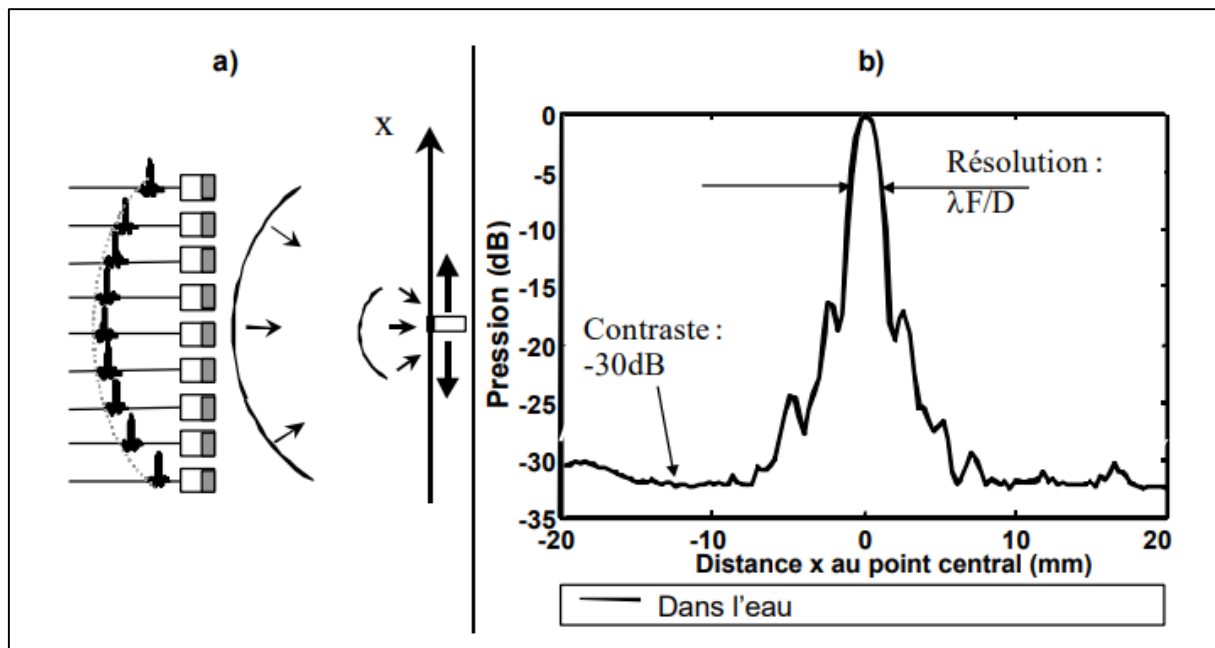


Figure 15 : Focalisation latérale d'un échographe dans un milieu homogène parfait : l'eau :
a) Rappel du dispositif de focalisation et b) Diagramme de pression en dB le long de l'axe x.

II.1.3. Processus de focalisation

II.1.3.1. Focalisation en émission et en réception

La formation d'une image de haute précision repose sur une double focalisation. En émission, comme nous l'avons vu, des retards sont appliqués aux transducteurs. En réception, le système traite l'ensemble des échos captés par la barrette pour simuler l'effet d'une lentille acoustique virtuelle (Figure 16) [32].

Techniquement, les signaux reçus subissent un recalage temporel : on leur applique des délais dont les valeurs absolues sont identiques à celles utilisées lors de l'émission. Alors que la focalisation à l'émission résulte d'une interférence physique au point focal, la focalisation en réception s'opère par une sommation électronique des signaux remis en phase. Le résultat final de l'image provient de la combinaison de ces deux étapes en chaque point du milieu [32].

II.1.3.2. Hypothèses du milieu homogène

Il est crucial de souligner que ce modèle de focalisation repose sur l'hypothèse d'un milieu de propagation homogène. Le système corrige uniquement les retards géométriques en supposant que l'onde sphérique émise ne subit aucune distorsion avant d'atteindre sa cible [32] [33].

Deux approximations fondamentales sont alors faites par l'échographe :

- L'uniformité de l'absorption par les tissus traversés.
- La constance de la vitesse de propagation, fixée par convention à 1540 m.s^{-1} .

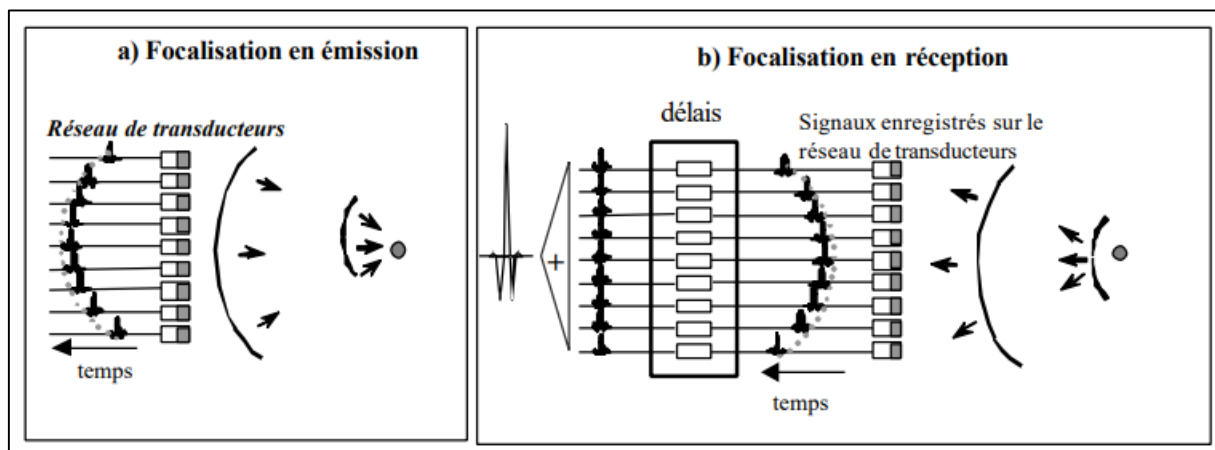


Figure 16 : Focalisation en émission - Focalisation en réception

II.2. Etat de l'art sur la correction des milieux aberrateurs

On classifie généralement les milieux aberrateurs en deux catégories distinctes selon leur impact acoustique [34] :

- ✓ Les tissus mous (sein, abdomen) : ils génèrent principalement des aberrations de phase liées aux variations locales de célérité.
- ✓ La boîte crânienne : elle induit non seulement des distorsions de phase massives, mais également des aberrations d'amplitude majeures dues à une forte absorption énergétique.

II.2.1. Méthodes de correction de phase et limites techniques

Bien que les systèmes standards supposent une vitesse du son constante, la réalité biologique impose des fluctuations de célérité et d'absorption d'un tissu à l'autre. Dès 1966, Thurstone et McKinney [28] ont théorisé l'influence délétère de ces variations sur la précision de l'imagerie et de la thérapie. Des études cliniques *in vivo*, notamment celles de O'Donnell et Flax [27], ont démontré que les performances s'effondrent chez les patients présentant des tissus adipeux importants (obésité), la graisse agissant comme un milieu fortement hétérogène [34].

Pour pallier ces dégradations, plusieurs stratégies de modélisation et de correction ont été développées :

- ✓ Le modèle de l'écran de phase mince : O'Donnell et Flax ont proposé de modéliser les aberrations comme un filtre fin situé contre la sonde, introduisant des décalages temporels spécifiques à chaque transducteur.
- ✓ Algorithmes de corrélation et contraste : Karaman et al. [28] ont introduit des méthodes basées sur la corrélation entre signaux de transducteurs adjacents, tandis que Trahey et Smith se sont appuyés sur l'optimisation du contraste du speckle ultrasonore.
- ✓ Modélisation à distance finie : Liu et Waag [30] ont complexifié le modèle en plaçant l'écran aberrateur à une distance finie du réseau. Ce modèle prend en compte la modification de l'amplitude et de la forme du front d'onde au cours de sa propagation jusqu'au transducteur.

II.2.1.1. Vers une correction large-bande : Le Retournement Temporel

Dès 1989, les travaux du laboratoire Ondes et Acoustique [31] [32] [33] ont mis en évidence les limites des corrections de phase classiques : ces dernières sont essentiellement monochromatiques et échouent à traiter les déformations temporelles du signal dans les milieux très hétérogènes.

Pour résoudre cette problématique, M. Fink et son équipe ont développé la technique du Retournement Temporel. Analogue à la conjugaison de phase en optique mais adaptée aux signaux large-bande, cette méthode permet d'atteindre en milieu hétérogène non dissipatif une qualité de focalisation identique à celle d'un milieu homogène.

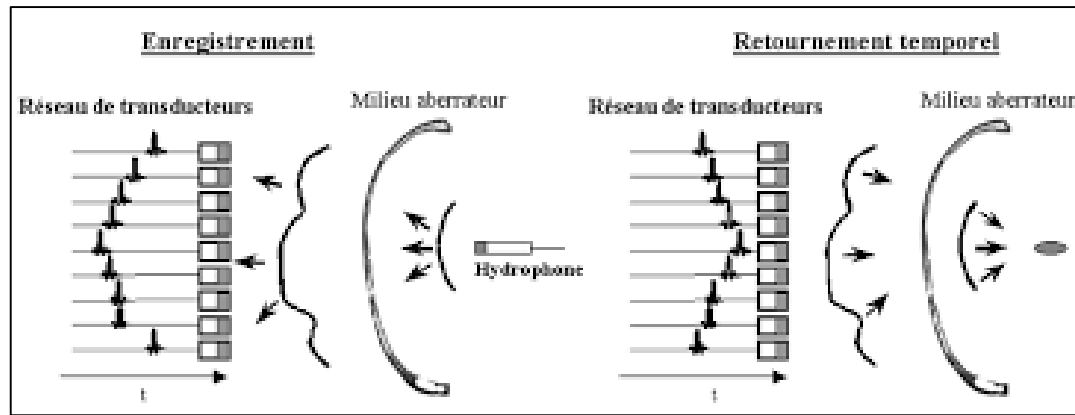


Figure 17 : La focalisation par retournement temporel

Le principe repose sur l'exploitation d'une source (ou d'un réflecteur) au point focal :

- L'onde issue de la source traverse le milieu hétérogène et est captée par un Miroir à Retournement Temporel (MRT).
- Les signaux sont enregistrés, inversés chronologiquement (t à $-t$), puis réémis.

Grâce à l'invariance par renversement du temps de l'équation d'onde, le front d'onde converge de manière optimale vers sa source initiale, compensant ainsi naturellement toutes les hétérogénéités rencontrées.

Toutefois, l'application directe du retournement temporel au crâne reste complexe, ce dernier étant un milieu fortement dissipatif, ce qui brise l'invariance temporelle stricte nécessaire à la méthode.

II.2.2. Évolution de l'imagerie et de la thérapie ultrasonore cérébrale

L'exploration ultrasonore du cerveau a longtemps été freinée par les propriétés physiques de la boîte crânienne. Dès 1951, les travaux de T. F. Hueter [34] sur la détection des tumeurs intracrâniennes se sont heurtés à l'opacité acoustique de l'os. En 1967, White et al. [35] ont démontré expérimentalement que les hétérogénéités de célérité dans le crâne, couplées à une absorption osseuse massive, étaient responsables de la dégradation critique du signal.

Plusieurs étapes marquantes ont jalonné les tentatives de résolution de ce problème :

a. Premières compensations : En 1975, Philips et Smith [36] ont proposé des techniques de correction de phase pour améliorer l'échoencéphalographie. Cependant, ces avancées restaient insuffisantes pour une application clinique fiable.

b. La solution invasive : Faute de pouvoir corriger les distorsions du crâne, les premières thérapies par ultrasons focalisés, comme celles développées par Fry en 1986 [37], reposaient sur la trépanation (ablation chirurgicale d'une partie de l'os). En 1994, les études d'Hynynen [38] sur modèle animal ont confirmé l'efficacité thérapeutique des ultrasons en profondeur, tout en soulignant la nécessité de contourner l'obstacle crânien pour éviter des procédures aussi lourdes.

c. L'approche non invasive : Un tournant majeur a été franchi en 1996 par Thomas et Fink [39]. Ils ont démontré que la focalisation transcrânienne pouvait être optimisée en combinant le retournement temporel avec une compensation active de l'amplitude, palliant ainsi la dissipation énergétique de l'os.

d. Le filtrage inverse : Les travaux de M. Tanter [40] ont ensuite introduit le concept de filtre inverse spatial. Cette méthode permet d'optimiser la focalisation en régime monochromatique. Bien que particulièrement performante pour l'hyperthermie (thérapie), son application initiale restait limitée pour l'imagerie large-bande, ouvrant néanmoins la voie aux recherches actuelles sur les systèmes hybrides.

II.3. Retournement Temporel au Filtrage Inverse Spatio-Temporel

II.3.1. Le Retournement Temporel (RT) : Un filtre adapté

Le retournement temporel repose sur l'invariance par renversement du temps de l'équation d'onde en milieu hétérogène non dissipatif [26].

Principe : Un signal émis par une source cible est enregistré par un réseau de transducteurs, retourné chronologiquement (t à $-t$), puis réémis. Les ondes convergent alors naturellement vers la source initiale (Figure 18).

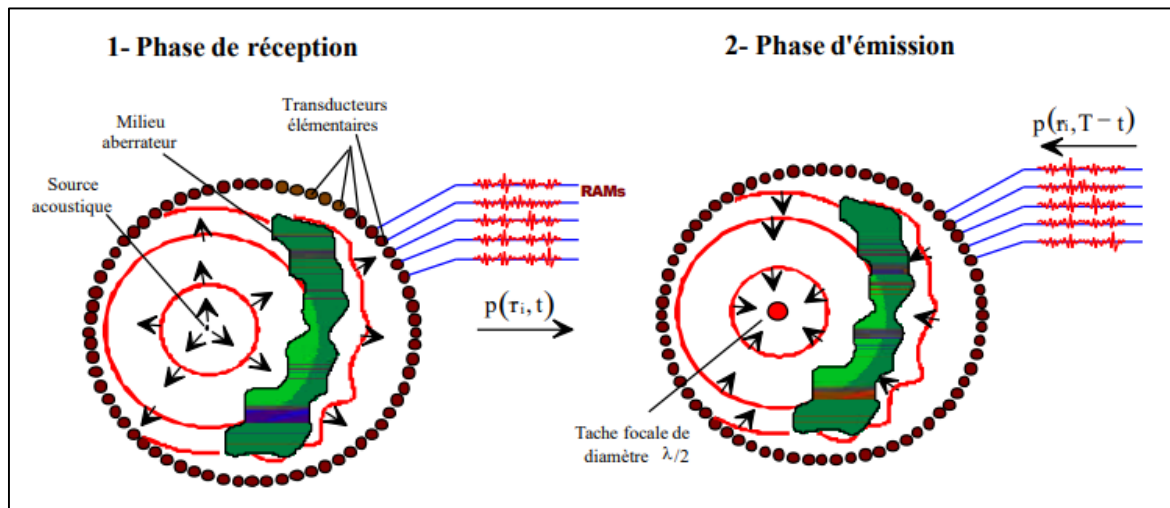


Figure 18 : Concept de la cavité à retournement temporel.

Performance : En milieu parfait (sans perte d'énergie), le RT agit comme un filtre inverse, offrant une focalisation optimale. Cependant, dès que le milieu devient dissipatif, il ne constitue plus qu'un filtre adapté : il maximise la pression acoustique au foyer, mais ne garantit plus une répartition spatiale optimale (piquée) autour du point ciblé [29].

II.3.2. Les limitations intrinsèques du RT

Trois sources majeures de dissipation limitent l'efficacité du retournement temporel [41] :

- L'absorption du milieu : Les tissus (comme le crâne) dissipent l'énergie, brisant l'invariance temporelle.
- L'imperfection des transducteurs : Leur bande passante limitée réduit la résolution axiale et spatiale.
- L'ouverture limitée : En pratique, on n'enregistre jamais sur une surface fermée (4π stéradians), entraînant une perte définitive d'une partie du front d'onde.

II.3.3. Le Filtrage Inverse Spatio-Temporel : La focalisation optimale

Pour surmonter ces limites, la technique du filtrage inverse spatio-temporel a été développée. Contrairement au RT qui n'utilise que la fonction de Green du point focal, le filtre inverse s'appuie sur la connaissance des fonctions de Green d'un ensemble de points entourant la cible [35].

Avantage :

- ✓ Il compense activement toutes les sources de dissipation (milieu, transducteurs, ouverture).
- ✓ Il optimise le champ acoustique dans toute la zone focale, et non seulement au point central.
- ✓ Il est valide pour tout milieu de propagation linéaire et invariant par translation dans le temps (stationnaire).

II.4. Le principe du filtrage inverse spatio-temporel

Le filtrage inverse spatio-temporel est une méthode de focalisation avancée qui traite la propagation des ondes comme un problème d'inversion linéaire. Contrairement au retournement temporel (RT), qui est une approche "auto-adaptative" cherchant à maximiser la pression au foyer, le filtrage inverse cherche à optimiser la forme du champ acoustique dans toute une zone spatiale [38].

II.4.1. Approche matricielle et fonctions de Green

Le principe repose sur la caractérisation complète du milieu entre le réseau de transducteurs et une zone cible. On définit une matrice de transfert $H(\omega)$ qui contient toutes les fonctions de Green reliant chaque élément i de la sonde à chaque point j d'une "fenêtre" entourant le point focal [42].

- En Retournement Temporel : On n'utilise que la fonction de Green du point focal unique. Le signal d'émission est simplement le conjugué complexe de cette fonction.
- En Filtrage Inverse : On cherche à inverser cette matrice $H(\omega)$ pour calculer l'ensemble des signaux d'émission qui permettront d'obtenir, au point focal, une réponse la plus proche possible d'un point source idéal (un pic de Dirac spatial et temporel).

II.4.2. Compensation des pertes et des imperfections

Le filtrage inverse surpasse le retournement temporel car il compense activement trois facteurs critiques [43] :

- ✓ La dissipation du milieu : Il réinjecte numériquement l'énergie là où le milieu (comme le crâne ou l'uréol) a absorbé les fréquences.

✓ La réponse des transducteurs : Il corrige la bande passante limitée des éléments piézoélectriques, ce qui affine l'impulsion temporelle et améliore la résolution axiale.

✓ Les lobes secondaires : En contrôlant le champ tout autour du foyer, il "écrase" les signaux parasites, ce qui augmente considérablement le contraste de l'image ou la précision du traitement thermique.

Si $Y(\omega)$ est le champ de pression souhaité au foyer et $X(\omega)$ les signaux à envoyer par les transducteurs, la relation est :

$$Y(\omega) = H(\omega) \cdot X(\omega)$$

Pour trouver les meilleurs signaux d'émission, on calcule l'inverse (ou la pseudo-inverse) de la matrice :

$$X(\omega) = H^{-1}(\omega) \cdot Y(\omega)$$

II.5. Étude comparative expérimentale des stratégies de focalisation en milieux complexes

Les travaux de recherche menés sur la propagation acoustique indiquent que le filtrage inverse spatio-temporel offre une précision de focalisation supérieure en milieu homogène (eau) par rapport aux approches conventionnelles, telles que la focalisation cylindrique ou le retournement temporel. Il a été établi que cette supériorité s'explique notamment par sa capacité à compenser intrinsèquement les imperfections de réponse impulsionnelle des transducteurs.

L'enjeu actuel est d'évaluer la robustesse et la polyvalence de cette méthode face à des environnements de propagation plus contraignants. À cet effet, l'étude se concentre sur des milieux modèles représentatifs des défis majeurs de l'acoustique ultrasonore : milieux hétérogènes, dissipatifs (absorbants) ou fortement réverbérant [28].

L'analyse est structurée en deux phases distinctes :

a. Caractérisation en milieux non-dissipatifs : L'étude porte d'abord sur la focalisation à travers une plaque plane afin d'analyser les phénomènes de réflexion et de réfraction. Ensuite, les concepts de réverbération et d'hyper focalisation sont explorés en utilisant une géométrie modélisant un environnement urbain (assemblage de blocs métalliques), propice aux trajets multiples.

b. Caractérisation en milieux purement absorbants : Cette phase s'appuie sur un bloc d'uréol, matériau dont l'impédance acoustique (masse volumique et célérité) est proche de celle de l'eau, permettant ainsi d'isoler l'effet de l'atténuation sans perturbation majeure due aux réflexions d'interface [28].

Pour chaque configuration, les performances du filtrage inverse spatio-temporel sont systématiquement confrontées aux résultats obtenus par retournement temporel et focalisation classique. Cette étude comparative permet de démontrer que le filtrage inverse constitue une solution optimale, ouvrant des perspectives d'application étendues dans des domaines variés de la physique des ondes [28].

II.5.1. Focalisation à travers une plaque (Milieu hétérogène non-dissipatif)

Dans cette configuration, l'étude montre que les méthodes conventionnelles comme la loi cylindrique et le retournement temporel sont fortement pénalisées par les phénomènes de réflexion interne. Ces « échos de plaque » génèrent des fronts d'onde parasites qui élargissent la tache focale et dégradent la qualité de l'image. À l'opposé, le filtrage inverse spatio-temporel parvient à neutraliser ces perturbations en émettant un signal de compensation qui annule les réflexions multiples. Cette technique permet non seulement de conserver une focalisation fine, mais elle offre aussi la possibilité d'exploiter les ondes transverses pour améliorer la résolution latérale, là où les autres méthodes subissent les effets de la réfraction [35].

II.5.2. Focalisation en milieu réverbérant (Cavité à trajets multiples)

L'expérimentation en milieu réverbérant souligne une différence fondamentale dans la gestion des échos. Alors que la focalisation classique est mise en défaut par la complexité des trajets multiples, le filtrage inverse utilise ces réverbérations pour augmenter virtuellement l'ouverture du réseau de transducteurs. Cette approche permet d'augmenter significativement le nombre de degrés de liberté du système, facilitant ainsi la création de motifs de focalisation complexes. Contrairement au retournement temporel qui se focalise prioritairement sur les points les plus réfléchissants, le filtrage inverse assure un contrôle précis de l'énergie, permettant par exemple de générer plusieurs points focaux simultanés avec un contraste optimal [36].

II.5.3. Focalisation en milieu purement absorbant (Matériau dissipatif)

L'analyse menée sur un bloc d'Uréol permet d'isoler l'impact de l'atténuation sur la qualité de la focalisation. Si le retournement temporel parvient à corriger les déphasages, il s'avère incapable de compenser la perte d'amplitude liée à l'absorption du milieu, ce qui limite ses performances. Le filtrage inverse spatio-temporel résout ce problème en effectuant une inversion complète de l'opérateur de propagation, compensant à la fois la phase et l'amplitude. Bien que cela nécessite d'injecter davantage d'énergie pour restaurer les fréquences les plus atténuées, cette méthode est la seule à pouvoir garantir une tache focale dont la finesse et l'intensité sont comparables à celles obtenues dans un milieu non absorbant comme l'eau [40].

Chapitre III

Applications

III. Application

Les ultrasons occupent une place importante en médecine grâce à leurs applications diagnostiques et thérapeutiques. Ils permettent notamment de visualiser les organes internes et d'étudier certaines fonctions biologiques de manière non invasive. Les avancées technologiques ont conduit au développement de techniques innovantes comme l'imagerie cérébrale fonctionnelle et les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU). Ces applications reposent sur la maîtrise de la propagation et de la focalisation des ondes ultrasonores dans les tissus biologiques.

III.1. Évolution de la focalisation des ultrasons de haute intensité (HIFU) : des premières applications cliniques aux développements récents

III.1.1 Introduction

Les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) constituent l'une des applications thérapeutiques les plus prometteuses des ultrasons en médecine. Leur principe consiste à concentrer l'énergie acoustique dans une région très localisée afin de produire une élévation rapide de température capable de détruire sélectivement les tissus pathologiques. Dès les années 1990, plusieurs équipes de recherche ont démontré la faisabilité de cette technique pour le traitement de différentes tumeurs. Les travaux publiés en 2000 représentaient alors une étape importante dans la validation clinique de cette technologie, tandis que les publications plus récentes témoignent de sa maturité et de son expansion vers de nouvelles applications médicales [44] [45].

III.1.2. Problématique

L'objectif principal des recherches sur les HIFU est de disposer d'une méthode thérapeutique capable de détruire un tissu pathologique en profondeur sans intervention chirurgicale, tout en préservant les tissus sains traversés par le faisceau ultrasonore. Le principal défi scientifique réside dans la maîtrise de la focalisation des ultrasons afin d'obtenir une concentration énergétique suffisante au niveau de la cible tout en garantissant la sécurité du traitement [44] [45].

III.1.3. Méthodes et dispositifs utilisés

Les études de 2000 reposaient principalement sur des transducteurs piézoélectriques concaves ou sur des réseaux de plusieurs transducteurs capables de concentrer les ondes

ultrasonores dans un volume focal de quelques millimètres. Les systèmes Sonablate, Ablatherm et Pyrotech constituaient les principales plateformes expérimentales et cliniques disponibles à cette époque. Les traitements étaient guidés essentiellement par échographie et visaient principalement les cancers localisés de la prostate [44] [45].

Le principe thérapeutique consistait à focaliser une puissance ultrasonore très élevée au sein du tissu cible afin d'atteindre localement des températures supérieures à 60 °C, provoquant une nécrose de coagulation irréversible. Les chercheurs ont également développé des systèmes à transducteurs multiples permettant une focalisation électronique et un déplacement contrôlé du foyer acoustique [44] [45].

En 2018, les systèmes HIFU bénéficient de progrès technologiques considérables. Le guidage peut être assuré par échographie ou par IRM, permettant un ciblage millimétrique ainsi qu'un contrôle en temps réel du dépôt thermique. Les dispositifs modernes utilisent des systèmes robotisés et des réseaux multiéléments capables de traiter des volumes plus importants avec une meilleure précision [44] [45].

III.1.4. La focalisation des ultrasons : élément central de la technologie

La focalisation constitue le cœur du fonctionnement des HIFU. Elle permet de concentrer l'énergie mécanique transportée par les ultrasons dans une petite zone appelée « tâche focale ». Dans cette région, l'intensité acoustique devient plusieurs milliers de fois supérieure à celle utilisée en imagerie médicale, entraînant un échauffement très rapide des tissus [44] [45].

Les premiers systèmes utilisaient principalement des transducteurs concaves dont la géométrie déterminait la position et la taille du foyer. Les recherches ont ensuite évolué vers la focalisation électronique à l'aide de réseaux de transducteurs pilotés indépendamment. Cette approche permet de déplacer le foyer sans mouvement mécanique et d'adapter le traitement à la forme réelle de la tumeur [44] [45].

Les travaux de 2018 montrent que la focalisation ultrasonore est devenue suffisamment précise pour traiter non seulement la prostate, mais également les fibromes utérins, certaines tumeurs hépatiques, le glaucome et même certaines pathologies neurologiques. Ces avancées ont été rendues possibles grâce à l'amélioration des techniques de guidage et du contrôle thermique [44] [45].

III.1.5. Résultats et évolution des applications

Les travaux de 2000 démontraient déjà l'efficacité des HIFU pour la destruction localisée des tissus prostatiques et confirmaient le potentiel thérapeutique de cette approche non invasive. Cependant, plusieurs limitations subsistaient concernant le repérage de la cible, le contrôle du traitement et la prise en charge des grands volumes tumoraux [44] [45].

Près de vingt ans plus tard, les HIFU sont devenus une technologie reconnue dans plusieurs domaines médicaux. Les traitements du cancer localisé de la prostate ont obtenu des résultats oncologiques comparables aux approches conventionnelles tout en réduisant certaines complications fonctionnelles. Les perspectives actuelles incluent le traitement du cerveau, la délivrance ciblée de médicaments et la stimulation de réponses immunitaires antitumorales [44] [45].

III.1.6. Conclusion

L'analyse des publications de 2000 et de 2018 met en évidence l'évolution remarquable des ultrasons focalisés de haute intensité. Les travaux initiaux ont permis de valider les principes physiques de la focalisation ultrasonore et de démontrer leur efficacité thérapeutique. Les développements technologiques ultérieurs ont amélioré la précision, la sécurité et le guidage des traitements, ouvrant la voie à de nombreuses applications cliniques. Ainsi, la focalisation des ultrasons apparaît aujourd'hui comme une technologie clé de la médecine non invasive moderne et constitue l'un des axes de recherche les plus prometteurs en thérapie ultrasonore [44] [45].

III.2. Imagerie cérébrale par ultrasons et rôle de la focalisation ultrasonore

III.2.1. Introduction

L'étude du fonctionnement du cerveau représente un défi majeur pour les neurosciences modernes. Les techniques d'imagerie conventionnelles, telles que l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou la tomographie par émission de positons (TEP), offrent des informations précieuses mais présentent certaines limitations en termes de résolution temporelle, de coût ou d'accessibilité. Dans ce contexte, l'imagerie fonctionnelle par ultrasons (Functional Ultrasound Imaging, fUS) apparaît comme une technologie innovante permettant d'observer l'activité cérébrale avec une très haute résolution spatiale et temporelle [46].

III.2.2. Problématique

L'objectif principal de ce projet est de développer une méthode capable de visualiser en temps réel l'activité des différentes régions du cerveau tout en atteignant des structures profondes difficilement accessibles par les techniques optiques. La difficulté réside dans la nécessité d'obtenir simultanément une excellente résolution spatiale, une grande profondeur d'exploration et une acquisition rapide des données [46].

III.2.3. Méthode et matériel utilisés

La méthode repose sur l'utilisation d'ondes ultrasonores de haute fréquence émises par une sonde ultrasonore. Les ondes se propagent à travers les tissus cérébraux puis sont réfléchies par les structures anatomiques et les vaisseaux sanguins. L'analyse des échos reçus permet de reconstruire des images du cerveau avec une très grande précision [46].

Le système utilisé est un dispositif d'imagerie fonctionnelle par ultrasons capable d'acquérir plusieurs milliers d'images par seconde. Cette cadence extrêmement élevée permet de mesurer les variations du flux sanguin cérébral associées à l'activité neuronale. Les données obtenues sont ensuite traitées par des algorithmes spécialisés afin de cartographier les zones cérébrales actives [46].

III.2.4. Importance de la focalisation des ultrasons

La focalisation des ultrasons constitue un élément essentiel de cette technologie. Elle consiste à concentrer l'énergie acoustique dans une région précise de l'espace grâce à une géométrie adaptée du transducteur ou à des techniques de focalisation électronique. Cette concentration améliore considérablement la résolution spatiale et augmente la sensibilité du système aux variations locales du flux sanguin [46].

Grâce à la focalisation, il devient possible d'explorer des structures cérébrales profondes tout en conservant une excellente qualité d'image. Cette propriété est particulièrement importante pour les applications neuroscientifiques, où la détection de faibles variations hémodynamiques nécessite une précision élevée. La focalisation ultrasonore permet ainsi d'obtenir des informations détaillées sur le fonctionnement du cerveau tout en conservant le caractère non invasif de la méthode [46].

III.2.5. Conclusion

L'imagerie fonctionnelle par ultrasons représente une avancée majeure dans le domaine des neurosciences. Cette technique combine une haute résolution spatiale, une excellente résolution temporelle et une grande profondeur d'exploration. Son efficacité repose largement sur la focalisation des ultrasons, qui permet de concentrer l'énergie acoustique dans des zones ciblées et d'améliorer la qualité des mesures. Les résultats obtenus démontrent que la focalisation ultrasonore constitue un outil fondamental pour le développement des nouvelles générations de systèmes d'imagerie médicale et pour une meilleure compréhension du fonctionnement du cerveau [46].

Conclusion générale

Conclusion générale

Au terme de cette étude, il apparaît que les ultrasons constituent une technologie de premier plan dont les applications ne cessent de se développer dans de nombreux domaines scientifiques, industriels et médicaux. Leur capacité à transporter de l'énergie mécanique et à interagir avec la matière en fait un outil particulièrement adapté à l'imagerie, au contrôle non destructif ainsi qu'aux traitements thérapeutiques non invasifs.

L'étude des principes fondamentaux des ultrasons a permis de comprendre les mécanismes de génération, de propagation et de cavitation qui gouvernent leur comportement dans les différents milieux. Cette compréhension est indispensable pour maîtriser les phénomènes physiques mis en jeu lors de l'utilisation des systèmes ultrasonores modernes.

L'analyse de la focalisation ultrasonore a montré qu'elle constitue un élément central pour l'amélioration de la résolution des systèmes d'imagerie et pour la concentration de l'énergie acoustique dans les applications thérapeutiques. Face aux limitations imposées par les milieux hétérogènes et dissipatifs, des méthodes avancées telles que le retournement temporel et le filtrage inverse spatio-temporel ont été développées. Les résultats présentés démontrent que le filtrage inverse offre les meilleures performances en matière de compensation des aberrations, d'optimisation de la focalisation et de contrôle du champ acoustique.

Enfin, les applications médicales étudiées, notamment les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) et l'imagerie cérébrale fonctionnelle par ultrasons, illustrent l'importance croissante de cette technologie dans la médecine moderne. Grâce aux progrès réalisés dans les techniques de focalisation et de traitement du signal, les ultrasons ouvrent aujourd'hui de nouvelles perspectives pour le diagnostic, le suivi fonctionnel des organes et les traitements thérapeutiques non invasifs. Ces avancées laissent entrevoir un développement encore plus important de l'acoustique ultrasonore dans les années à venir, faisant des ultrasons un outil incontournable de la recherche et de l'innovation biomédicale.

Références bibliographiques

Références bibliographiques

- [1] A. Et Taouil (2011). Effets des ultrasons haute fréquence sur l'électrosynthèse des polymères. Thèse de doctorat, L'U.F.R. des Sciences et Techniques de l'Université de Franche-Comté, France, 246 p.
- [2] Geoffroy Lerozey (2006). Retournement temporel d'ondes électromagnétiques et application à la télécommunication en milieux complexes. Thèse de Doctorat, Physique Macroscopique. Université Paris 7 – Denis Diderot, France, 174 p.
- [3] ZEDDAM Mabrouk (2015). Localisation des défauts dans les structures par Ultrasons. Mémoire master, Maintenance Industrielle. Université 8 Mai 1945 – Guelma, Algérie.
- [4] Tony COUSIN (2016). Ultrasons de puissance pour le développement d'une approche éco-compatible et l'étude des mécanismes d'oxydation d'oléfines. Thèse de doctorat, Chimie organique. Université Grenoble Alpes, France, 271 p.
- [5] H. Ferkous (2016). Elimination du colorant Azoïque bleu noir naphthol dans l'eau par sonochimie et procédés innovants d'oxydation. Thèse de doctorat, Université badji mokhtar, Annaba, 218 p.
- [6] C. Pétrier, N. Gondrexon, P. Boldo (10 janv. 2008). Ultrasons et Sonochimie : Techniques de l'Ingénieur. AF6310 v1.
- [7] Souad BANNOUF (2013). Développement et optimisation de méthodes d'imagerie synthétique pour le contrôle non-destructif par ultrasons de composants industriels complexes. Thèse de doctorat, Acoustique Physique. Université Paris Diderot Paris 7, France, 173 p.
- [8] K.S. Suslick, Ultrasound: Its chemical, physical and biological effects, VCH Publishers, NewYork, 1988
- [9] L.A. Crum, Acoustic cavitation series: part five rectified diffusion. Ultrasonics, 22 (1984) 215-223.
- [10] W. Lauterborn, Vogel A. Modern optical techniques in fluid mechanistic. Annual Review of Fluid Mechanics, 16 (1984) 223-244.
- [11] S.J. Putterman, Sonoluminescence: sound into light. Scientific American, (1995) 32-37.
- [12] S. Merouani (2010). Dégradation sonochimique de la Rhodamine B en solution aqueuses: Effets des ions hydrogénocarbonates et carbonates et des matrices complexes. Mémoire de

magester, Université badji mokhtar, Annaba.

[13] L.H. Thompson, L.K. Doraiswamy, Sonochemistry: science and engineering, Industrial & Engineering chemistry Research 38 (1999) 1215-1249.

[14] O. Hamdaoui, Contribution à l'étude et la modélisation des phénomènes d'adsorption - désorption de composés organiques sur charbon actif en grain en l'absence et en présence d'ultrasons, Thèse de doctorat de l'Université Badji Mokhtar-Annaba et de l'Université de Savoie, 2004.

[15] M.A. Tarr, Chemical degradation methods for wastes and pollutants environmental and industrial Applications, Marcel Dekker, New York, 2003.

[16] J. Liang, S. Komarov, N. Hayashi, E. Kasai, Recent trends in the decomposition of chlorinated aromatic hydrocarbons by ultrasound irradiation and Fenton's reagent, Journal of Material Cycles and Waste Management 9 (2007) 47-55.

[17] K.S. Suslick, Sonoluminescence and Sonochemistry, Encyclopedia of Physical Science and Technology, 3rd Ed, Academic Press, Inc: San Diego, 2001.

[18] DRAYE. Micheline, ESTAGER. Julien. (10 mai 2009). Sonochimie organique. K1250 v1.

[19] T.J. Mason, J.P Lorimer, Applied sonochemistry: use of power ultrasound in chemistry and Processing, Wiley VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2002.

[20] C. Pétrier, M.F. Lamy, A. Francony, A. Benahcene, B. David, Sonochemical degradation of phenol in dilute aqueous solutions: comparison of the reaction rates at 20 and 487 kHz, Journal of Physical Chemistry 98 (1994) 10514-10520.

[21] L.H. Thompson, L.K. Doraiswamy, Sonochemistry: science and engineering, Industrial & Engineering chemistry Research 38 (1999) 1215-1249.

[22] N.H. Ince, G. Tezcanli, R.K. Belen, P.G. Apikyan, Ultrasound as a catalyzer of aqueous reaction systems: the state of the art and environmental applications, Applied Catalysis B: Environmental 29 (2001) 167-176.

[23] Y.G. Adewuyi, Sonochemistry in environmental remediation 2: heterogeneous sonophotocatalytic oxidation processes for the treatment of pollutants in water, Environmental Science & Technology 39 (2005) 8557-8570.

[24] M. Chouvellon, Étude expérimentale par visualisation et spectrométrie des

caractéristiques physiques d'un réacteur sonochimique. Thèse de l'Université Jean Monnet, Saint-Étienne, 1999.

[25] J.L. Luche, Synthetic organic sonochemistry. Plenum Press, New-York et Londres, Chapter 1, 1998.

[26] F.L. Thurstone et W. M. McKinney. 'Resolution enhancement in scanning of tissue'. Ultrasonics Vol 4., pp 25-27, 1966.

[27] M. O'Donnell et S. W. Flax. 'Phase aberration measurements in medical ultrasound : Human studies'. Ultrasonic Imaging, Vol. 10, n° 1, pp 1-11, 1988.

[28] M. Karaman, A. Atalar, H. Köymen et M. O'Donnell. 'A phase aberrations correction method for ultrasound imaging'. IEEE Trans. Ultrason. Ferroel. Freq. Control 40, 4, pp 275-281, 1993.

[29] L. Nock, G. E. Trahey et S. W. Smith. 'Phase aberration correction in medical ultrasound using speckle brightness as a quality factor'. J. Acoust. Soc. Am, Vol. 85, 5, pp 1819-1833, 1989.

[30] D.-L. Liu et R. C. Waag. 'Correction of ultrasonic wavefront distortion using backpropagation and a reference waveform method for time-shift compensation'. J. Acoust. Soc. Am., 96, pp 649-660, 1994.

[31] M. Fink. 'Time reversal of ultrasonic fields- Part I : Basic Principles'. IEEE Trans. Ultrason. Ferroel. Freq. Control 39, pp 555-567, 1992.

[32] F. Wu, M. Fink, R. Mallart, J.-L. Thomas, N. Chakroun, D. Cassereau et C. Prada. 'Optimal focusing through aberrating media : A comparison between time reversal mirror and time delay correction technique' Proc. IEEE 1991 Ultrason. Symp. 2, 1195-1199, 1991.

[33] F. Wu, J.-L. Thomas et M. Fink. 'Time reversal of ultrasonic fields- Part II : Experimental results'. IEEE Trans. Ultrason. Ferroel. Freq. Control 39, pp 567-578, 1992.

[34] T. F. Hueter. 'The detection of intracranial tumors by use of ultrasound'. Q. Prog. Rep., Acoustics laboratory, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, MA, pp 23-24, Jan.-Mar. 1951.

[35] D. N. White et al. 'The deformation of ultrasonic field in passage across the living and cadaver head'. Med. Biol. Engng., Vol 7, pp 607-618, 1969.

- [36] D. J. Philips , S. W. Smith, O. T. Von Ramm et F. L. Thurstone, ‘A phase compensation technique for B-Mode echoencephalography’. *Ultrasound in Medicine*, Vol. 1, pp 345-404 (Plenum, New York, 1975).
- [37] F. J. Fry, N. T. Sanghi et al. ‘A focused ultrasound system for tissue volume ablation in deep seated brain sites’. *Proceedings of IEEE 1986 Ultrasonics Symposium*, Vol. 2, pp 1001-1004, 1986.
- [38] N. I. Vykhodtseva, K. Hynynen et C. Damianou. ‘Pulse duration and peak intensity during focused ultrasound surgery : Theoretical and experimental effects in brain rabbits in vivo’. *Ultrasound in Med. and Biol.*, Vol. 20, 9, pp 987-1000, 1994.
- [39] J.-L. Thomas et M. Fink, ‘Ultrasonic beam focusing through tissue inhomogeneities with a time reversal mirror: Application to transskull therapy’, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, Vol. 43, N° 6, pp. 1122-1129, 1996.
- [40] M. Tanter ‘Application du retournement temporel à l’hyperthermie ultrasonore du cerveau’, Thèse de doctorat de l’Université Paris 7, 1999, 185 p.
- [41] J. Ylitalo et J. Koivukangas. ‘Ultrasonic echo tomography through skullbone’. *Ultrasonics Symposium*, 1989, pp 1019-1022.
- [42] F. J. Fry, R. C. Eggleton et R. F. Heimbürger. ‘Transkull visualization of brain using ultrasound: an experimental model study’. *Ultrasound in Medicine*, pp 97-101, *Excerpta Medica*, Amsterdam, 1974.
- [43] S. W. Smith, E. B. Miller, O. T. Von Ramm et F. L. Thurstone, ‘Signal processing techniques for improving B-Mode echoencephalography’. *Ultrasound in Medicine*, Vol. 1, pp 345-404 (Plenum, New York, 1975).
- [44] Chartier-Kastler, E., et al. (2000). Ultrasons focalisés de haute intensité (UFHI) en urologie. *Progrès en Urologie*, 10, 1108–1117.
- [45] Dupré, A., & Melodelima, D. (2018). HIFU : les ultrasons thérapeutiques. *Forum Médical Suisse (Swiss Medical Forum)*, 18(49), 1044–1045.
- [46] Fondation pour la Recherche sur le Cerveau (FRC). Un système d’imagerie par ultrasons pour observer le fonctionnement du cerveau. 19 juin 2023. [En ligne]. Disponible sur : <https://www.frcneurodon.org/informer-sur-la-recherche/projets-finances/un-systeme-dimagerie-par-ultrasons-pour-observer-le-fonctionnement-du-cerveau/>. (Consulté le : 01/06/2026).

ملخص

تتناول هذه المذكرة دراسة الموجات فوق الصوتية وخصائصها الفيزيائية وأهم تطبيقاتها الطبية. بعد عرض المفاهيم الأساسية المتعلقة بتوليد الموجات فوق الصوتية وانتشارها وظاهرة التجويف، يركز العمل على تقنيات التركيز التي تسمح بتجميع الطاقة الصوتية في منطقة محددة. كما تم تقديم دراسة مفصلة لطريقتي الانعكاس الزمني والترشيح العكسي الزمني-المكاني اللتين طُورتا للتغلب على تأثيرات الأوساط غير المتجانسة والممتصة للطاقة. وتمت مقارنة أداء هذه التقنيات من أجل إبراز مزاياها وحدودها. وأخيرًا، تم استعراض أهم التطبيقات الطبية للموجات فوق الصوتية، خاصة الموجات فوق الصوتية المركزة عالية الشدة (HIFU) والتصوير الوظيفي للدماغ بالموجات فوق الصوتية، مما يبرز الدور الأساسي لتركيز الموجات فوق الصوتية في تطوير التقنيات الطبية الحديثة.

الكلمات المفتاحية: الموجات فوق الصوتية، التركيز فوق الصوتي، التجويف، الانعكاس الزمني، الترشيح العكسي الزمني-المكاني، HIFU، تصوير الدماغ، التصوير الطبي.

Résumé

Ce mémoire présente une étude des ultrasons, de leurs propriétés physiques et de leurs principales applications médicales. Après un rappel des notions fondamentales relatives à la génération, à la propagation et à la cavitation ultrasonore, le travail s'intéresse aux techniques de focalisation permettant de concentrer l'énergie acoustique dans une zone précise. Une analyse détaillée est consacrée au retournement temporel et au filtrage inverse spatio-temporel, deux méthodes avancées destinées à corriger les effets des milieux hétérogènes et dissipatifs. Les performances de ces techniques sont comparées afin de mettre en évidence leurs avantages et leurs limites. Enfin, les applications médicales des ultrasons sont illustrées à travers les ultrasons focalisés de haute intensité (HIFU) et l'imagerie cérébrale fonctionnelle, qui démontrent l'importance de la focalisation ultrasonore dans le développement des technologies médicales modernes.

Mots clés : Ultrasons, Focalisation ultrasonore, Cavitation, Retournement temporel, Filtrage inverse spatio-temporel, HIFU, Imagerie cérébrale, Imagerie médicale.

Abstract

This dissertation presents a study of ultrasound, its physical properties, and its main medical applications. After reviewing the fundamental concepts related to ultrasound generation, propagation, and cavitation, the work focuses on focusing techniques used to concentrate acoustic energy within a specific region. A detailed analysis is devoted to time-reversal and spatio-temporal inverse filtering, two advanced methods developed to compensate for the effects of heterogeneous and dissipative media. The performances of these techniques are compared in order to highlight their advantages and limitations. Finally, medical applications are illustrated through High-Intensity Focused Ultrasound (HIFU) and functional brain ultrasound imaging, demonstrating the key role of ultrasonic focusing in the development of modern medical technologies.

Key words: Ultrasound, Ultrasonic Focusing, Cavitation, Time Reversal, Spatio-Temporal Inverse Filtering, HIFU, Brain Imaging, Medical Imaging.