Utilisation du retournement temporel pour la correction des aberrations en imagerie médicale

Christian Dorme

▶ **To cite this version:**

Christian Dorme. Utilisation du retournement temporel pour la correction des aberrations en imagerie médicale. Optique [physics.optics]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 1991. Français. NNT : . pastel-00650762

HAL Id: pastel-00650762
https://pastel.hal.science/pastel-00650762

Submitted on 12 Dec 2011

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

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

THESE de DOCTORAT de l'UNIVERSITE PARIS 6

spécialité:

Sciences Physiques - Electronique

présentée par

Christian Dorme

pour obtenir le grade de Docteur de l'Université Paris 6

Sujet de la thèse:

UTILISATION DU RETOURNEMENT TEMPOREL POUR LA CORRECTION DES ABERRATIONS EN IMAGERIE MEDICALE.

soutenue le 11 Décembre 1995 devant le jury composé de:

Pierre Alais	Président
Claude Alquié	
Jean-François De Belleval	
Mathias Fink	
Pascal Laugier	
Marc Lethiecq	Rapporteur
Bertrand Nongaillard	Rapporteur

REMERCIEMENTS.

Ce travail a été réalisé au Laboratoire Ondes et Acoustique (Université Paris 7 / URA CNRS 1503, ESPCI 10 rue Vauquelin, 75231 Paris Cedex 05).

Je tiens à présenter à Mathias Fink, qui a dirigé cette thèse, mes remerciements les plus chaleureux et, surtout, les moins conventionnels. Son enthousiasme et sa disponibilité ont été d'importants atouts pour mener ce travail dans d'excellentes conditions. Les diverses discussions et la rigueur qu'il m'a fait acquérir tout au long de ce travail ont constitué à ce titre l'encadrement idéal que peut espérer tout chercheur en formation.

Je remercie également Claire Prada qui m'a assisté maintes fois à mon arrivée au laboratoire, m'initiant aux divers outils mathématiques et à la programmation de simulations.

Tout au long de cette thèse, l'aide précieuse de Jean-Louis Thomas a permis de remédier aux difficultés les plus pointues qui se présentaient, tant théoriques qu'expérimentales. Sa clarté d'esprit doublée d'un "optimisme cartésien" font de lui un collègue irremplaçable.

Je serai aussi élogieux pour Didier Cassereau dont l'effort informatique fut énorme; que ce soit en interfaçage, en solutions logicielles ou en dépannage instantané, ses compétences m'ont permis un gain de temps important dans mon travail.

D'autre part, l'expérience et la disponibilité de François Wu et de Pierre Lachkar ont contribué à la réalisation et à la mise en oeuvre rapides des dispositifs expérimentaux présentés.

Je sais particulièrement gré à messieurs Marc Lethiecq et Bertrand Nongaillard d'avoir accepter d'examiner mon travail. L'intérêt et la curiosité dont ils ont fait preuve ont permis d'y apporter les précisions manquantes et une finition rigoureuse.

Enfin, la convivialité sémillante rencontrée au laboratoire a entretenu les meilleures conditions de travail dans une ambiance sympathique.

SOMMAIRE.

INTRODUCTION. I

CHAPITRE I: IMAGERIE CONVENTIONNELLE - ABERRATIONS. 4

I.1 PRINCIPES D'IMAGERIE CONVENTIONNELLE. 4

Barrettes linéaires de transducteurs. 7

I.2 QUALITE DE L'IMAGE - FACTEURS DE DEGRADATION. 13

I.2.1 Réalisation de l'image. 13

I.2.2 Qualité de l'image. 14

I.2.3 Aberrations. 16

I.3 CORRECTION DES ABERRATIONS. 19

I.3.1 Distorsion du faisceau due aux tissus. 19

Distorsion du lobe principal de la tache focale. 20

Distorsion des lobes secondaires de la tache focale. 21

I.3.2 Mesure de la distorsion du front d'onde. 22

Mesure des distorsions dans le sein - Importance de la modulation d'amplitude. 23

Formes de faisceau dues à des aberrations de phase typiques. 24

Formes de faisceau dues à des aberrations typiques d'amplitude. 24

I.3.3 Correction des aberrations de phase. 25

Correction d'aberrations de phase utilisant des méthodes de corrélation. 25

Correction d'aberrations de phase utilisant un facteur de qualité. 27

I.4 MODELISATION - LIMITES DES TECHNIQUES DE CORRECTION. 30

I.4.1 Modélisation. 31

I.4.2 Focalisation conventionnelle. 32

I.4.3 Focalisation par loi de retards adaptés - Méthode d'intercorrélations. 34

CONCLUSION. 41

REFERENCES. 42

CHAPITRE II: RETOURNEMENT TEMPOREL - RETOUR AUX SOURCES. 46

II.1 FOCALISATION EN EMISSION. 48

II.1.1 Retournement temporel - Invariance de l'équation d'onde. 48

II.1.2 Cavité à retournement temporel. 50

II.1.3 Miroirs à retournement temporel. 52

Miroirs à conjugaison de phase. 54

II.1.4 Banc expérimental. 56

II.1.5 Expérience de focalisation en émission par retournement temporel. 59

Mesures de directivité. 60

II.1.6 Filtre adapté. 64

Principe de réciprocité. 66

II.1.7 Conclusion. 71

II.2 FOCALISATION EN RECEPTION. 72

II.2.1 Focalisation en réception en milieu homogène. 73

II.2.2 Détermination des signaux adaptés.- Création d'une banque de données adaptée. 74

II.2.3 Procédure de focalisation en émission-réception. 75

II.2.4 Résultats expérimentaux. 78

Aberrateur collé au réseau de transducteurs. 82

Aberrateur éloigné du réseau de transducteurs. 84

Résolution axiale. 85

CONCLUSION. 87

REFERENCES. 89

CHAPITRE III: FORMATION DE VOIES EN MILIEU INHOMOGENE. 91

III.1 FORMATION DE VOIES CONVENTIONNELLE. - LIMITES. 93

III.1.1 Aberrateur collé au réseau. 93

Expérience de focalisation par formation de voies conventionnelle. 95

III.1.2 Aberrateur éloigné. 97

Isoplanétisme. 99

Estimation d'une "distance isoplanétique" dans le plan focal. 101

Estimation de la longueur de cohérence de l'aberrateur. 106

III.2 SYNTHESE DE FONCTIONS DE GREEN. 108

III.2.1 Rétropropagation. 109

Rétropropagation numérique. 110

Discussion. 116

III.2.2 Résultats expérimentaux. 118

Focalisation en émission par banques de données synthétisées. 118

Imagerie. 121

CONCLUSION. 131

REFERENCES. 132

CONCLUSION GENERALE. 133

Introduction

INTRODUCTION

Depuis de nombreuses années, les applications de l'imagerie ultrasonore au diagnostic médical ont connu un très grand développement. L'échographie, qui domine une part importante du marché de l'imagerie actuel, représente un outil de diagnostic et de contrôle opératoire fort utilisé et peu onéreux par rapport aux imageries X ou par résonance magnétique. Après avoir, dans un premier temps, cherché à transférer avec peu de succès les techniques du "scanner X" dans le domaine ultrasonore, les chercheurs ont développé des techniques d'imagerie de type échographique. La possibilité de former de bonnes images de structures biologiques en utilisant les ultrasons comme source d'information est liée à un certain nombre de conditions favorables qui se trouvent réunies dans les tissus biologiques. En effet, la plupart des tissus autres que l'os ont des propriétés acoustiques voisines de celle de l'eau. Cette relative uniformité des propriétés acoustiques des tissus explique la possibilité d'une exploration précise en profondeur.

La recherche en imagerie ultrasonore s'est donc portée sur la réalisation d'images 2D obtenues par des techniques d'échographie séquentielle où la réflectivité du milieu est obtenue point par point. La réalisation d'une image nécessite alors le balayage d'un faisceau ultrasonore focalisé dès l'émission. De même, des dispositifs de focalisation sont alors mis en oeuvre pendant la réception des échos, et l'image est formée séquentiellement au cours du temps en déplaçant la ligne de tir et en changeant la profondeur de focalisation. Ces techniques donnent actuellement les meilleurs résultats sous forme de coupes échographiques en mode B.

La qualité des images échographiques passe donc nécessairement par le contrôle de la focalisation en émission comme en réception. Toutefois, la présence de couches de graisses, de muscles, de tissus glandulaires, d'interfaces entre organes voire d'os, peut dégrader fortement la focalisation du faisceau ultrasonore. Les vitesses du son différentes de certains tissus engendrent

l'illumination d'une zone beaucoup plus large que la tache focale prévue lors du tir du faisceau ultrasonore. De même en réception, les dispositifs de focalisation par lignes à retards peuvent s'avérer inadaptés à certains milieux hétérogènes. L'image créée est alors étalée, floue et peu contrastée. Ainsi, on considère actuellement qu'un bon tiers des images échographiques est de mauvaise qualité, et ceci particulièrement pour les personnes obèses. Il est à l'heure actuelle difficile dans des organes tels que le sein (composé essentiellement de tissu glandulaire) de diagnostiquer par échographie des tumeurs d'un diamètre inférieur à 5 mm alors qu'une thérapie efficace préconiserait de les prendre en compte bien avant cette taille.

Pour corriger les effets de distorsion du faisceau ultrasonore, le Laboratoire Ondes et Acoustique, où ce travail a été mené, a proposé l'utilisation des techniques de miroirs à retournement temporel (MRT). Les MRT, constitués d'une matrice de transducteurs et d'une électronique de commande, permettent de s'affranchir de toute inhomogénéité acoustique du milieu. Ils ont la propriété de transformer l'onde divergente émise par une source ponctuelle en une onde convergeant vers l'emplacement de cette source. Cette technique permet de réaliser une focalisation optimale en mode émission sur une source acoustique ou un réflecteur ponctuel (par exemple, une petite tumeur). On se propose d'étudier l'emploi de cette technique pour réaliser une imagerie échographique non aberrée par les effets de propagation en milieu inhomogène.

Le premier chapitre de cette thèse rappelle brièvement les principes de l'échographie ultrasonore. Il dresse ensuite un état de l'art détaillé des différentes aberrations rencontrées en imagerie médicale. Il montre l'importance des distorsions de phase et d'amplitude des faisceaux ultrasonores subies à travers de nombreux milieux biologiques. Il dresse ensuite un bilan des techniques de correction par retards adaptatifs proposées par différents auteurs pour améliorer la qualité d'image. Enfin, il montre les limites de ces techniques qui ne considèrent que la compensation des distorsions de phase du faisceau. Il montre que toutes les distorsions du faisceau doivent être corrigées pour aboutir à une bonne focalisation.

Le deuxième chapitre est consacré à la focalisation par retournement temporel proprement dite qui permet de compenser les distorsions de phase et d'amplitude. On rappellera d'abord les

principes qui gouvernent le retournement temporel, puis quelques expériences illustreront le bien fondé du retournement temporel en tant que solution optimale convergeant vers la source de l'écho. De manière plus analytique, on montre également que le retournement temporel réalise un filtre adapté spatio-temporel à la fonction de transfert de propagation en milieu inhomogène. La deuxième partie de ce chapitre présente l'extension du concept de filtre adapté à la focalisation en réception. Cette innovation complète le dispositif de focalisation par retournement temporel en un point d'un milieu inhomogène. Le passage à l'imagerie suppose une focalisation en émission-réception optimale en tout point de la zone à imager.

Le troisième chapitre se rapporte à la formation séquentielle de l'image échographique dans un milieu où les aberrations peuvent s'assimiler à un écran de phase aléatoire situé à une distance inconnue du réseau de transducteurs. Il s'agit en fait de trouver la fonction de Green associée à chaque point de la zone à imager. On explicitera alors l'algorithme nous permettant de synthétiser les fonctions de Green requises à partir de celle associée au point d'accrochage initial sélectionné par retournement temporel. On développe ainsi une procédure de balayage point par point du milieu inhomogène par le faisceau ultrasonore focalisé. Ce chapitre présente finalement les premiers B-scans réalisés par cette nouvelle technique.

Chapitre 1

Imagerie conventionnelle
Aberrations

CHAPITRE I: IMAGERIE CONVENTIONNELLE - ABERRATIONS. 4

I.1 PRINCIPES D'IMAGERIE CONVENTIONNELLE. 4
Barrettes linéaires de transducteurs. 7

I.2 QUALITE DE L'IMAGE - FACTEURS DE DEGRADATION. 13

I.2.1 Réalisation de l'image. 13

I.2.2 Qualité de l'image. 14

I.2.3 Aberrations. 16

I.3 CORRECTION DES ABERRATIONS. 19

I.3.1 Distorsion du faisceau due aux tissus. 19
Distorsion du lobe principal de la tache focale. 20
Distorsion des lobes secondaires de la tache focale. 21

I.3.2 Mesure de la distorsion du front d'onde. 22
Mesure des distorsions dans le sein - Importance de la modulation d'amplitude. 23
Formes de faisceau dues à des aberrations de phase typiques. 24
Formes de faisceau dues à des aberrations typiques d'amplitude. 24

I.3.3 Correction des aberrations de phase. 25
Correction d'aberrations de phase utilisant des méthodes de corrélation. 25
Correction d'aberrations de phase utilisant un facteur de qualité. 27

I.4 MODELISATION - LIMITES DES TECHNIQUES DE CORRECTION. 30

I.4.1 Modélisation. 31

I.4.2 Focalisation conventionnelle. 32

I.4.3 Focalisation par loi de retards adaptés - Méthode d'intercorrélations. 34

CONCLUSION. 41

REFERENCES. 42

CHAPITRE I: IMAGERIE CONVENTIONNELLE - ABERRATIONS.

I.1 PRINCIPES D'IMAGERIE CONVENTIONNELLE.

Dans les premiers systèmes d'échographie développés dans les années 60-70, l'emploi d'une sonde ultrasonore unique émettrice-réceptrice permet à chaque tir ultrasonore de réaliser l'image d'une ligne du milieu exploré, en tenant compte du temps d'arrivée des échos. Ces appareils font appel à une sonde plaquée directement sur la peau du patient. En asservissant le déplacement de la sonde à celui du spot d'un oscilloscope à mémoire, on réalisait l'image d'un plan de coupe en mode B.

La résolution axiale de ces dispositifs était bonne puisqu'elle était simplement reliée à la durée de l'écho reçu. Par contre, le défaut essentiel de ces dispositifs était la mauvaise résolution latérale limitée par les lois de la diffraction. Des largeurs de faisceau de l'ordre du demi-centimètre étaient couramment utilisées. Il faut cependant remarquer que, bien que la largeur du faisceau soit importante, la résolution latérale apparente des coupes échographiques est bien meilleure lorsque l'image est obtenue en superposant de nombreuses lignes échographiques prises sous différents angles (technique du compound spatial). Ce phénomène est lié à l'intégration spatiale des informations obtenues au cours du temps dans la formation de l'image, l'écho provenant d'une cible située à l'intersection de plusieurs faisceaux apparaissant sur l'image de façon beaucoup mieux focalisée.

Malgré cette relative amélioration de la résolution latérale par intégration, on s'est vite intéressé à la réalisation de sondes focalisantes dans le but de sélectionner un endroit précis du milieu exploré sans illuminer les zones de tissus alentour. Un des problèmes qui se pose alors est

lié à la taille des sondes qui sont difficilement applicables par contact direct sur la peau. Ainsi, la réalisation d'un pinceau ultrasonore assez fin sur une grande profondeur n'est pas une opération aisée. Les transducteurs à focalisation géométrique, qui sont généralement obtenus à partir de céramiques piezo-électriques moulées en forme de coquille sphérique, donnent une bonne résolution latérale uniquement à la distance focale correspondant à leur courbure fixe (voir Figure I.1). Elle est de l'ordre de :

$$\Delta r_{6dB} \approx \lambda \frac{F}{D}$$

où λ est la longueur d'onde utilisée, et où F et D sont respectivement la focale et l'ouverture du transducteur. Cette résolution latérale n'est maintenue à -6 dB que sur une zone dont la profondeur est égale à :

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

Pour remédier à ce problème de focale fixe, des sondes multiples annulaires concentriques ont été développées. On réalise alors, pendant la phase d'émission, un faisceau ultrasonore relativement large. Il peut être obtenu soit en excitant l'anneau central seulement, soit en excitant l'ensemble des anneaux avec une loi de retards (lentille conique ou émission axicon) [2,3]. Ce n'est que pendant la phase de réception des échos qu'on cherche à réaliser une ouverture focalisante qui triera, parmi tous les échos, ceux qui proviennent de la ligne à afficher.

Le procédé le plus naturel pour réaliser cette ouverture focalisante consiste à utiliser derrière les transducteurs d'un réseau annulaire, ou d'une barrette linéaire de transducteurs, un ensemble de lignes à retard électronique réalisant une loi de retards dont la courbure doit être adaptée à chaque instant à celle des fronts d'onde sphériques réfléchis par les cibles observées (voir Figure

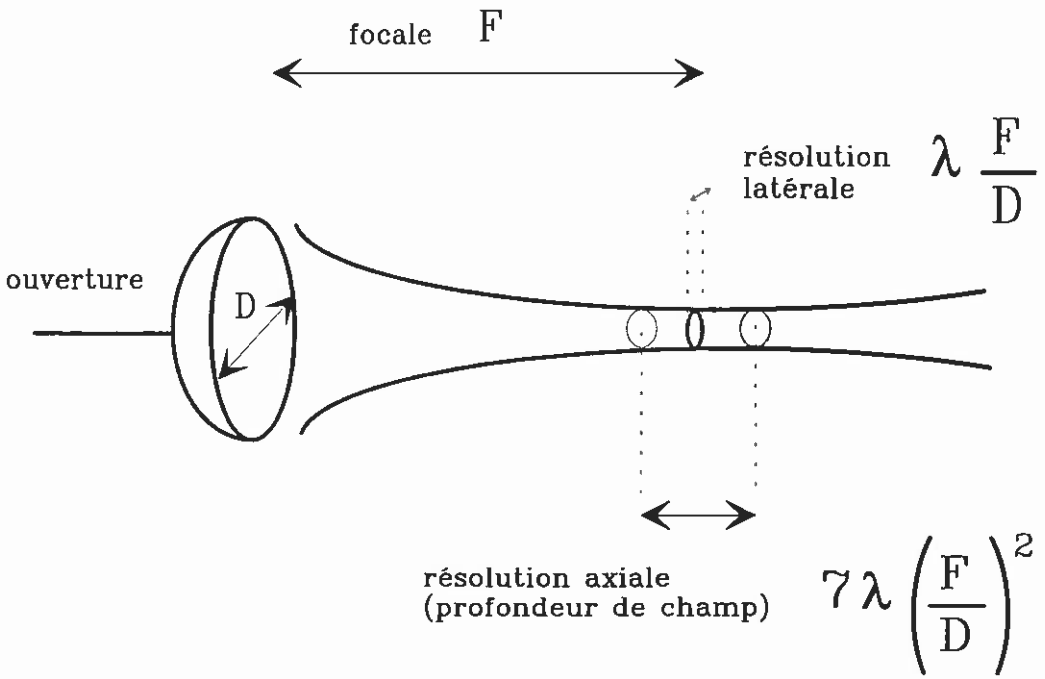


Fig. I.1 *Transducteur à focalisation géométrique moulé en forme de coquille sphérique dans une céramique piezo-électrique. Les résolutions latérale et axiale ne sont optimales qu'à la distance focale fixe associée au transducteur.*

I.2). En réception, la sommation de tous les signaux retardés donne alors un signal électrique intense uniquement pour la cible visée (voir Figure I.3).

Pour réaliser un tel effet, assimilable à une opération de zoom électronique ultrarapide, différentes techniques ont été proposées faisant appel soit à des lignes à retards analogiques variables du type Varactor, soit à des lignes à retards numériques. Un nombre important de distances focales est alors synthétisé au cours d'un tir et un recouvrement précis des zones focales permet d'obtenir d'excellentes images.

Barrettes linéaires de transducteurs.

A côté des techniques utilisant des sondes à symétrie annulaire et qui donnent une résolution latérale identique dans tout plan perpendiculaire au faisceau ultrasonore, on a cherché à développer des sondes échographiques à partir de barrettes de transducteurs. Une commutation électronique rapide permet alors d'atteindre une cadence d'images plus élevée (50 à 100 images par seconde) qui est nécessaire dans certaines applications (cardiologie, examen des foetus, etc...). En associant à ce balayage électronique un procédé de focalisation, on peut alors bénéficier à la fois d'une imagerie à haute résolution et du temps réel. Les problèmes qui se posent sont, d'une part, la réalisation de barrettes de transducteurs de qualité et, d'autre part, la mise en oeuvre d'une électronique de commutation et de focalisation par lignes à retard identiques à celles décrites pour les sondes annulaires. On a réalisé ainsi d'excellentes sondes à balayage électronique linéaire qui, du fait de l'absence de partie mécanique fragile (balayage mécanique), sont relativement bon marché tout en donnant d'excellentes performances.

Ces barrettes présentent cependant un inconvénient important comparé aux sondes annulaires. La focalisation d'origine électronique n'a lieu que dans la direction de la barrette (résolution azimutale). Dans la direction perpendiculaire, à la fois à la barrette et au faisceau

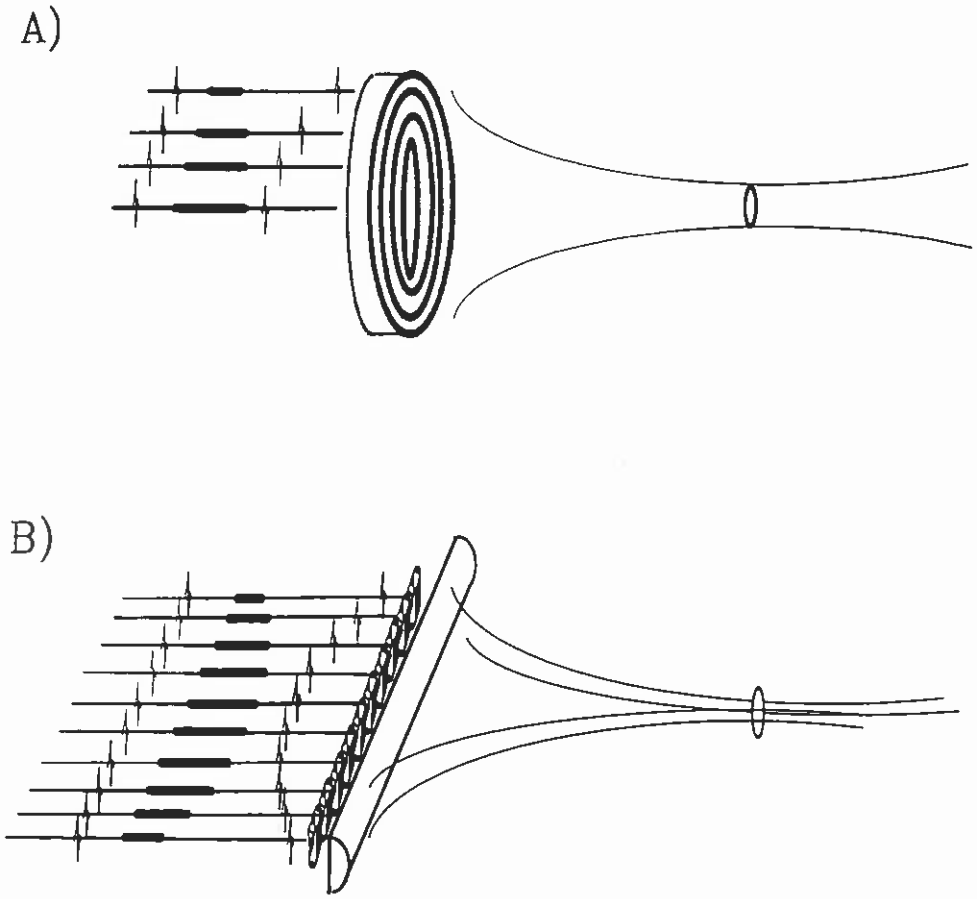


Fig. I.2 *Focalisation par utilisation de lignes à retards électroniques en amont du réseau de transducteurs. La courbure de la loi de retards est adaptée au point focal désiré. Les retards relatifs entre voies du réseau sont calculés en fonction des différences de marche reliant les différents transducteurs au point focal désiré et d'une connaissance a priori de la vitesse du son dans le milieu exploré. En a), on applique la focalisation par lignes à retards à une sonde multiple annulaire concentrique; en b), à une barrette linéaire de transducteurs.*

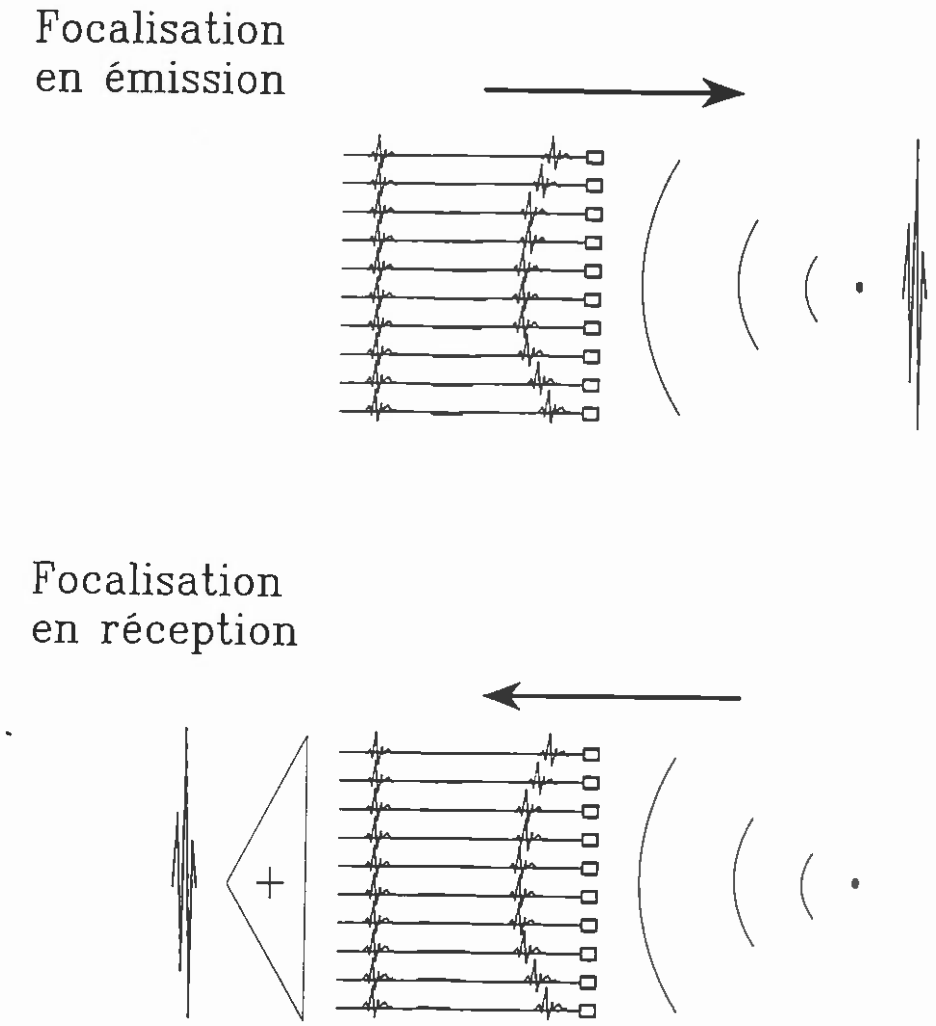


Fig. I.3 *Principes de focalisation sur une cible ponctuelle par lignes à retards. En émission, la courbure de la loi de retards assure que tous les signaux émis arrivent au même instant au point focal désiré. Ils interfèrent constructivement par principe de superposition. En réception, les signaux provenant de la cible ponctuelle sont remis en phase par la même loi de retards qu'en émission. L'interférence des signaux électriques "rephasés" s'effectue par un sommateur, produisant un signal électrique d'intensité N fois supérieure (pour un réseau de N transducteurs).*

ultrasonore (résolution en élévation), la résolution est généralement beaucoup moins bonne. On a cherché à remédier à ce défaut en accolant à ces barrettes des lentilles de caoutchouc ou d'araldite de courbure cylindrique. On obtient alors une bonne résolution latérale en élévation, mais uniquement autour d'une distance focale privilégiée.

Parallèlement au développement des barrettes à balayage linéaire qui sont nécessairement de grande taille pour donner l'image d'un champ de dimension raisonnable (6 à 12 cm), des barrettes de dimension beaucoup plus petite ont été réalisées pour les applications cardiaques. On utilise alors un balayage sectoriel (angulaire) du plan étudié, plutôt qu'un balayage linéaire (ligne par ligne). L'ouverture maximale de ces barrettes pour l'application en cardiologie est limitée par la distance intercostale à 25 mm. Les fréquences maximales d'utilisation sont limitées par l'atténuation ultrasonore dans le coeur à 7,5 MHz [5,6,7].

Le principe du fonctionnement des barrettes linéaires de transducteurs assurant un balayage sectoriel est similaire à celui du "Beam Forming" en imagerie sous-marine, mais il est utilisé ici dès l'émission. Ainsi, en appliquant une impulsion d'émission décalée linéairement dans le temps d'un transducteur à l'autre (en plus de la loi cylindrique de retards focalisante), on oriente le faisceau focalisé d'émission d'un angle θ avec la normale à la barrette (voir Figure I.4) selon une loi en:

$$\Delta\tau_\theta(x_n) = \frac{\sin\theta}{c} x_n$$

qu'on peut modifier d'un tir à l'autre. On utilise alors à la réception un procédé de focalisation oblique qui combine à la fois les corrections de retard linéaire et cylindrique nécessaires pour reconnaître les cibles orientées suivant l'angle θ. Il est important de préciser que ce type de barrette est décrit outre-Atlantique sous le nom de "Phased Array". Cette terminologie vient du fait que très souvent les lignes à retard peuvent être remplacées par des circuits déphaseurs. Il faut noter ici que la technologie de ces barrettes est plus délicate que celle des barrettes à balayage linéaire. Si on veut pouvoir obtenir des ouvertures angulaires importantes (un champ de 90° est une ouverture type), il est en effet nécessaire d'avoir un réseau de

Formation de voies

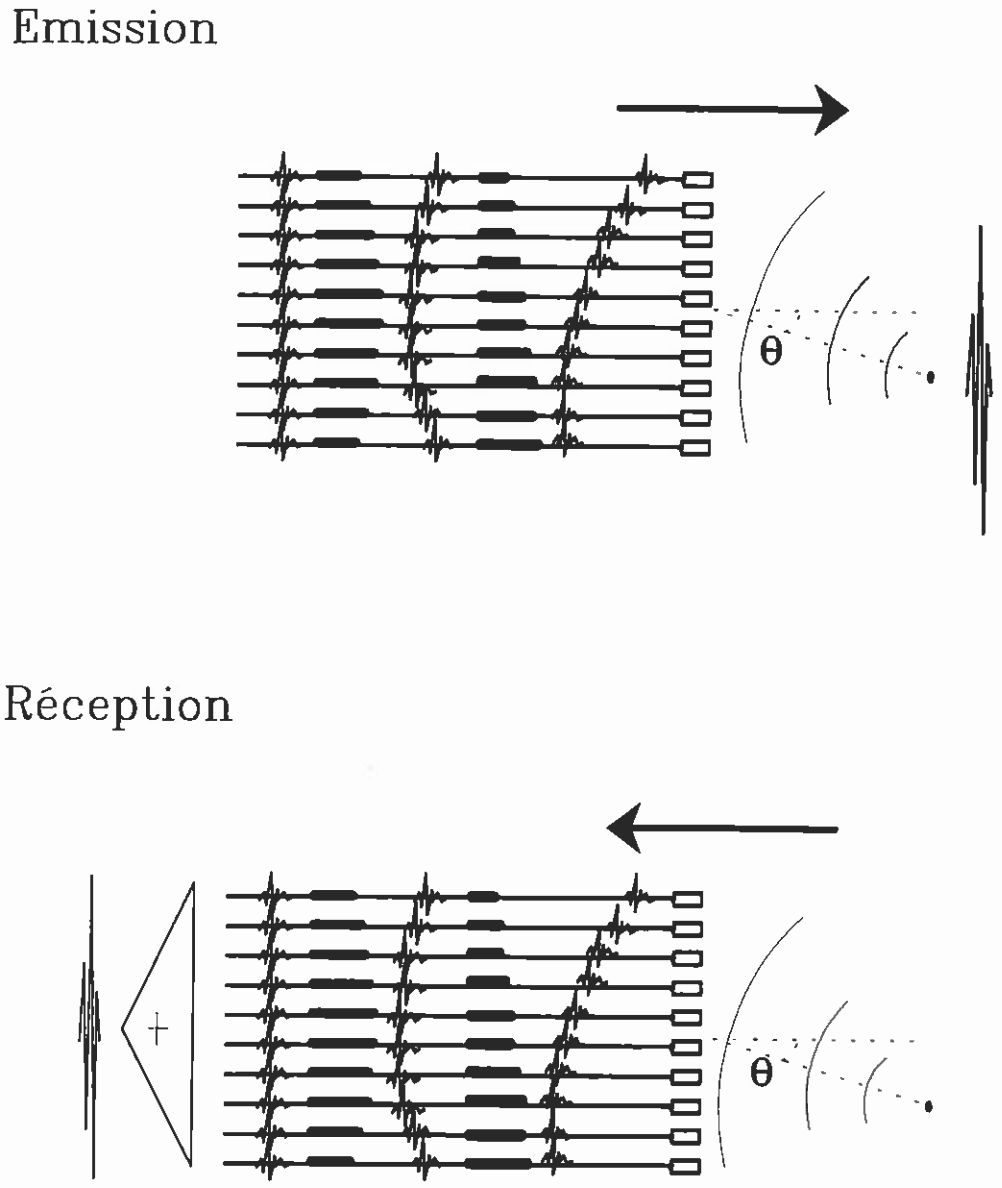


Fig. I.4 *Formation de voies sur une barrette linéaire de transducteurs. En plus de la focalisation électronique, un balayage sectoriel du milieu est réalisé en appliquant une loi de retards complémentaire destinée à orienter le faisceau d'un angle θ avec la normale à la barrette. L'impulsion d'émission est ainsi décalée linéairement dans le temps d'un transducteur à l'autre. En réception, on utilise un procédé de focalisation oblique qui compense les retards de propagation dus à la profondeur focale désirée selon l'angle θ.*

transducteurs ayant un pas inférieur ou égal à la demi-longueur d'onde, afin d'éviter l'apparition de lobes de réseau dans l'ouverture angulaire. Ces lobes de réseau limitent très fortement la dynamique du système. Actuellement, les systèmes échographiques médicaux à "Phased Array" sont à la fois les plus répandus et ceux donnant les meilleures images grâce à une focalisation en émission et en réception pour chaque cellule de résolution de chaque ligne d'image.

I.2 QUALITE DE L'IMAGE - FACTEURS DE DEGRADATION.

La qualité des images médicales ultrasonores est variable selon les patients. La question fondamentale est de savoir pourquoi la qualité change d'un patient à l'autre. Si on détermine les facteurs assurant la qualité d'une image ultrasonore, on est alors capable d'améliorer la qualité des images. Pour cela, examinons le processus de formation d'une image.

I.2.1 Réalisation de l'image.

Lorsqu'une impulsion ultrasonore rencontre une interface entre deux tissus de différentes structures, par exemple des tissus graisseux et musculaires, les ultrasons sont partiellement réfléchis et partiellement transmis. La réflexion dépend de la différence d'impédance acoustique entre les deux tissus. L'impédance acoustique d'un tissu est donnée par le produit de sa densité et de sa célérité:

$$Z = \rho c \quad , \text{avec } c = 1/\sqrt{\rho\chi}$$

où ρ est la densité, c la célérité et χ la compressibilité.

A l'interface de tissus peu denses, la réflexion est ainsi très faible et la plupart de l'énergie est transmise. L'impulsion ultrasonore est alors partiellement réfléchie mais principalement transmise à une seconde interface, de telle manière que deux impulsions vont être réfléchies vers le réseau de tranducteurs. Le signal rétrodiffusé est alors utilisé pour imager les différences de densité et/ou de compressibilité de la zone d'intérêt médical, en fonction du temps d'arrivée des échos.

Les images ultrasonores médicales établissent ainsi une carte de réflectivité bi-dimensionnelle de la zone explorée. A chaque excitation du réseau de transducteurs, un faisceau ultrasonore très fin focalisé est émis et une ligne d'image est réalisée. Les inhomogénéités insonifiées par le faisceau diffusent l'onde incidente, et l'enveloppe du signal rétrodiffusé est présentée comme une ligne de l'image. Le temps d'arrivée des échos rétrodiffusés par les inhomogénéités est représentatif de la profondeur de leurs différentes positions dans le milieu. Le zoom électronique de focalisation en réception est habituellement réalisé en considérant une vitesse du son constante dans les tissus biologiques humains et égale à 1540 m/s.

I.2.2 Qualité de l'image.

La qualité de l'image peut être décrite par deux principaux facteurs:

1- *La résolution spatiale* est déterminée latéralement par la largeur du lobe principal du faisceau et axialement par la longueur de l'impulsion transmise.

2- *Le contraste*, qui décrit la capacité à détecter de petites variations d'amplitude dans les signaux rétrodiffusés provenant de cibles très proches. La principale limite du contraste est due au bruit acoustique causé par les lobes secondaires du faisceau ultrasonore et également par de multiples réflexions de l'onde transmise (réverbérations). Le bruit électronique du système de réception limite aussi le contraste de l'image.

La résolution axiale est proportionnelle à la longueur du signal rétrodiffusé par un réflecteur ponctuel. L'émission d'une longue impulsion va par conséquent étaler l'image du point, tandis qu'une impulsion brève permet une haute résolution axiale. La résolution axiale est la même pour toutes les profondeurs d'observation et est généralement plus élévée que la résolution latérale dans les images médicales ultrasonores.

La résolution latérale est donnée par la largeur du lobe principal du faisceau émis. Cette largeur qui dépend principalement du réseau de transducteurs et de la fréquence utilisés. La résolution latérale de l'image est améliorée en utilisant un transducteur, ou un réseau de transducteurs, de rapport F/D plus faible et en émettant une impulsion de plus haute fréquence. Toutefois, l'atténuation des tissus s'applique davantage aux hautes fréquences qu'aux basses fréquences. Pour les milieux fortement atténuants, les basses fréquences deviennent donc prédominantes dans le signal rétrodiffusé et dégradent ainsi la résolution latérale attendue en fonction de la fréquence émise. Un effet significatif est l'élargissement du lobe principal du faisceau ultrasonore lors de la focalisation en émission.

Le contraste peut être redéfini comme la capacité à afficher en noir une région de la zone d'intérêt médical qui ne présente aucun diffuseur. Un réseau de transducteurs idéal doit alors émettre un champ de pression qui se propage en faisceau très fin, c'est à dire un faisceau au lobe principal très étroit et aux lobes secondaires aussi faibles que possible par rapport au lobe principal. Si les lobes secondaires sont trop importants, de forts réflecteurs insonifiés par les lobes secondaires peuvent rétrodiffuser plus d'énergie que de faibles réflecteurs insonifiés par le lobe principal. Dans ce cas, si on veut focaliser dans une petite zone de milieu homogène et que les lobes secondaires du faisceau insonifient des tissus inhomogènes (présentant des différences de densité et/ou de compressibilité), l'écho rétrodiffusé provient des tissus inhomogènes, alors que l'énergie du lobe principal n'est pas réfléchie du tout puisque l'eau est homogène. La zone d'eau qui aurait dû être représentée en noir dans l'image sera par conséquent représentée comme incluant de faibles diffuseurs.

Un des problèmes majeurs de l'imagerie médicale ultrasonore est de maintenir un bon niveau de contraste et donc d'éviter tout lobe secondaire parasite. Il ne suffit pas d'avoir une bonne résolution latérale à -6 dB, il faut aussi s'assurer que le diagramme de focalisation décroisse très régulièrement et ne présente pas de lobes lointains.

I.2.3 Aberrations.

Des aberrations de phase interviennent lorsque la vitesse du son fluctue dans le milieu de propagation. Un réseau de transducteurs est focalisé physiquement ou électroniquement en un certain point focal. Si le milieu est homogène, la loi des retards de focalisation est choisie afin que tous les signaux émis par les éléments du réseau arrivent au même instant au point focal et y interfèrent constructivement. En dehors du point focal, les signaux émis interfèrent destructivement. Pour les barrettes linéaires de transducteurs, la loi de retards utilisée pour la focalisation, en émission comme en réception, compense donc exactement les délais de propagation liant chaque transducteur du réseau au point focal et réalise ainsi un filtre adapté au point focal désiré.

En fait, les tissus biologiques sont inhomogènes et la vitesse du son y fluctue d'environ 10% (en cas de présence d'os, les fluctuations sont encore plus importantes ≈100%). Le temps de propagation entre différents éléments du réseau et le point focal varie donc également. Les temps de propagation différents ne sont donc plus compensés exactement par la loi de retards calculée sous l'hypothèse d'une vitesse du son constante. Ils entraînent des aberrations de phase et empêchent une interférence constructive correcte au point focal désiré. Ceci se traduit par un "étalement" du lobe principal du faisceau ultrasonore. L'interférence destructive des signaux autour du point focal est elle aussi affectée. Les aberrations de phase provoquent ainsi des focalisations et des défocalisations locales du champ de pression autour du point focal.

La décroissance du lobe principal et la remontée des lobes secondaires réduisent le contraste. L'effet d'importantes aberrations de phase est illustré par les images présentées Figure I.5 [8]. L'image du haut présente un échantillon de viande immergé dans de l'eau à 37°. L'objet blanc représente l'échantillon et la zone grisée située en-dessous les réverbérations. Les divers points gris parsemant l'image sont supposés causés par des réflexions sur de petites bulles d'air présentes dans l'eau. L'onde s'est ici propagée dans l'eau et n'a pas été perturbée par des aberrations de phase.

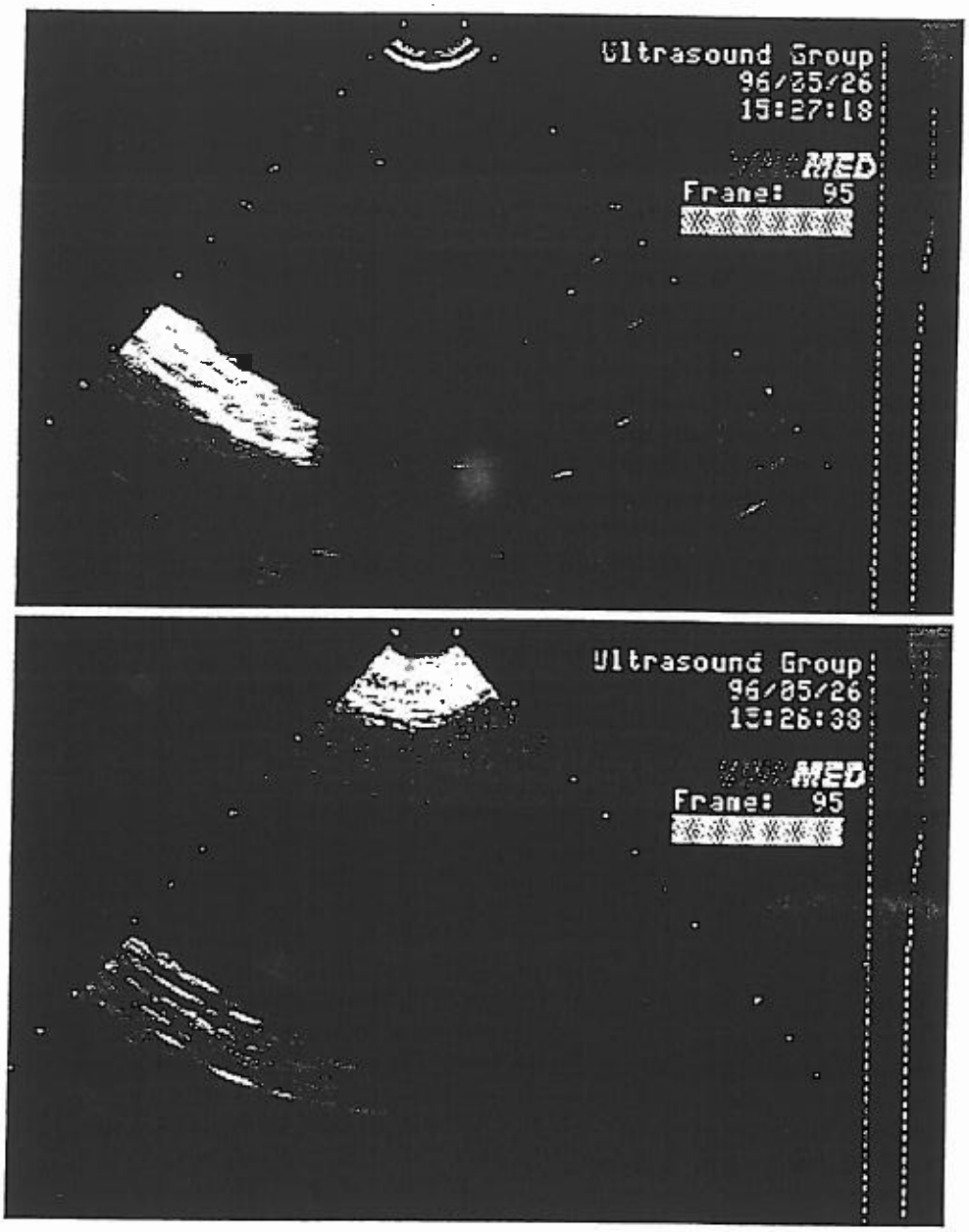


Fig. I.5 *Exemple de distorsions causées par des inhomogénéités acoustiques. Un échantillon de viande est imagé dans l'eau dans l'image du haut, et le même échantillon est imagé à travers 15 mm de tissu inhomogène dans l'image du bas. Les aberrations de phase engendrées par la propagation à travers l'échantillon inhomogène réduisent la résolution latérale et le contraste de l'image du bas par rapport à celle du haut.*

Dans l'image du bas, une couche de viande doublée d'une couche graisseuse est placée entre le réseau de transducteurs et l'objet représenté dans l'image du haut. La vitesse du son dans l'échantillon intercalé a été mesurée de 1437 m/s dans le gras et de 1594 m/s dans la viande. Ces valeurs sont proches de celles mesurées dans le gras et le muscle humains [9]. Les différences de vitesse du son dans le milieu de propagation causent des aberrations de phase qui défocalisent le faisceau ultrasonore. Les effets de décroissance du lobe principal et de remontée des lobes secondaires dus aux aberrations de phase peuvent être observés en comparant les deux images obtenues avec le même gain.

La brillance réduite de l'objet imagé et le fait que les petites bulles d'air ne sont plus visibles dans l'image montrent que l'intensité du lobe principal est réduite par propagation au travers d'un échantillon de tissu inhomogène. Ceci est dû en partie à l'atténuation ultrasonore de cet échantillon. D'autre part, la perte d'énergie du lobe principal vers les lobes secondaires, et donc la perte de contraste, est aussi due aux distorsions de phase engendrées au cours de la propagation au travers de l'échantillon intercalé. La résolution axiale de l'image du bas reste bonne, mais la résolution latérale est sévèrement altérée.

I.3 CORRECTION DES ABERRATIONS.

Le fonctionnement des systèmes échographiques utilisant des "Phased Array" repose sur l'hypothèse d'une vitesse du son constante dans les tissus humains, typiquement 1540 m/s. Cette vitesse supposée constante est utilisée pour calculer les retards qui assurent que tous les signaux émis par les transducteurs du réseau arrivent en phase au point focal désiré. Ces calculs prennent en compte la distance géométrique séparant chaque élément transducteur du point focal et la vitesse du son. La vitesse du son dans la plupart des tissus varie entre 1440 m/s dans le gras et 1580 m/s dans le muscle. Ces variations génèrent des aberrations de phase des faisceaux qui dégradent la focalisation. D'autre part, des modulations d'amplitude sont aussi observées. Elles proviennent soit de l'atténuation des tissus, soit d'effets d'interférence et de diffraction. La taille et les effets de ces différentes aberrations ont été étudiés dans la littérature et différentes méthodes de correction ont été suggérées. Nous en proposons une revue.

I.3.1 Distorsion du faisceau due aux tissus.

En 1966, Thurstone et Mc Kinney [10] prédisaient que les fluctuations de l'onde acoustique générées par la propagation au travers des tissus limiteraient les performances des systèmes d'imagerie. White et al. (1969) [11] furent les premiers à examiner comment les faisceaux ultrasonores étaient distordus par les tissus biologiques. Ils étudièrent la déformation du champ ultrasonore due à la propagation au travers du crâne. La vitesse du son dans le crâne est deux fois supérieure à la vitesse moyenne dans les tissus, et une onde se propageant au travers est fortement atténuée et distordue. La déviation et la distorsion du faisceau mesurées expliquent pourquoi l'imagerie ultrasonore du cerveau à travers un crâne adulte est si décevante. Halliwell et Mountford (1973) [12,13] furent les premiers à examiner la distorsion de faisceaux ultrasonores lors de leur propagation in vivo. Ils comparèrent la forme d'une section de faisceau après la traversée d'un mollet humain avec celle d'une section de faisceau propagé dans l'eau à la

même profondeur. Le faisceau issu du mollet était distordu comparativement à celui obtenu dans l'eau, mais la déviation et les distorsions étaient, bien entendu, beaucoup moins importantes qu'au travers du crâne.

Distorsion du lobe principal de la tache focale.

Halliwell (1978) [14] étudia la propagation d'un faisceau ultrasonore au travers du sein. Utilisant un transducteur de 19 mm de diamètre à 2,25 MHz, il trouva que le faisceau était dévié aléatoirement jusqu'à 10 mm hors d'axe dans certains cas. Il mesura également un large étalement du faisceau.

Pour évaluer comment un faisceau ultrasonore focalisé est défocalisé par propagation au travers d'un tissu biologique, la largeur à -6 dB du faisceau est choisie comme critère de focalisation. Foster et Hunt (1979) [15] mesurèrent en transmission l'étalement du lobe principal de faisceaux focalisés au travers de divers tissus ainsi que dans l'eau. La largeur à -6 dB du faisceau était la plus faible dans l'eau, plus large dans le foie, encore plus large dans un tissu tumoral et beaucoup plus large dans le sein. Une expérience réalisée sur des échantillons de foie montra que l'étalement augmentait avec l'épaisseur du tissu et dépendait de la fréquence utilisée. La baisse de la fréquence moyenne lors de la propagation dans un milieu atténuant provoque un élargissement du faisceau. L'atténuation due à la fréquence expliqua en partie l'élargissement du faisceau dans le cerveau, mais pas celui dans le sein. Les aberrations de phase dues aux variations de vitesse du son sont majoritairement responsables de la distorsion et de l'étalement du faisceau dans le sein. Foster et Hunt tentèrent alors de réduire la largeur à -6 dB du faisceau dans la zone focale en diminuant le nombre d'ouverture (F/D). Ils montrèrent que pour le sein, le nombre d'ouverture optimal se situe en dessous de 3 pour un transducteur à 4,1 MHz.

Moshfeghi et Waag (1988) [16] mesurèrent des effets similaires. Ils étudièrent en mode échographique (en émission-réception) le faisceau provenant d'un petit réflecteur sphérique pour une impulsion émise à 3 MHz. La largeur à -6 dB était environ 15% plus large dans le sein que dans l'eau pour un transducteur de 19 mm, et l'élargissement pour un transducteur de 50 mm

était approximativement de 35%. La largeur à -6 dB était environ 10% plus large dans le foie que dans l'eau pour le transducteur de 19 mm, et l'élargissement pour le transducteur de 50 mm était approximativement de 25%. La profondeur d'observation était de 50 mm. Malgré cet élargissement, la largeur à -6 dB du faisceau décroît en diminuant le nombre d'ouverture de 2,6 à 1 pour le foie et le sein.

Distorsion des lobes secondaires de la tache focale.

Les propriétés de focalisation du réseau de transducteurs estimées d'après la largeur du lobe principal à -6 dB déterminent la résolution de l'image. Pour évaluer le contraste, il faut ainsi considérer le niveau relatif des lobes secondaires. Moshfeghi et Waag (1988) [16] ont observé que le niveau des lobes secondaires augmente dans les tissus. Sur la plupart des échantillons de sein, le niveau des lobes secondaires atteignait -10 dB, tandis qu'il était de -30 dB ou moins pour des échantillons de foie de même épaisseur.

O'Donnell et Flax (1988) [17] ont examiné in vivo des images du foie pour mettre en évidence la distorsion du front d'onde. Les mesures de distorsions de phase furent faibles pour tous les sujets présentant des images de bonne qualité. Au contraire, d'importantes aberrations de phase furent mesurées pour ceux présentant des images de mauvaise qualité. La modulation d'amplitude sur l'ouverture du réseau s'avéra faible pour tous les sujets. La conclusion de cette étude fut que l'absence d'aberrations de phase significatives était une condition nécessaire pour obtenir des images de bonne qualité avec des "Phased Array".

Trahey et al. (1991) [18] simulèrent des profils de faisceaux ultrasonores à partir des aberrations de phase mesurées sur 22 seins. Les simulations montrèrent que les aberrations de phase du sein dégradent significativement la qualité de l'image pour les tailles et les fréquences de transducteurs utilisés typiquement pour le sein.

I.3.2 Mesure de la distorsion du front d'onde.

Une étude destinée à mesurer la modulation d'amplitude et les aberrations de phase que subit une onde plane en traversant des tissus fut publiée par Aindow et Chivers en 1988 [19]. Les échantillons de tissus étaient des tranches de foie de boeuf frais de 10 mm d'épaisseur provenant de deux animaux différents. Les échantillons étaient immergés dans un liquide de vitesse du son similaire, de manière à éviter les effets d'aberrations de phase dues aux surfaces non planes entre l'échantillon et le liquide. Ils mesurèrent à la fois les variations de phase et d'amplitude avec un hydrophone de 0.55 mm de diamètre se déplaçant sur un axe très proche de l'échantillon. L'amplitude normalisée variait ainsi de 0,6 à 1 et les fluctuations de phase allaient de 0° à 70° à la fréquence de 948 kHz.

Krämmer et Hassler (1987) [20] mesurèrent les fluctuations de retards causés par la propagation au travers de la paroi abdominale située devant le foie. Ils déterminèrent que la distorsion du front d'onde varie significativement d'un sujet à l'autre. Les échantillons constitués de peau et d'une couche graisseuse provoquent des fluctuations de retards d'environ 20 ns, alors que ceux constitués de peau, de gras et d'une couche musculaire entraînent des retards allant de 10 ns à 117 ns. Ils ne commentèrent pas la provenance de ces aberrations de phase, à savoir si elles étaient dues à l'interface rugueuse entre le gras et le muscle ou bien aux interfaces non planes entre l'échantillon et l'eau.

Sumino et Waag (1991) [21] mesurèrent également les aberrations de phase en transmission au travers de la paroi abdominale. Les échantillons étaient placés dans l'eau à température ambiante pendant les mesures.

Une amélioration majeure fut apportée par Hinkelman et al. [22]. Ils firent les mesures à la température du corps humain. Cette étude était motivée par des résultats expérimentaux montrant que la vitesse du son dans des tissus mammaires change avec la température et que cette variation dépend du type de tissu [23]. La vitesse du son dans le gras et dans le muscle varient ainsi dans des directions opposées lorsque la température augmente. Les 14 échantillons de paroi abdominale utilisés étaient constitués de peau, d'une couche graisseuse, d'une faible

couche de muscle, et de la membrane péritonéale. Leur épaisseur variait de 10 à 35 mm. Les couches externes de la paroi abdominale sont la peau et la membrane péritonéale qui sont lisses. Les distorsions dues aux irrégularités des interfaces eau-échantillon sont donc considérées comme négligeables. Les échantillons étaient conservés gelés jusqu'à ce qu'ils soient employés pour les mesures. Les donneurs étaient des adultes de 54 à 96 ans. Les aberrations furent mesurées dans un plan immédiatement après la traversée de l'échantillon. Pour les 14 échantillons différents, la variance des fluctuations de retards était de 43 ns. La longueur de corrélation associée était de 7,9 mm. Ces valeurs donnent des informations pour choisir un réseau de transducteurs de géométrie optimale et pour décider quelle fréquence donne une meilleure focalisation à travers la paroi abdominale.

Mesure des distorsions dans le sein - Importance de la modulation d'amplitude.

Trahey et al. (1991) [18] mesurèrent des aberrations de phase dans le sein de l'ordre de 17,3 ns jusqu'à 50 ns avec une moyenne de 36 ns. La direction du faisceau émis est aussi affectée. La moyenne de déviation du faisceau, sur 22 volontaires, était de 0,76° avec une mesure maximale de 4,1°. Il ne fut pas observé de changement significatif dans la forme des signaux reçus. Le coefficient de corrélation entre signaux d'éléments transducteurs voisins était élévé aussi bien dans l'eau que dans les tissus.

La modulation d'amplitude dans le sein fut mesurée par Zhu et Steinberg (1994) [24]. Leurs mesures montrent que la modulation d'amplitude engendrée par la propagation à travers le sein est proche d'une distribution Rayleigh. L'amplitude fut normalisée en la divisant par l'amplitude obtenue à travers de l'huile. L'amplitude moyenne était de 0,89 avec une variance de 0,52. Les mesures ne furent pas réalisées par un petit hydrophone, mais par un élément transducteur de taille $4\lambda \times 26\lambda$. Des expériences réalisées en émettant une brève impulsion montrent qu'il existe des retards relatifs de plus de 2µs. Ils en conclurent que la forte diffusion et/ou la forte réfraction sont la principale source de distorsion du front d'onde dans le sein.

Formes de faisceau dues à des aberrations de phase typiques.

Pour évaluer quelle part des distorsions de faisceau ultrasonore est effectivement due aux aberrations de phase, Trahey et al. (1991) [18] utilisèrent des loi de phases mesurées après propagation dans le sein comme données d'un programme de simulation. Le programme calcule alors la forme du faisceau en transmission. Ils trouvèrent que les distorsions sont plus importantes pour le niveau de lobes secondaires. Un exemple d'expérience réalisée avec un transducteur de 13,2 mm de diamètre à 5 MHz et avec un nombre d'ouverture de 3,8 mesure respectivement une augmentation de 13% / 19% / 86% de la largeur du lobe principal à -6 dB / -10 dB / -20 dB en introduisant des aberrations de phase typiques pour le sein. La perte d'amplitude maximale du lobe principal fut de 45%.

Formes de faisceau dues à des aberrations typiques d'amplitude.

Odegaard (1995) [25] simula en transmission differentes formes de faisceau causées par des aberrations typiques de phase et d'amplitude mesurées à travers la paroi abdominale [22]. Les simulations furent réalisées pour un réseau de 128 transducteurs , d'ouverture 50 mm et focalisé à 100 mm. Les erreurs de phase et d'amplitude furent reportées sur chaque voie du réseau à une impulsion de fréquence centrale 3,5 MHz. Le niveau de lobes secondaires fut alors 10 à 15 dB plus élevé que le niveau observé sans aberration. Après une correction des aberrations de phase, la modulation d'amplitude seule provoque tout de même une remontée des lobes secondaires de 5 à 10 dB par rapport au cas idéal.

En conclusion, les différentes mesures expérimentales faites à travers des tissus comme ceux du sein, ou de la paroi abdominale, montrent que non seulement la phase des faisceaux est distordue par les aberrations, mais l'amplitude du faisceau est aussi fortement modulée.

I.3.3 Correction des aberrations de phase.

Les aberrations de phase dues à la propagation à travers les tissus dégradent la focalisation du faisceau ultrasonore. Elles augmentent en utilisant un signal de fréquence plus élevée. Ceci limite la possibilité d'améliorer la qualité de l'image par augmentation de la fréquence de travail. Le principal effet est d'élargir le lobe principal, de remonter le niveau des lobes secondaires et de dégrader ainsi la résolution et le contraste de l'image. Les aberrations d'amplitude provoquent un effet similaire mais moindre, ce qui pousse à corriger prioritairement les aberrations de phase plutôt que les modulations d'amplitude. Pour cela, plusieurs méthodes furent proposées.

Smith et al. (1986) [26] étudièrent l'image d'un organe à travers une couche plane de tissu, se rapprochant ainsi de l'imagerie du foie à travers la paroi abdominale ou de celle du cerveau à travers le crâne. Ils conclurent que l'interface gras/foie (1470 m/s - 1600 m/s) ne dégrade pas la qualité de l'image de manière significative alors que l'interface crâne/cerveau (3200 m/s - 1600 m/s) dégrade fortement la résolution. A partir de ce modèle d'écran plan aberrateur et des lois de Snell, des retards correcteurs furent trouvés par itération. Cette technique de correction améliore la focalisation à travers un écran plan.

Pour corriger des aberrations de phase arbitraires, des méthodes plus complexes sont nécessaires. L'idée principale est d'adapter les corrections de phase aux aberrations observées dans les signaux reçus en provenance de la zone focale par les différents transducteurs du réseau. Nous présentons un ensemble de méthodes de correction d'aberrations de phase proposées pour l'imagerie médicale ultrasonore.

Correction d'aberrations de phase utilisant des méthodes de corrélation.

Flax et O'Donnell (1988) [27] étudièrent l'estimation des retards destinés à corriger les aberrations de phase subies en champ proche par une méthode d'intercorrélations. Ils montrèrent qu'une procédure itérative de correction de phase peut être utilisée pour obtenir une

estimation précise des différences de temps d'arrivée entre signaux provenant de réflecteurs ponctuels ou même d'une distribution de réflecteurs aléatoire. Chaque étape repose sur l'intercorrélation des signaux reçus sur des transducteurs voisins du réseau. L'abscisse du maximum de la fonction d'intercorrélation détermine le retard relatif entre les deux signaux. A chaque itération, la loi d'aberrations de phase estimée sur toute l'ouverture du réseau est utilisée de façon inverse (les retards relatifs sont inversés pour compenser ceux engendrés par la propagation) pour corriger en émission et en réception le prochain tir. Il n'est pas nécessaire d'itérer le processus si un réflecteur ponctuel existe.

La méthode fut testée expérimentalement [28] pour des aberrations de phase engendrées par une plaque de 1,5 mm d'épaisseur présentant des rainures et accolée au réseau de transducteurs. L' objet observé était un fantôme en gel-graphite AIUM utilisé pour l'étude de la résolution. Une région de 20 mm de long observée au centre de l'image et contenant des réflecteurs diffus fut utilisée pour estimer la correction à apporter. La correction fut apportée à chaque faisceau utilisé pour créer l'image. Trois itérations donnèrent de bonnes améliorations. L'expérience montra ainsi qu'une correction de phase itérative utilisant des signaux provenant de réflecteurs diffus peut grandement améliorer la qualité des images dégradées par les inhomogénéités de vitesses du son présentes en champ proche.

D'autres méthodes d'estimation des aberrations de phase ont été proposées. Karaman et al. (1993) [29] ont présenté une méthode numérique efficace pour estimer les aberrations de phase en imagerie ultrasonore. La méthode repose sur l'estimation des retards relatifs entre signaux reçus sur des transducteurs voisins par minimisation de la somme des différences absolues entre ces signaux. Les performances attendues sont de l'ordre de celles obtenues par une méthode d'intercorrélation.

Les éléments déficients du réseau de transducteurs sont un problème dans les méthodes d'intercorrélations. Les éléments défectueux et ceux recevant des signaux indésirables comme de fortes réverbérations doivent être considérés comme manquants. Trahey et al. (1991) [30] montrèrent que d'importantes erreurs d'estimation des aberrations de phase interviennent si ces

éléments contribuent à l'estimation par intercorrélations. O'Donnell et Engeler (1992) [31] montrèrent que ce problème peut être surmonté en détectant d'abord les éléments défectueux du réseau puis en estimant les aberrations de phase avec les éléments "actifs" les plus proches. En calculant l'amplitude moyenne des signaux reçus et la variance moyenne de l'enveloppe du signal, on peut identifier les éléments inopérants et ceux présentant des signaux fortement non-amortis. Ces deux types d'éléments ne doivent pas participer à l'estimation par intercorrélations et, si leur défectuosité est confirmée en émission, il faut considérer leur déconnexion du système d'émission-réception. Les éléments défectueux peuvent aussi être détectés en comparant l'écart-type du signal reçu sur chaque voie du réseau. Karaman et al. (1994) [32] comparèrent les méthodes d'intercorrélations normalisées et de somme des différences absolues en présence d'éléments défectueux. Ils conclurent que ces deux méthodes présentaient des performances comparables.

Pour les méthodes d'intercorrélations, les signaux reçus sur des transducteurs voisins doivent avoir des formes temporelles similaires, de manière à obtenir un pic distinct d'intercorrélation entre deux signaux. Dans le cas contraire, le pic d'intercorrélation peut donner une estimation imprécise, ou même inexacte, du retard relatif entre les deux signaux. Ainsi, un réflecteur ponctuel donnera lieu à un pic distinct d'intercorrélation, contrairement à un ensemble de réflecteurs diffus.

Correction d'aberrations de phase utilisant un facteur de qualité.

Un facteur de qualité est un paramètre de l'image qui augmente de façon monotone lorsque l'image s'améliore. La correction d'aberrations de phase utilisant un facteur de qualité fut utilisée avec succès en optique. Buffington et al. (1977) [33] construisirent et mirent au point un télescope optique utilisant six miroirs mobiles pour compenser les distorsions engendrées par l'atmosphère. Un asservissement ajustait les miroirs en temps réel pour maximiser l'intensité de la lumière passant par une fente du plan de l'image. Dans cette expérience de diffraction,

l'algorithme opéra avec succès. Pour appliquer une méthode similaire, l'imagerie ultrasonore requiert un facteur de qualité s'appliquant aux tissus biologiques.

Hirama et al. (1982) [34] proposèrent une méthode adaptative pour réaliser des images à travers une couche inhomogène placée contre le réseau de transducteurs. L'estimation des inhomogénéités se faisait avant la reconstruction de l'image. Elle s'effectuait élément par élément. Pour chaque élément supplémentaire considéré, la phase était ajustée jusqu'à maximiser le critère de focalisation. Ce critère était le degré de corrélation entre signaux transmis et signaux réfléchis par l'objet observé. Ce critère de focalisation est applicable à un réflecteur ponctuel, mais pas à un ensemble de réflecteurs diffus.

Dans les images médicales ultrasonores, il y a beaucoup de speckle et peu de forts réflecteurs. Le speckle se manifeste par un aspect granuleux de toute la surface de l'image. Il est donc important de trouver un facteur de qualité applicable à une région de l'image dominée par le speckle. Un tissu générateur de speckle est modélisé par la présence de petits diffuseurs indépendants, en nombre suffisant pour qu'ils soient nombreux dans une seule cellule de résolution du système d'imagerie [35]. Wagner et al. (1983) [36] montrèrent que l'allure du speckle était directement liée au diagramme de directivité du réseau de transducteurs utilisé. La taille d'une cellule de speckle est comparable à celle d'une cellule de résolution: la taille axiale d'une cellule de speckle est proportionnelle à la longueur de l'impulsion émise et sa taille latérale est proportionnelle à la largeur du faisceau ultrasonore. Trahey et Smith (1988) [37] étudièrent le speckle en présence d'aberrations de phase. Ils trouvèrent que la brillance moyenne du speckle est sensible à de faibles aberrations de phase. La brillance est définie comme l'enveloppe du signal reçu (les images ultrasonores présentent la brillance des signaux après focalisation en réception et sommation). Des simulations et des mesures montrèrent que la brillance moyenne du speckle décroissait lorsque les aberrations de phase augmentaient.

Nock, Trahey, et Smith (1989) [38] proposèrent alors d'utiliser la brillance du speckle comme facteur de qualité pour la correction des aberrations de phase. Les retards relatifs entre signaux d'un réseau de transducteurs "phased array" sont alors modifiés élément par élément

pour maximiser la brillance moyenne du speckle dans une région d'intérêt de l'image. Cet algorithme de maximisation de la brillance a été développé pour une correction adaptative en émission comme en réception. Les arguments théoriques pour cette méthode font état d'une optimisation du faisceau en émission-réception, mais la méthode peut fonctionner également uniquement en réception. Ceci peut être expliqué par le fait que les signaux reçus sur des transducteurs voisins, en provenance d'une région générant du speckle, sont corrélés.

Mallart et Fink (1994) [39] suggérèrent un moyen d'utiliser cela comme critère de focalisation. Leur critère comparait l'intensité moyenne du signal après focalisation en réception et sommation par rapport à la somme de l'intensité moyenne de chaque élément. Basé sur l'inégalité de Cauchy-Schwartz, ce critère varie entre 0 et I. Ils conclurent que, pour des faisceaux corrigés, la corrélation entre signaux reçus sur des éléments voisins augmentait et que le critère de focalisation augmentait également. On peut remarquer que pour une focalisation parfaite, le critère de focalisation peut être inférieur à I. Il prend la valeur optimale de I uniquement lorsque les signaux sont identiques sur toutes les voies du réseau. Ceci n'arrive que lorsque le champ de pression reçu émane d'un réflecteur ponctuel unique et non de réflecteurs diffus. La valeur optimale pour un milieu diffuseur dans la zone focale d'un réseau linéaire de transducteurs est de 2/3 [39].

I.4 MODELISATION - LIMITES DES TECHNIQUES DE CORRECTION.

Bien que les techniques de correction d'aberrations de phase présentées soient attirantes, les résultats expérimentaux observés in-vivo sont décevants dans de nombreux cas. Ces techniques de correction souffrent d'une restriction importante: elles se réduisent à déterminer une loi de retards compensatrice. La focalisation électronique par lignes à retards en amont d'un réseau de transducteurs est une technique valable en milieu homogène. Elle permet également de corriger les effets engendrés par une fine couche aberratrice placée contre le réseau de transducteurs et n'introduisant que des retards aléatoires d'un transducteur à l'autre. Toutefois, dans la plupart des cas, les inhomogénéités acoustiques ne sont pas localisées uniquement au voisinage du réseau, mais sont distribuées dans tout le volume exploré (ou dans le plan de coupe, en échographie B). Une onde impulsionnelle originaire d'une source ponctuelle et se propageant dans un tel milieu inhomogène n'est pas seulement retardée par les inhomogénéités. La forme spatiale et temporelle de l'onde reçue par le réseau de transducteurs est distordue par la refraction, la diffraction et les multiples diffusions. D'importantes modulations d'amplitude sont observées à travers la plupart des tissus.

Les techniques de lignes à retards peuvent corriger uniquement les aberrations de phase. Une compensation d'amplitude est aussi requise pour corriger la modulation d'amplitude affectant le front d'onde. Cependant, pour des signaux large bande tels que ceux utilisés en mode pulsé, chaque composante spectrale du front d'onde est soumise à une différente distorsion de phase et d'amplitude. Pour cette raison, une focalisation optimale ne peut être réalisée en mode impulsionnel par des techniques de lignes à retards couplées à une simple compensation d'amplitude dans le plan d'ouverture du réseau.

Un modèle relativement simple des inhomogénéités rencontrées dans les tissus biologiques va nous permettre d'étudier les limites des techniques employant des lignes à retards et de comprendre les échecs subis lors des expériences *in vivo*. Ce modèle fait appel à un aberrateur fin

jouant le rôle d'un écran de phase aléatoire qui, en fonction de sa position dans le faisceau, distordra le champ acoustique.

I.4.1 Modélisation.

Pour modéliser les inhomogénéités acoustiques du milieu, nous avons choisi un modèle d'aberrateur fin constitué d'une fine couche de silicone de vitesse du son à peu près égale à 1200 m/s. Ses propriétés sont celles d'un écran de phase aléatoire. Il n'introduit donc que des retards variables dus à son épaisseur locale sans aucune diffraction interne. Le profil d'épaisseur de l'aberrateur présente une succession de cannelures dans l'axe azimutal du réseau de transducteurs. L'aberrateur possède donc une face plane et une face "bosselée", son épaisseur variant de 2 à 3 mm. C'est un aberrateur 2D, c'est à dire que son profil d'épaisseur ne varie pas en élévation.

La longueur de cohérence de l'aberrateur est définie comme la distance moyenne nécessaire pour que la différence des retards engendrés par deux points différents de l'aberrateur soit supérieure à un huitième de période du signal [*"Introduction à l'optique de Fourier et à l'holographie"*, J.W. Goodman, Masson]. D'après le profil de l'aberrateur, la longueur de cohérence calculée est d'environ 12 mm à 3 MHz. L'écart-type des déphasages introduits est environ d'une demi-période de signal. Toutefois, l'absorption dans le silicone est plus importante que dans les tissus biologiques. Cette différence avec les tissus est négligeable compte tenu de la minceur de l'aberrateur.

Nous avons réalisé des expériences de focalisation en émission au travers de cet aberrateur. Ces expériences sont destinées, dans un premier temps, à vérifier la validité du modèle en reproduisant les effets observés in vivo ou lors des études sur divers échantillons de tissus. Dans un second temps, elles tendent à définir les limites de corrections d'aberrations de phase associées aux "phased arrays".

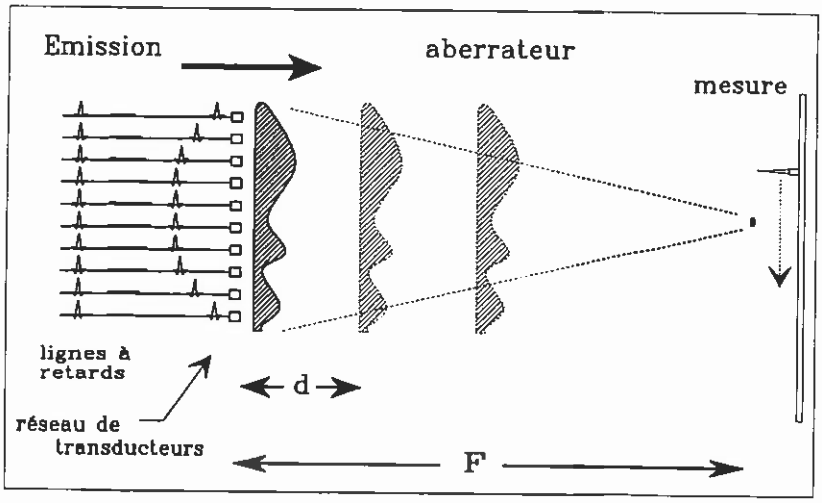
I.4.2 Focalisation conventionnelle.

Nous utilisons pour ces expériences une barrette de transducteurs d'origine médicale. Il s'agit d'un réseau linéaire de 64 transducteurs piezo-électriques, de fréquence centrale 3 MHz, large chacun de 0,6 mm et dont les centres sont espacés de 0,75 mm. L'ouverture totale du réseau est donc précisément de D = 47,25 mm. Le plan focal choisi est situé à 90 mm du réseau en raison d'une lentille de caoutchouc placée devant les transducteurs et favorisant la résolution en élévation à cette distance. Le nombre d'ouverture est donc de $F/D = 90/47,25 = 1,9$. Le point focal désiré est situé sur l'axe médian du réseau.

La mesure du champ de pression acoustique créé dans le plan focal en émission s'effectue par un hydrophone "aiguille" large bande dont la pointe a un diamètre de 0,6 mm. On enregistre ainsi des diagrammes de directivité obtenus jusqu'à I cm hors d'axe avec un pas d'acquisition égal à la longueur d'onde (λ = 0,5 mm). Le système électronique d'émission est composé de 64 émetteurs programmables, chaque voie d'émission étant ainsi pilotée par une mémoire numérique au travers d'un convertisseur numérique/analogique. Ces 64 émetteurs, reliés aux 64 transducteurs du réseau, fonctionnent en parallèle à l'émission.

La focalisation conventionnelle fait l'hypothèse d'une vitesse du son uniforme et connue dans le milieu. Cette hypothèse permet de calculer a priori la loi de retards cylindrique focalisant au point focal désiré. La programmation de la loi de retards dans les émetteurs programmables est particulièrement aisée. La Figure I.6 présente les diagrammes de directivité mesurés respectivement lorsque la loi cylindrique est émise dans l'eau, puis lorsqu'on place l'aberrateur contre le réseau, à 25 mm, puis à 50 mm du réseau.

L'apparence de ces diagrammes montre clairement que l'effet défocalisant maximal est obtenu lorsque l'aberrateur est placé contre le réseau. Le faisceau est alors étalé très largement. La résolution latérale à -6 dB est d'environ 6 mm et le niveau des lobes secondaires est élevé. La résolution latérale à -6 dB correspond à la focalisation par une ouverture d'émission apparente plus petite que l'ouverture de 48 mm du réseau. Ce résultat est cohérent avec les prévisions théoriques de défocalisation due à la propagation au travers d'un écran de phase aléatoire.



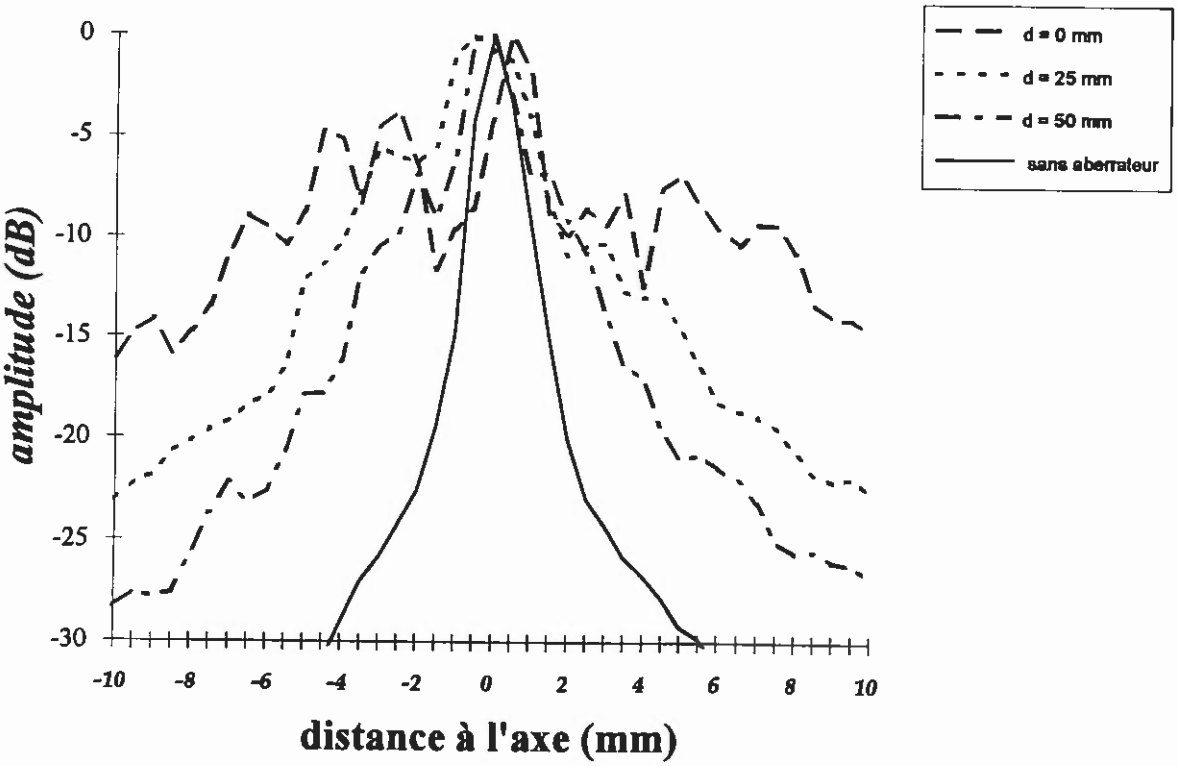


Fig. I.6 *Diagrammes de directivité obtenus dans le plan focal par émission d'une d'une loi de retards cylindrique calculée pour focaliser en milieu homogène. Les trois diagrammes correspondent à trois positions différentes de l'aberrateur intercalé: contre le réseau de transducteurs, à 25 mm, puis à 50 mm du réseau. Ils sont comparés au diagramme théorique obtenu sans aberrateur.*

En milieu homogène, la résolution latérale obtenue est proportionnelle au nombre d'ouverture F/D. Si un écran de phase aléatoire est placé contre le réseau de transducteurs, le faisceau est étalé et, en moyenne, correspond au faisceau produit par une ouverture de dimension égale à la longueur de cohérence de l'écran aléatoire. L'interprétation physique est que la cohérence du faisceau n'est assurée que sur une dimension de l'ordre de la longueur de cohérence de l'aberrateur. La Figure I.6 montre que l'étalement du faisceau est réduit lorsque la distance réseau-aberrateur augmente. Le faisceau focalisé intercepte alors une section plus faible d'inhomogénéités. En fait, pour un aberrateur situé à une distance d d'un réseau de focale F, les calculs théoriques indiquent que l'ouverture équivalente du réseau est alors proche de la longueur de cohérence de l'aberrateur multipliée par $F/F-d$.

C'est pourquoi, en imagerie ultrasonore, la proximité de la paroi abdominale ou de couches de graisses est un facteur de forte défocalisation du faisceau ultrasonore. C'est pourquoi aussi les méthodes visant à corriger l'élargissement de la tache focale en utilisant de plus grandes ouvertures font traverser au faisceau ultrasonore une plus large section aberratrice, ce qui annihile l'effet d'une plus grande ouverture. Les méthodes de correction adaptatives des aberrations de phase introduites par l'aberrateur paraissent alors être une solution à l'étalement du faisceau.

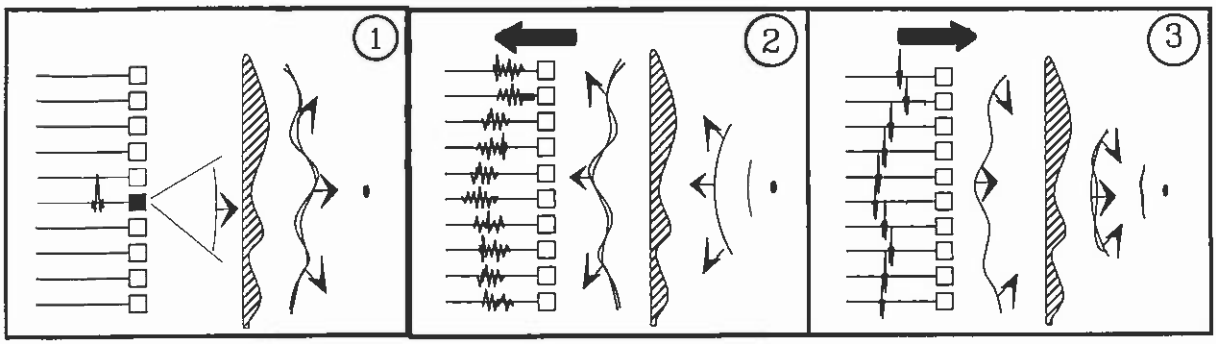
I.4.3 Focalisation par loi de retards adaptés - Méthode d'intercorrélations.

Pour restaurer la forme du faisceau, on peut essayer de compenser les différences de temps de vol entre les éléments transducteurs et le point focal désiré par des techniques adaptatives. Pour cela, la pointe de l'hydrophone aiguille est initialement utilisée comme réflecteur ponctuel situé au point focal désiré. Pour chaque position de l'aberrateur, ce réflecteur ponctuel est illuminé par une onde divergente résultant de l'émission d'une impulsion par le transducteur central du réseau (voire par quelques transducteurs centraux du réseau). L'écho rétrodiffusé provenant de la pointe de l'hydrophone est distordu par l'aberrateur et enregistré par le réseau.

64 signaux sont ainsi enregistrés en utilisant un multiplexeur connecté à un convertisseur analogique/numérique opérant à 50 MHz avec 8 bits de dynamique (une fréquence d'échantillonnage supérieure de 8 à 10 fois à la fréquence centrale des transducteurs est nécessaire pour obtenir une bonne qualité de focalisation). Les 64 signaux enregistrés sont ensuite transmis à l'ordinateur. Un algorithme d'intercorrélations sert à estimer les retards relatifs entre les signaux provenant de transducteurs voisins. Les maxima des fonctions d'intercorrélation déterminent alors la loi de retards adaptés permettant de focaliser sur le réflecteur ponctuel. Il s'agit en fait d'une estimation des retards relatifs engendrés par l'aberrateur. Leur compensation s'effectue en émettant un front d'onde dont les retards relatifs entre signaux sont l'inverse de ceux estimés, c'est à dire qu'il faut émettre le retourné temporel de la loi de retards adaptés estimée. Un nouveau champ de pression se propage alors dans le milieu. L'hydrophone aiguille reprend alors son rôle d'instrument de mesure et explore le plan focal pour mesurer le nouveau diagramme de directivité. Les diagrammes correspondant aux différentes positions de l'aberrateur sont présentés Figure I.7.

L'amélioration est flagrante par rapport aux résultats obtenus en émettant des lois de retards cylindriques. La résolution latérale à -6 dB est équivalente à celle attendue dans l'eau. Dans notre expérience, la résolution attendue est de $\lambda F/D = 0,94mm$. Toutefois, la mesure du diagramme par un hydrophone convolue la résolution latérale théorique avec le diamètre de la surface de mesure de l'hydrophone. Cette opération implique une résolution latérale à -6 dB de 1,6 mm que l'on peut remarquer dans l'eau et lorsque l'aberrateur est placé contre le réseau.

Lorsque l'aberrateur est éloigné du réseau, le lobe principal est plus large et le niveau des lobes secondaires plus élevé. Ainsi, la compensation des aberrations introduites par l'aberrateur au moyen d'une loi de retards adaptés ne corrige correctement les effets de propagation que lorsque l'aberrateur est collé au réseau de transducteurs. La compensation des aberrations par une loi de retards adaptés réalise dans ce cas un filtre adapté à la propagation d'une onde issue d'une source ponctuelle au travers d'un aberrateur collé au réseau. Lorsque l'aberrateur est éloigné du réseau, le filtre que constitue la loi de retards "adaptés" n'est plus adapté à la fonction de transfert liant le réflecteur ponctuel au réseau de transducteurs.



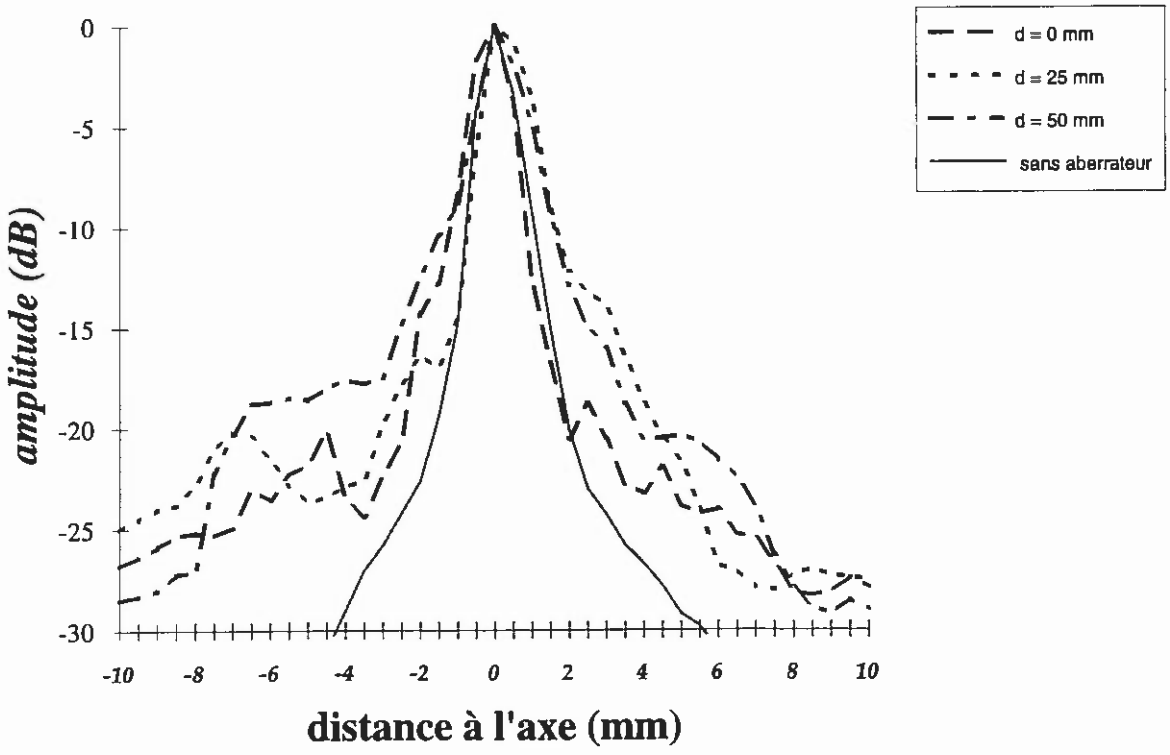


Fig. I.7 *Diagrammes de directivité obtenus par l'émission d'une loi de retards adaptés définie par les maximums d'intercorrélations entre signaux reçus voisins. Les positions de l'aberrateur sont identiques à celles utilisées pour les diagrammes de la figure I.6 (courbe théorique dans l'eau, aberrateur à d = 0 mm, d = 25 mm et d = 50 mm du réseau de transducteurs).*

Pourtant, un écran fin de phase aléatoire ne fait que retarder le signal qui le traverse. Une onde impulsionnelle divergente originaire d'une source ponctuelle est ainsi retardée par la propagation au travers de l'aberrateur et sa forme temporelle est inchangée. On peut se rendre compte de cet effet Figure I.8 (a) et I.8 (b). Dans ce cas, il n'y a pas de diffraction et le champ de pression enregistré est équivalent à un front d'onde distordu. Quand la distance réseau-aberrateur augmente, les signaux de pression enregistrés en provenance d'une source ponctuelle ne sont plus seulement retardés; leurs formes temporelles ne sont plus semblables. Les signaux enregistrés par le réseau lorsque l'aberrateur est éloigné du réseau sont présentés Figure I.8 (c) et I.8 (d).

La forte distorsion du front d'onde et la forme compliquée des signaux enregistrés résulte de la propagation du champ de pression à partir du plan de l'aberrateur jusqu'au plan d'ouverture du réseau. Bien que les signaux de pression soient identiques à un retard près dans le plan de l'aberrateur, les interférences entre les ondelettes secondaires d'Huygens originaires de ce plan engendrent un champ de pression compliqué aux formes de signaux différentes dans le plan d'ouverture du réseau (voir Figure I.9). Nous comprenons alors pourquoi les systèmes de focalisation employant des lignes à retards deviennent inefficaces dans ce cas. Un simple retard ne suffit plus à compenser les effets de propagation lors de la refocalisation sur le réflecteur. En d'autres termes, la réponse impulsionnelle de diffraction d'un point du milieu à un transducteur du réseau n'est plus assimilable à un délai de propagation (un temps de vol). C'est une fonction inconnue a priori et différente d'un transducteur à l'autre: cette fonction est la fonction de Green associant le réflecteur ponctuel et le transducteur considéré (supposé ponctuel).

Le champ de pression enregistré par le réseau de transducteurs ne se présente plus sous la forme d'un front d'onde aux signaux identiques à un retard près. Pour obtenir une refocalisation correcte sur le réflecteur ponctuel, il est alors nécessaire de prendre en compte toute l'information disponible dans le champ de pression rétrodiffusé en provenance du réflecteur. La méthode du retournement temporel que nous présentons dans le chapitre II permet de tenir

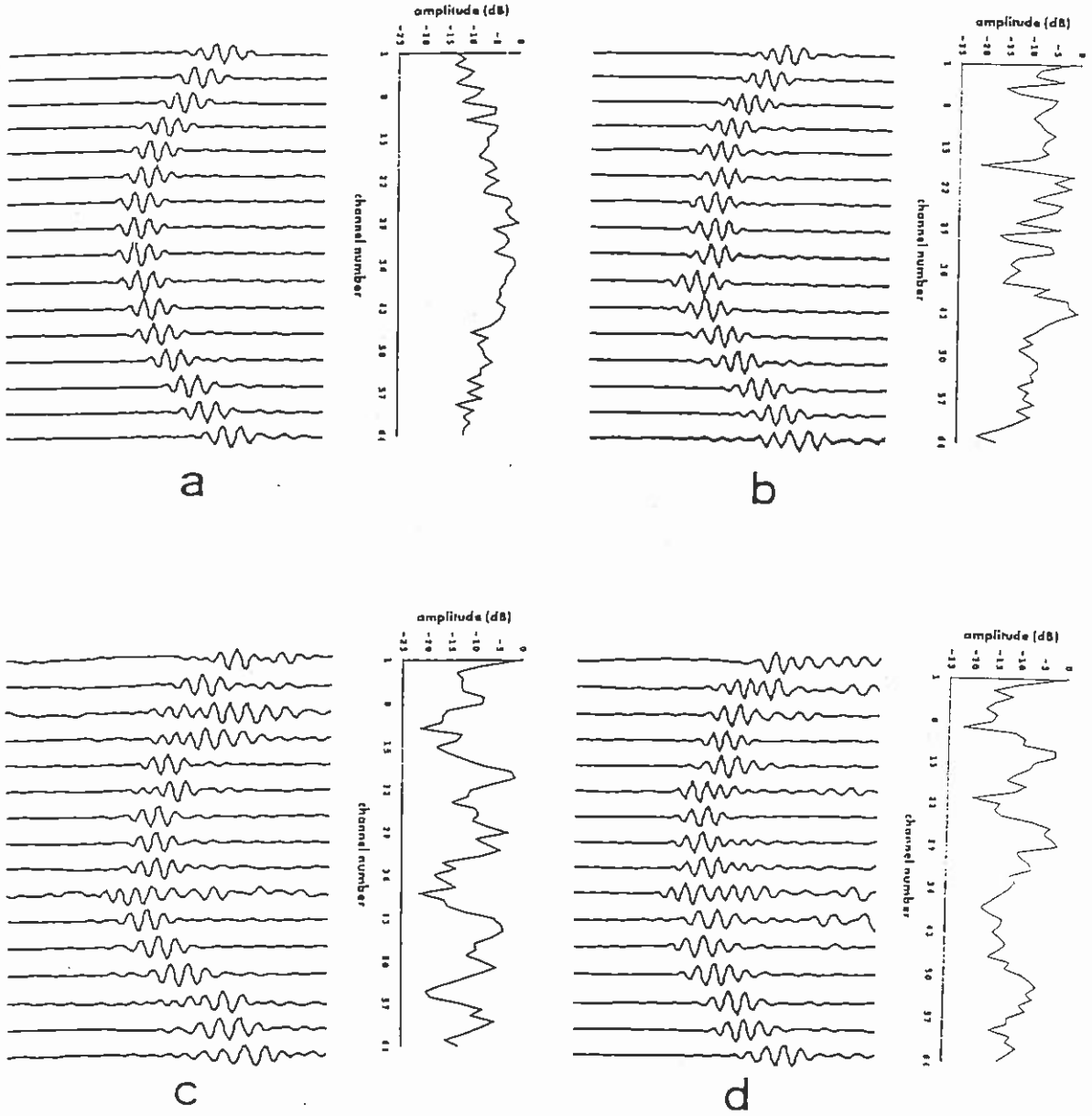


Fig. I.8 *Signaux enregistrés en provenance du réflecteur ponctuel situé sur l'axe médian de la barrette de transducteurs et à la distance focale. Les quatre cadres présentent le front d'onde reçu ainsi que l'amplitude relative des signaux..En (a) les signaux sont enregistrés sans aberrateur. En (b), l'aberrateur est contre le réseau: les signaux restent identiques et ne sont que retardés selon le profil de l'aberrateur. Ils subissent également une modulation d'amplitude due à l'atténuation de l'aberrateur. Lorsque l'aberrateur est éloigné de 25 mm (c) puis de 50 mm (d), les signaux ne sont plus seulement retardés. Les effets de diffraction produisent des interférences entre eux et on ne peut plus dissocier les variables d'espace et de temps.*

compte des effets de propagation du milieu en déterminant non plus une loi de retards "adaptés", mais un ensemble de signaux adaptés à la position du réflecteur.

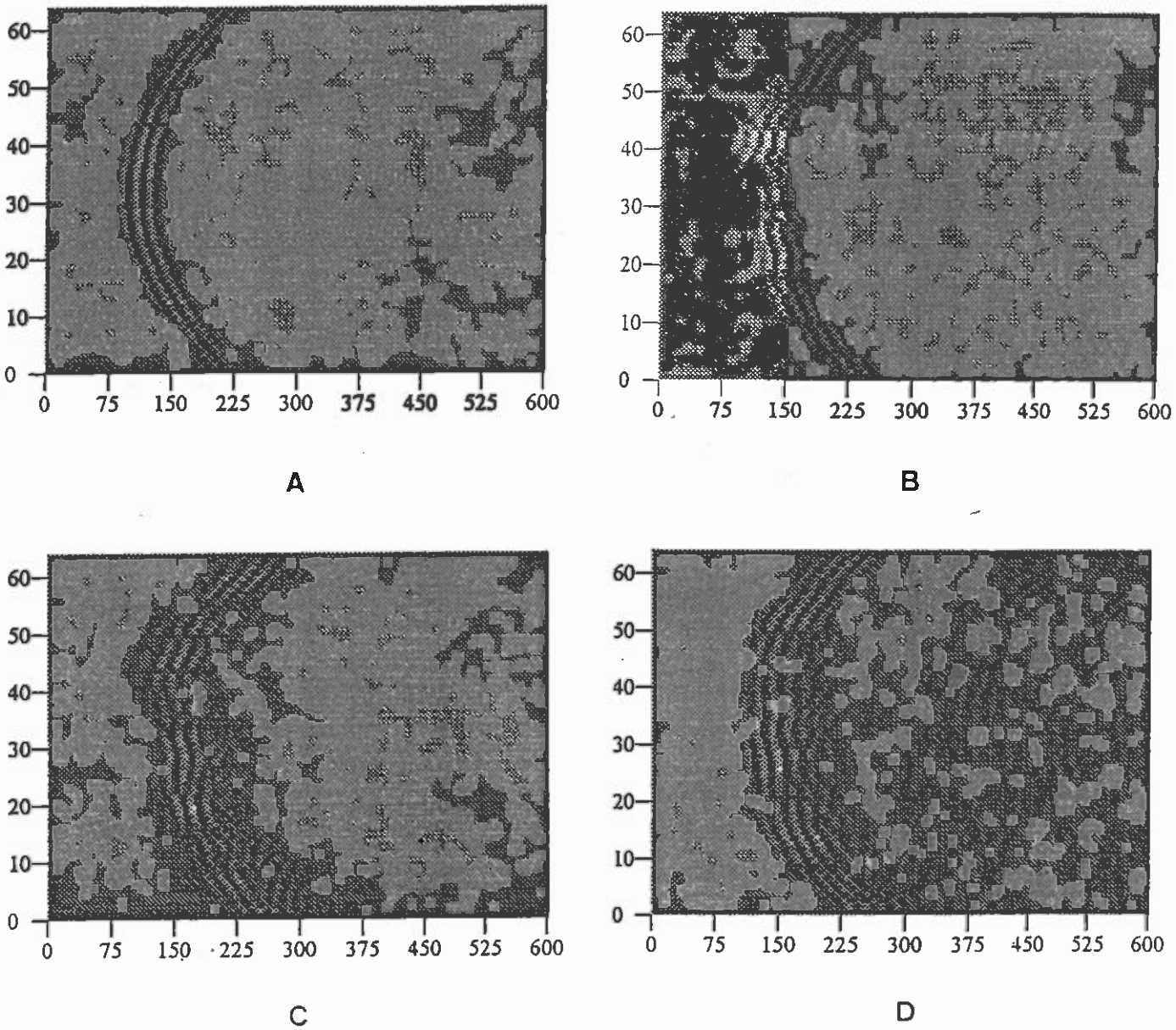


Fig. I.9 *Champs de pression enregistrés par le réseau de transducteurs lorsque l'aberrateur est respectivement (a) absent, (b) contre le réseau, (c) à 25 mm du réseau puis (d) à 50 mm du réseau. Lorsque l'aberrateur est éloigné du réseau, les aberrations de phase qu'il engendre divisent le front d'onde cylindrique en plusieurs zones de courbures différentes. Leur propagation au-delà de l'aberrateur provoque l'interférence de plusieurs fronts d'onde. La recherche d'une loi de retards adaptés par intercorrélation des signaux donne alors lieu à des sauts de phase importants entre les différents fronts. De plus, l'estimation d'un retard relatif entre signaux est biaisée par la différence des signaux enregistrés.*

CONCLUSION.

Les techniques de focalisation des échographes conventionnels ont été établies sous l'hypothèse d'un milieu biologique homogène. Cette hypothèse est vérifiée et on obtient de bonnes images lorsque les tissus constituant la zone d'intérêt médical présentent une impédance acoustique similaire, des interfaces sans aspérité et des vitesses du son respectives très voisines.

En présence de tissus aux propriétés acoustiques différentes dans la zone imagée, la vitesse du son fluctue lors de l'exploration de la zone en profondeur. Ceci entraîne une distorsion du front d'onde par l'introduction d'aberrations de phase lorsque l'onde rencontre des inhomogénéités acoustiques.

Si ces inhomogénéités sont localisées dans le champ proche du réseau de transducteurs, des techniques adaptatives de correction par lignes à retards permettent de compenser les aberrations de phase subies par le champ de pression rétrodiffusé en provenance d'un réflecteur ponctuel ou d'un petit volume de diffuseurs. On peut alors refocaliser précisément sur ce réflecteur en compensant les retards de propagation introduits par l'aberrateur ou "l'écran de phase aléatoire" que constitue la couche d'inhomogénéités.

Si cet aberrateur est éloigné du réseau de transducteurs, la distorsion du champ de pression rétrodiffusé est connue (on dispose de son enregistrement), mais une correction par une loi de retards adaptés s'avère inefficace. Pour refocaliser optimalement sur le réflecteur ponctuel à travers un aberrateur éloigné du réseau, il faut, lors de l'émission d'un champ de pression du réseau vers le réflecteur, être en mesure de corriger de manière exactement inverse les effets de propagation (diffraction, réfraction, multiple diffusion,...) qu'a subis l'onde rétrodiffusée. Il faut donc généraliser la technique de compensation des retards de propagation aux milieux modélisés par un écran fin de phase aléatoire éloigné du réseau. Pour cela, il ne faut plus assimiler la fonction de Green d'une source à l'effet de simples retards, mais à une fonction de transfert compliquée incluant tous les effets de propagation à travers un tel milieu.

REFERENCES.

[1] M. Fink. "L'imagerie ultrasonore." *Revue de Physique Appliquée*, Vol.18, pp. 527-556 (1983).

[2] C. Burckhardt, H. Hoffman and P.A. Grandchamp. "The ultrasound axicon: a device for focusing over a large depth." *J. Acoust. Soc. Amer.*, Vol. No. 54, pp. 1628-1630 (1973).

[3] F.S. Foster, M.S. Patterson, M. Arditi and J.W. Hunt. "The conical scanner: a two transducer ultrasound scatter imaging technique." *Ultrasonic Imaging*, Vol. No. 3, pp. 62-82 (1981).

[4] D.J. Philips, S.W. Smith, O.T. von Ramm and F.L. Thurstone. "Samples aperture techniques applied to B-mode echoencephalography." *Acoustical Holography*, Vol. No. 6, pp. 103-120 (1975).

[5] W.A. Anderson. "A new real-time phased array sector scanner for imaging the entire adult human heart." *Ultrasound in medicine*, Vol 3B, pp. 1547-1558 (1977).

[6] J.C. Somer. "Electronic sector scanning for ultrasound diagnos." *Ultrasonics*, Vol. 6, pp. 153-159 (1968).

[7] F.L. Thurstone and O.T. Von Ramm. "Electronic beam steering for ultrasonic imaging." 2nd World Congress on ultrasonics in medicine, Rotterdam-Netherlands, Excerpta Medica, Amsterdam (1974), pp. 43-48.

[8] L. Odegaard. "Phase aberration correction in medical ultrasound imaging." Thèse de Doctorat. Ultrasound Group, IBT, UNIT (Juin 1995).

[9] F.A. Duck "Physical properties of tissues" *Academic Press*, London, 1990.

[10] F.L. Thurstone and W.M. Mc Kinney. "Resolution enhancement in scanning of tissue." *Ultrasonics*, Vol.4, pp. 25-27, 1966.

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

[12] M. Halliwell and R.A. Mountford. "Physical sources of registration errors in pulse-echo ultrasonic systems. Part I: velocity and attenuation." *Med. Biol. Engng*, Vol. 11, pp. 27-32, 1973.

[13] R.A. Mountford and M. Halliwell. "Physical sources of registration errors in pulse-echo ultrasonic systems. Part II: beam deformation, deviation and divergence." *Med. Biol. Engng*, Vol. 11, pp. 33-38, 1973.

[14] M. Halliwell. "Ultrasonic beam distortion by the normal human breast in vivo." *Ultrasound in medicine*, Ed. D. White and E.A. Lyons, Vol. 4, pp. 555-556, New York, Plenum Press, 1978.

[15] F.S. Foster and J.W. Hunt. "Transmission of ultrasound beams through human tissue-focussing and attenuation studies.' *Ultrasound in Med. Biol.*, Vol 5, pp. 257-268, 1979.

[16] M. Moshfeghi and R.C. Waag. "In vivo and in vitro ultrasound beam distortion measurements of a large aperture and a conventional aperture focussed transducer." *Ultrasound in Med. Biol.*, Vol 14/5, pp. 415-428, 1988.

[17] M. O'Donnell and S.W. Flax. "Phase aberration measurements in medical ultrasound: human studies." *Ultrasonic Imaging*, Vol. 10/1, pp. 1-11, 1988.

[18] G.E. Trahey et al. "In vivo measurements of ultrasonic beam distortion in the breast." *Ultrasonic Imaging*, Vol. 13, pp. 71-90, 1991.

[19] J.D. Aindow and R.C. Chivers. "Ultrasonic wave fluctuations through tissue: an expérimental pilot study." *Ultrasonics*, Vol. 26, pp. 90-101, 1988.

[20] P. Krämmer and D. Hassler. "Measurement of spatial time-of-flight fluctuations of ultrasound pulses passing through inhomogeneous layers." *Proc. IEEE 1987 Ultrasonics Symposium*, Vol. 2, pp. 939-942, 1987.

[21] Y. Sumino and R.C. Waag. "Measurements of ultrasonic pulse arrival time differences produced by abdominal wall specimens." *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 90/6, pp. 2924-2930, 1991.

[22] L.M. Hinkelman et al. "Measurements of ultrasonic pulse arrival time and energy level variations produced by propagation through abdominal wall." *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 95/1, pp. 530-541, 1994.

[23] J.C. Bamber and C.R. Hill. "Ultrasonic attenuation and propagation speed in mammalian tissues as a function of temperature." *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 5/2, pp. 149-157, 1979.

[24] Q. Zhu and B.D. Steinberg. "Wavefront amplitude distortion in the female breast." *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 96/1, pp. 1-9, 1994.

[25] L. Odegaard. "Evaluation of phase aberration correction due to diffraction of the aberrated wavefront; a simulation study." *Proc. 15th International Congress on Acoustics in Trondheim*, Norway, June 1995.

[26] S.W. Smith, G.E. Trahey and O.T. Von Ramm. "Phased array ultrasound imaging through planar tissue layers." *Ultrasound in Med. Biol.*, Vol. 12/3, pp. 229-243, 1986.

[27] S.W. Flax and M. O'Donnell. "Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatters: Basic principles." *IEEE Trans. on UFFC*, Vol. 35/6, pp. 758-767, 1988.

[28] M. O'Donnell and S.W. Flax. "Phase aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatters: Measurements." *IEEE Trans. on UFFC*, Vol. 35/6, pp. 768-774, 1988.

[29] M. Karaman et al. "A phase aberration correction method for ultrasound imaging." *IEEE Trans. on UFFC*, Vol. 40/4, pp. 275-281, 1993.

[30] G.E Trahey and P.D. Freiburger. "An evaluation of transducer design and algorithm performance for two dimensional phase aberration correction." *Proc. IEEE 1991 Ultrasonics Symposium*, pp. 1181-1187, 1991.

[31] M. O'Donnell and W.E. Engeler. "Correlation-based aberration correction in the presence of inoperable elements." *IEEE Trans. on UFFC*, Vol.39/6, pp. 700-707, 1992.

[32] M. Karaman et al. "Influence of missing array elements on phase aberration correction for medical ultrasound." *IEEE Trans. on UFFC*, Vol.41/5, pp. 613-620, 1994.

[33] R.A. Muller and A Buffington. "Real-time correction of atmospherically degraded telescope images through image sharpening." *J. Opt. Soc. Am.*, Vol.64/9, pp. 1200-1209, 1974.

[34] M. Hirama, O. Ikeda,and T. Sato. "Adaptive ultrasonic array imaging system through an inhomogeneous layer." *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 71/1, pp. 100-109, 1982.

[35] C.B. Burchardt."Speckle in ultrasound B-mode scans." *IEEE Trans. son. ultrason.*, Vol. SU25/1,pp. 1-6, 1978.

[36] R.F. Wagner. "Statitics of speckle in ultrasound B-scans." *Trans. son. ultrason.*, Vol. 30/3, pp. 156-163, 1983.

[37] G. Trahey and S.W. Smith. "Properties of acoustical speckle in the presence of phase aberration. Part I: first order statistics." *Ultrasonic Imaging*, Vol. 10, pp. 12-28, 1988.

[38] L. Nock, G. Trahey and S. 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.

[39] R. Mallart and M. Fink. "Adaptive focusing in scattering media through sound-speed inhomogeneities: the Van Cittert - Zernike approach and focusing criterion." *J. Acoust. Soc. Am.*, Vol. 96/6, pp. 3721-3732, 1994.

Chapitre 2

Retournement Temporel
Retour aux sources

CHAPITRE II: RETOURNEMENT TEMPOREL - RETOUR AUX SOURCES. 46

II.1 FOCALISATION EN EMISSION. 48

II.1.1 Retournement temporel - Invariance de l'équation d'onde. 48

II.1.2 Cavité à retournement temporel. 50

II.1.3 Miroirs à retournement temporel. 52

Miroirs à conjugaison de phase. 54

II.1.4 Banc expérimental. 56

II.1.5 Expérience de focalisation en émission par retournement temporel. 59

Mesures de directivité. 60

II.1.6 Filtre adapté. 64

Principe de réciprocité. 66

II.1.7 Conclusion. 71

II.2 FOCALISATION EN RECEPTION. 72

II.2.1 Focalisation en réception en milieu homogène. 73

II.2.2 Détermination des signaux adaptés.- Création d'une banque de données adaptée. 74

II.2.3 Procédure de focalisation en émission-réception. 75

II.2.4 Résultats expérimentaux. 78

Aberrateur collé au réseau de transducteurs. 82

Aberrateur éloigné du réseau de transducteurs. 84

Résolution axiale. 85

CONCLUSION. 87

REFERENCES. 89

CHAPITRE II: RETOURNEMENT TEMPOREL - RETOUR AUX SOURCES.

On a vu dans le chapitre précédent que les techniques adaptatives utilisant une loi de retards deviennent inefficaces dès lors que les inhomogénéités ne sont plus localisées tout près du réseau de transducteurs. D'une part, les algorithmes classiques ne sont plus capables de donner une estimation fiable du temps de vol relatif entre la source et chacun des transducteurs. En effet, la technique la plus utilisée consiste à déterminer l'abscisse du maximum de la fonction d'intercorrélation entre les signaux reçus par deux voies adjacentes du réseau. Or, cet estimateur de la différence des temps d'arrivée est biaisé si les deux signaux RF ne sont pas identiques à un retard près. On a justement vu au chapitre précédent que cette hypothèse n'est plus vérifiée dès que l'aberrateur n'est plus collé à la barrette de transducteurs. D'autre part, les signaux reçus par les transducteurs ayant des formes différentes, des retards ne sont plus suffisants pour obtenir une bonne focalisation du faisceau ultrasonore. En d'autres mots, la fonction de Green traduisant la propagation entre la source et chaque élément du réseau ne peut plus être assimilée à un retard. Quelle méthode doit-on alors employer pour obtenir une bonne focalisation en un point du milieu en émission aussi bien qu'en réception? Quel ensemble de signaux réalise le filtre adapté à la cible échogène? On peut apporter une réponse partielle à cette question en généralisant les techniques de focalisation classique. Ces dernières utilisent des décalages temporels afin de compenser les différences de chemin acoustique entre chaque élément transducteur et le point focal désiré. En fait, la loi de retards utilisée est l'opposée de celle engendrée par la propagation de l'onde. En d'autres termes, on utilise, pour focaliser, le retourné temporel de la fonction de Green qui, dans le cas d'un milieu homogène, peut se ramener à une simple loi de retards. Nous allons voir que cette idée peut être généralisée au problème des milieux inhomogènes.

Ainsi, dans une première partie, nous expliquerons comment l'invariance par retournement temporel de l'équation de propagation peut donner lieu à une propagation inverse. Sur ce

principe, a été étudié au laboratoire par Didier Cassereau le concept théorique d'une cavité à retournement temporel. La réalisation expérimentale de cette cavité s'avérant particulièrement ardue, nous utiliserons un miroir à retournement temporel constitué uniquement d'une portion de la cavité initiale. Nous décrirons ses caractéristiques et ses principaux modes de fonctionnement expérimentaux. Dans ce chapitre, nous étudierons les performances des miroirs à retournement temporel lorsqu'on dispose d'un réflecteur ponctuel. On pourra ainsi les comparer à celles des techniques à retards exposées au chapitre précédent. Nous interpréterons ensuite les résultats expérimentaux par une modélisation faisant appel à la théorie du signal. Cette approche théorique permettra de développer le concept de filtre adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction du réflecteur à travers le milieu aberrateur. Elle nous permettra de démontrer les avantages de la focalisation en émission par retournement temporel par rapport aux techniques à retards.

La deuxième partie de ce chapitre est consacrée à la généralisation de la focalisation par retournement temporel en mode de réception. Il est en effet indispensable, afin de pouvoir réaliser des images de type B-scan, de développer un procédé de focalisation valable en milieu inhomogène et fonctionnant en mode de réception. Ce procédé doit généraliser le procédé de formation de voies acoustiques par lignes à retards et sommation habituellement utilisé dans les "phased array". Nous montrerons que c'est la connaissance de la fonction de Green associée au point où nous voulons focaliser qui nous donne la clef du procédé de focalisation. C'est en effectuant une intercorrélation spatio-temporelle de cette fonction de Green avec le signal échographique provenant du milieu que l'on focalise sur le point associé à cette fonction de Green. Nous présenterons les résultats expérimentaux obtenus, qui montrent l'intérêt de cette nouvelle technique de formation de voies acoustiques.

II.I FOCALISATION EN EMISSION.

Cherchons maintenant comment focaliser en émission en milieu inhomogène. Pour cela, il est important d'insister sur les lois régissant la propagation d'une onde de sa source vers un ensemble de capteurs, afin de pouvoir ensuite maîtriser le "retour à la source" que préconise le titre de ce chapitre.

II.I.I Retournement temporel - Invariance de l'équation d'onde.

Lorsqu'une source active ponctuelle émet une onde impulsionnelle dans un milieu inhomogène, un réseau de transducteurs permet d'enregistrer la réponse impulsionnelle de diffraction associant cette source au réseau. Si on assimile les transducteurs à des éléments ponctuels et leurs réponses impulsionnelles à des distributions de Dirac, les signaux enregistrés constituent alors la fonction de Green G du point source. Par la suite, on appliquera abusivement le terme de "fonction de Green" à l'ensemble des signaux mesurés par un réseau de transducteurs d'indice i (et de positions r_i) en provenance d'une source ponctuelle émettant une impulsion. Ces signaux sont en fait les réponses impulsionnelles de diffraction $h_{r_0}(r_i,t)$ provenant de cette source et mesurés par les différents transducteurs aux positions r_i. Ils s'écrivent sous la forme d'une moyenne spatiale de la véritable fonction de Green $G(r_0,t_0/r,t)$, sur la surface S_i de chaque transducteur:

$$h_{r_0}(r_i,t)=\int_{S_i} G(r_0,t_0/r,t)dr.$$

L'idée du retournement temporel [I] est alors d'émettre le retourné temporel du champ de pression incident enregistré par les transducteurs pour focaliser à l'emplacement de la source. Le champ de pression réémis parcourt ainsi la même séquence de propagation que le champ

incident, mais dans une chronologie inverse, exactement comme lorsqu'on visionne un film à l'envers. Ce comportement des ultrasons est prévisible du fait de l'invariance par retournement temporel de l'équation de propagation de l'onde. En effet, l'équation de propagation des ondes en milieu fluide hétérogène

$$\vec{\nabla}.\left(\frac{\vec{\nabla}p(r,t)}{\rho(\mathrm{r})}\right)-\frac{1}{\rho(\mathrm{r})\,c^2(r)}\frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2}=0 \qquad \text{(II.I)}$$

ne comporte qu'une dérivée seconde par rapport au temps. L'inversion de la variable t en -t garde donc cette équation inchangée. Il est alors possible de créer une onde $p(r,-t)$ identique à $p(r,t)$ mais se "rétropropageant".

L'invariance de l'équation d'onde n'est bien entendu valable que si l'équation II.I est effectivement représentative du milieu de propagation. Toute perte d'énergie par absorption, c'est à dire tout effet dissipatif introduit dans l'équation des termes non invariants par retournement du temps et d'éventuels facteurs d'amplitude. Cependant, en imagerie médicale, la plupart des tissus biologiques présente une absorption ultrasonore relativement faible aux fréquences utilisées et cette approximation semble bien justifiée, comme le montrent la plupart de nos expériences.

Si l'équation (II.I) est valable, on peut accéder à une technique de focalisation en un point quelconque du milieu en faisant la remarque suivante: si le point où on désire focaliser est situé en r_0, on imagine une source ponctuelle placée en ce point émettant un champ acoustique $p_{r_0}(r,t)$. La solution de l'équation d'onde II.I est alors unique car on a précisé la condition initiale: la source est en r_0. Notre but est de modifier les conditions initiales sur le milieu pour générer la solutino duale $p_{r_0}(r,-t)$, ou plutôt $p_{r_0}(r,T-t)$ qui tient compte de la causalité. Pour pouvoir réaliser $p_{r_0}(r,T-t)$ dans le milieu, nous tirons en outre avantage du principe d'Huygens

qui nous permet de ne retourner temporellement le champ $p_{r_0}(r,t)$ que sur une surface fermée limitant le volume où nous voulons focaliser.

II.I.2 Cavité à retournement temporel.

En tenant compte de la remarque précédente, la focalisation sur une cible en milieu inhomogène peut s'effectuer de la manière suivante: une source ponctuelle présente dans le milieu inhomogène crée un front d'onde sphérique qui se distord en se propageant dans le milieu. On considère alors une surface fermée entourant la source et les inhomogénéités et, dans un premier temps, on mesure le champ de pression et sa dérivée normale en chaque point de cette surface (voir Figure II.I.a). Dans un second temps, on crée sur cette surface des sources secondaires correspondant au retourné temporel des signaux mesurés précédemment. Ces sources secondaires génèrent alors un champ de pression qui se rétropropage à l'intérieur de la surface, subissant une seconde fois, mais de façon "contraire", la distorsion due aux inhomogénéités.

Dans de telles conditions, il a pu être démontré [2,3,4,5] que le retourné temporel du champ de pression est focalisé à l'emplacement initial de la source (Figure II.I.b). Il est important de noter qu'il n'est pas nécessaire de supposer que les inhomogénéités soient situées au voisinage du réseau, ni que leurs effets se résument à de simples retards relatifs entre transducteurs. Dans ces conditions, les principales propriétés des cavités à retournement temporel sont, d'une part, l'autofocalisation du faisceau sur la source et ceci quelle que soit la forme de la cavité et, d'autre part, la correction des aberrations induites par les inhomogénéités du milieu.

La cavité à retournement temporel est bien sûr un concept idéal pour la focalisation en milieu inhomogène. Une telle cavité est cependant difficile à réaliser pratiquement. La principale limite est liée à la nécessité d'échantillonner toute la surface fermée par un ensemble de transducteurs. De plus, pour les applications médicales ainsi qu'en contrôle non destructif, nous travaillons généralement en mode échographique et la sonde n'est située que d'un seul côté de la

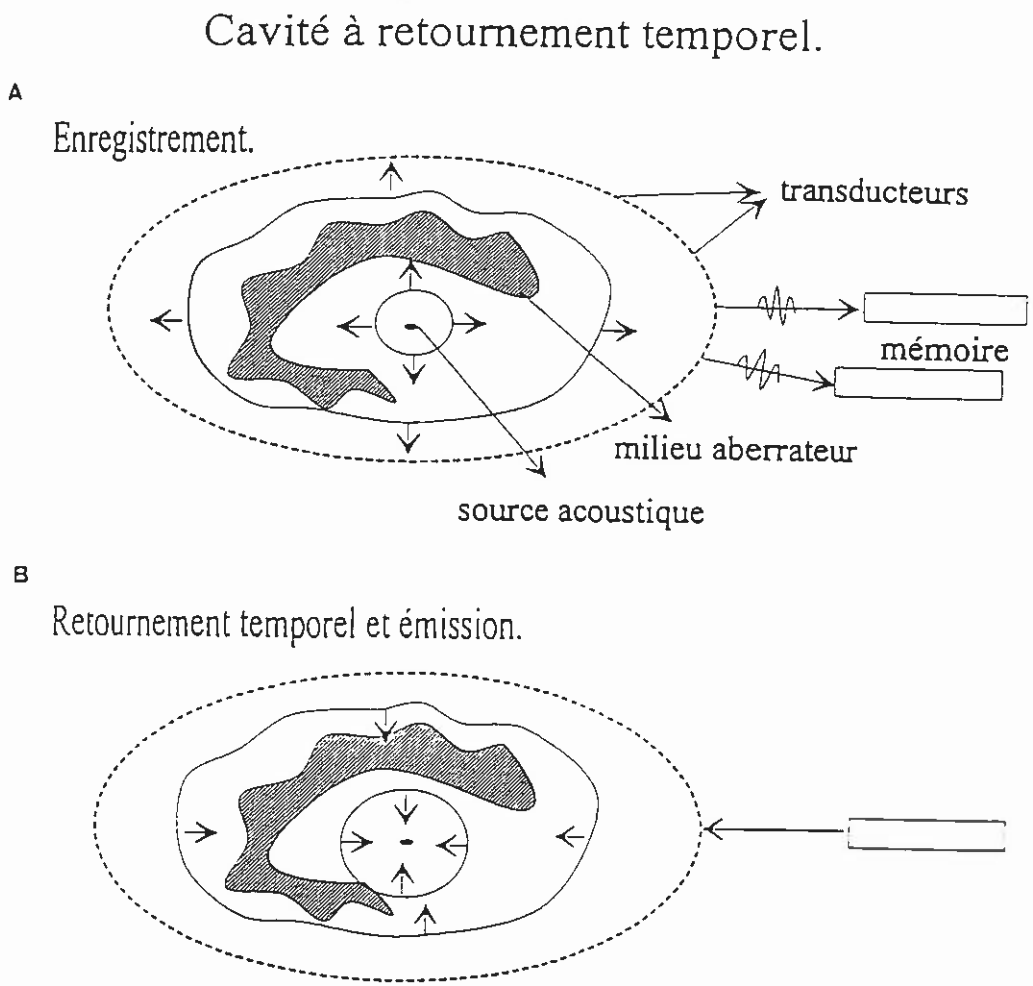


Fig. II.I *Cavité à retournement temporel. (A) Enregistrement: une cavité fermée est tapissée d'éléments transducteurs. Une source ponctuelle génère un front d'onde qui est distordu par les inhomogénéités. Le champ de pression distordu est enregistré par les éléments de la cavité. (B) Reconstruction: les signaux enregistrés sont retournés temporellement et réémis par les éléments. Le champ de pression retourné se rétropropage et refocalise exactement sur la source initiale.*

zone d'intérêt. On cherche alors à focaliser sur un réflecteur plutôt qu'à l'emplacement d'une source active. Pour toutes ces raisons, on s'intéresse d'un point de vue pratique aux miroirs à retournement temporel qui n'échantillonnent le champ acoustique que sur une partie de la cavité.

II.I.3 Miroirs à retournement temporel.

Un miroir à retournement temporel est constitué d'un réseau de transducteurs couvrant une surface angulaire limitée et associé à une électronique numérique capable d'enregistrer les formes d'ondes reçues sur chacun des éléments du réseau et de les réémettre dans une chronologie inverse. Un tel miroir peut être plan ou préfocalisé, à une ou à deux dimensions.

Schématiquement, une voie électronique est constituée dans l'ordre d'un filtre passe-bande, d'un amplificateur analogique d'entrée, d'un convertisseur analogique-numérique, d'une mémoire tampon LIFO (dernier entré, premier sorti) et enfin d'un convertisseur numérique-analogique. Les propriétés des miroirs à retournement temporel se déduisent de celles des cavités. Le processus autofocalise l'onde sur la source sans qu'il soit nécessaire de connaître la célérité acoustique du milieu ni la position des éléments du réseau. La focalisation est optimale dans les limites imposées par la diffraction d'une onde par une ouverture finie (l'ouverture du réseau). En outre, on montrera que le fonctionnement des MRT s'assimile à celui d'un véritable filtre adapté au milieu de propagation et à la source émettrice.

Quand on ne dispose pas d'une source active, on peut la remplacer par un réflecteur ponctuel. Dans ce cas, une première émission dont le diagramme de directivité est large sert à illuminer le réflecteur. Le réflecteur ponctuel réfléchit alors l'onde incidente sous la forme d'une onde divergente et on est ramené au cas de la source active. Cette procédure d'insonification préliminaire du réflecteur est illustrée Figure II.2 . En présence d'inhomogénéités, d'interfaces ou de plusieurs diffuseurs, le signal échographique peut être très long dû aux multiples chemins acoustiques que peut emprunter l'onde divergente dans le milieu inhomogène. La qualité du

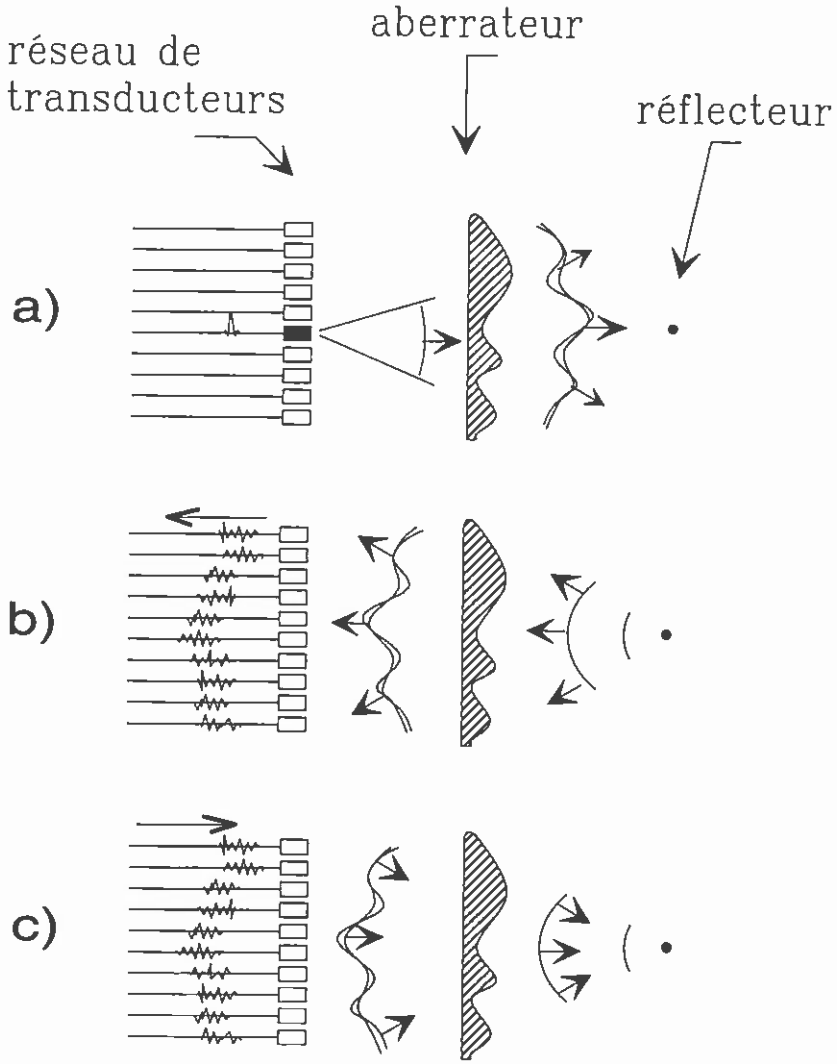


Fig. II.2 *La focalisation par retournement temporel requiert trois étapes: (a) insonification préliminaire, (b) enregistrement du champ rétrodiffusé au travers du milieu inhomogène, (c) réémission et repropagation du champ retourné temporellement pour focaliser sur le réflecteur.*

retournement temporel sera alors déterminée par la durée de la fenêtre de retournement temporel qui doit contenir la plus grande partie de l'énergie diffusée. Cette fenêtre sélectionne ainsi une zone du milieu d'où provient l'écho du réflecteur. En présence de plusieurs réflecteurs dans la zone insonifiée, le problème se complique et, pour pouvoir focaliser sur une cible unique, on peut itérer le processus de retournement temporel. Une itération consiste à émettre le retourné temporel des signaux échographiques reçus précédemment puis à enregistrer les nouveaux signaux rétrodiffusés. L'un des intérêts de l'itération du retournement temporel est de pouvoir sélectionner un réflecteur plus brillant que les autres. Ainsi, lorsque plusieurs réflecteurs ponctuels sont présents et que l'on ne peut séparer leurs échos à l'aide d'une fenêtre temporelle, l'itération du retournement temporel permet d'obtenir une onde focalisée uniquement sur le plus échogène [7].

En effet, si on considère par exemple deux réflecteurs de réflectivités α et β (avec $\alpha<\beta$). Pour une onde incidente plane, on recevra sur le réseau deux fronts d'onde réfléchis d'amplitude respectives α et β. Lorsqu'on retourne temporellement le champ de pression enregistré, chaque front d'onde génère une onde convergeant vers le diffuseur correspondant, l'onde d'amplitude α converge vers le diffuseur de réflectivité α et l'onde d'amplitude β converge vers le diffuseur de réflectivité β. Si on néglige la diffusion multiple et si les diffuseurs sont suffisamment espacés pour que chacune des deux ondes éclaire un seul des deux diffuseurs, on enregistre après cette seconde réflexion deux fronts d'onde d'amplitudes respectives α^2 et β^2. On voit que si on itère le processus, le front d'onde correspondant au diffuseur le plus faible disparaîtra et on obtiendra une seule onde convergeant vers le réflecteur le plus fort (voir Figure II.3). Claire Prada a développé dans sa thèse [8] un formalisme matriciel permettant d'étudier simplement la convergence du processus itératif de retournement temporel.

Miroirs à conjugaison de phase.

Le procédé de retournement temporel a beaucoup d'analogies avec la conjugaison de phase optique utilisée pour corriger les distorsions subies par une onde incidente monochromatique à la traversée d'un aberrateur. Rappelons que dans le procédé de conjugaison de phase le plus

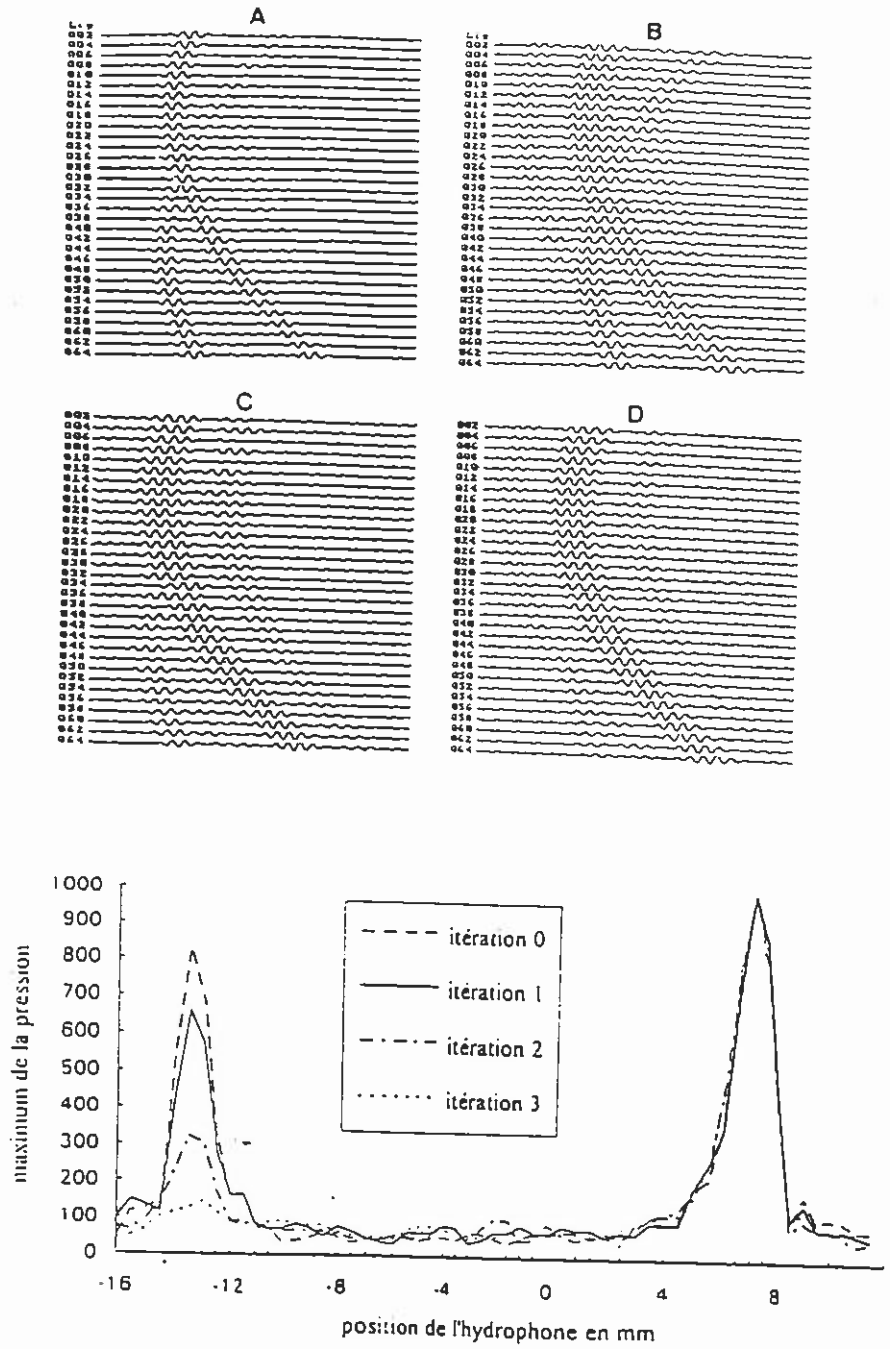


Fig. II.3 *Les quatre cadres de (A) à (D) présentent respectivement aux quatre premières itérations le front d'onde reçu par la barrette de transducteurs en provenance de deux fils métalliques de diamètres différents (0,2 mm et 0,4 mm). Le diagramme suivant est le diagramme de directivité du retourné temporel de l'onde reçue aux quatre itérations.*

utilisé en optique, le mélange à 4 ondes, l'enregistrement des interférences entre l'onde incidente et une onde de référence est ensuite relu par une seconde onde de référence complexe conjuguée de la première. On obtient alors une quatrième onde de direction opposée à celle de l'onde incidente et d'amplitude conjuguée. Cette inversion de phase suivie d'une réflexion revient à faire de l'holographie en temps réel et s'appuie sur l'invariance des équations de Maxwell par conjugaison. On peut démontrer alors que le champ réfléchi par un miroir à conjugaison de phase est le complexe conjugué du champ incident. Contrairement à l'optique, on utilise en acoustique des signaux très large bande car nous disposons de transducteurs ultrasonores capables de mesurer tous les détails de signaux large bande. On a ainsi accès à l'amplitude et à la phase de toutes les composantes spectrales des signaux enregistrés. Le MRT est ainsi l'extension large bande d'un miroir à conjugaison de phase puisqu'il conjugue chaque fréquence du signal acoustique. On a en effet la relation

$$TF^{-1}\left[P^*(r,\omega)\right] = p(r,-t) \qquad \text{(II.2)}$$

Les différents principes du miroir à retournement temporel venant d'être présentés, voyons maintenant les moyens expérimentaux dont nous disposons pour les réaliser.

II.I.4 Banc expérimental.

Le schéma présenté Figure II.4 résume clairement les connexions entre les différents éléments du banc. Nous constatons que le banc expérimental est regroupé autour de l'électronique du MRT. Nous allons donc faire une description technique précise de cette électronique. Nous ne présenterons pas ici les parties d'amplification, de visualisation et de numérisation des signaux reçus, ni la commande des moteurs pas à pas, nous nous attacherons donc à décrire l'électronique du Miroir à Retournement Temporel.

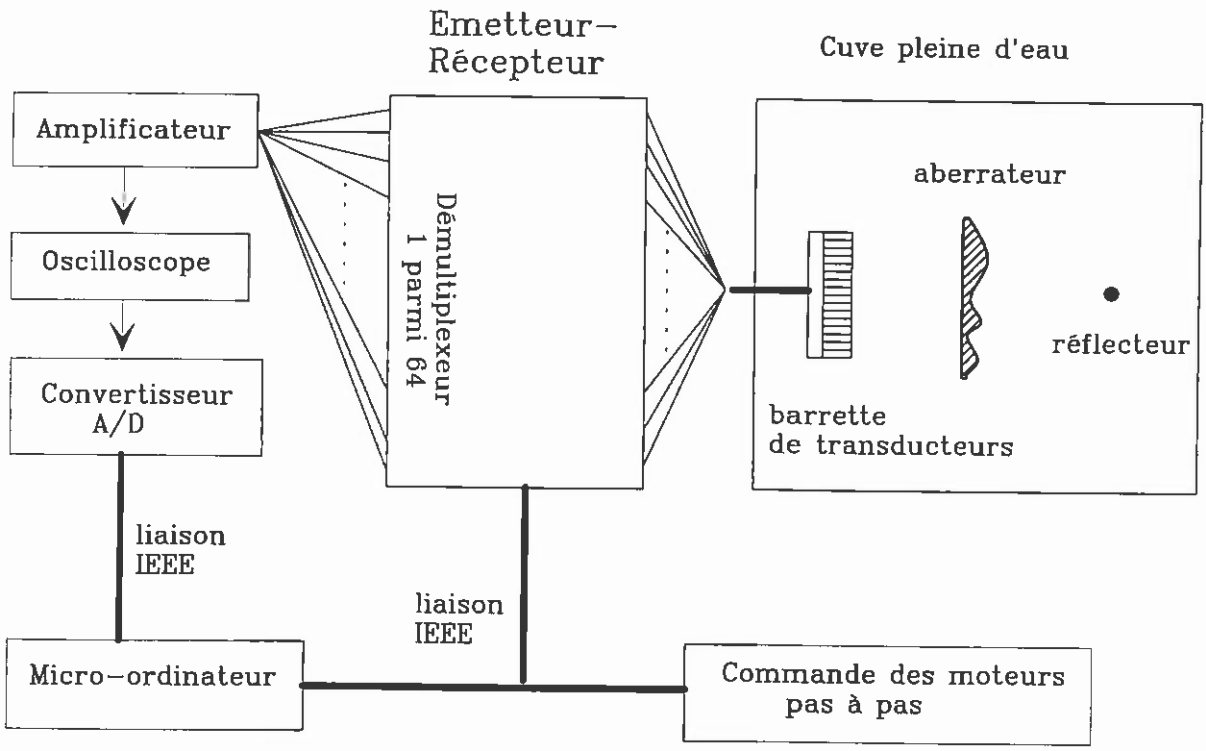


Fig. II.4 *Schéma du banc expérimental.*

Lors de toutes nos expériences, on a utilisé le premier prototype d'émetteur-récepteur développé au laboratoire. Le prototype possède 64 voies d'émission-réception qui sont entièrement programmables par l'intermédiaire d'une liaison IEEE. En plus de ces 64 voies réparties en 8 racks, l'appareil est constitué d'un démultiplexeur 1 parmi 64 et d'un ensemble de contrôle et de synchronisation de l'appareil. Les voies d'émission, comprenant une mémoire numérique de 4 K octets et un convertisseur numérique-analogique, fonctionnent à 25 MHz. Le convertisseur D/A est capable de délivrer des tensions jusqu'à 170 V crête-crête sur une impédance de 50 Ohm. On dispose en émission de 41 niveaux de sortie réalisés par commutation, entre deux hautes tensions, d'étages de transistors ayant des résistances d'émetteur différentes.

La séquence d'émission-réception se fait de la manière suivante. Dans un premier temps, on charge à partir du micro-ordinateur une forme d'onde dans chacune des 64 mémoires à l'aide de la liaison IEEE. Le signal peut avoir une forme quelconque et être différent sur chaque voie. La synchronisation de l'appareil est alors programmée et les émissions peuvent être exécutées, les 64 voies émettant en parallèle. Dans un deuxième temps, l'échantillonneur est synchronisé sur l'émetteur-récepteur et une des 64 voies est sélectionnée en réception à l'aide du démultiplexeur. Les données numérisées sont alors transmises au micro-ordinateur. Il faut dans ces conditions répéter 64 fois la même émission pour enregistrer le signal sur les 64 voies du miroir, une seule voie de réception pouvant être numérisée à chaque tir. Enfin dans un troisième temps, on procède avec le micro-ordinateur au retournement temporel et à l'ajustement des dynamiques entre la réception et l'émission. D'une part la résolution est de 256 niveaux en réception (8 bits) et de seulement 41 niveaux en émission. D'autre part, la fréquence d'échantillonnage est réglable en réception et peut prendre les valeurs 25 MHz, 50 MHz ou 100 MHz tandis qu'en émission elle est fixée à 25 MHz.

Ce prototype a plusieurs limitations. La première est le temps nécessaire pour exécuter une séquence de retournement temporel qui ne permet que des expériences statiques in vitro. Le deuxième inconvénient est la mauvaise résolution de l'émission. De plus, la commutation de transistors, nécessaire à l'émission de puissance, génère des "glitches" indésirables dans le signal

émis. Enfin, la dynamique de réception instantanée, 48 dB sur 8 bits est nettement insuffisante pour des expériences en temps réel. La nouvelle génération de miroir à retournement temporel développé désormais au laboratoire présente une architecture entièrement parallèle de 128 voies fonctionnant en temps réel avec une fréquence de récurence des opérations de retournement temporel de 1000 Hz. La limitation à 20 V crête à crête de chaque signal émis permet l'emploi d'amplificateurs basse puissance logarithmiques qui assurent une émission précise non bruitée. Ces nouveaux prototypes seront à même, dans un futur proche, de nous fournir des images de résolution et de dynamique satisfaisantes pour les besoins de l'imagerie médicale.

II.I.5 Expérience de focalisation en émission par retournement temporel.

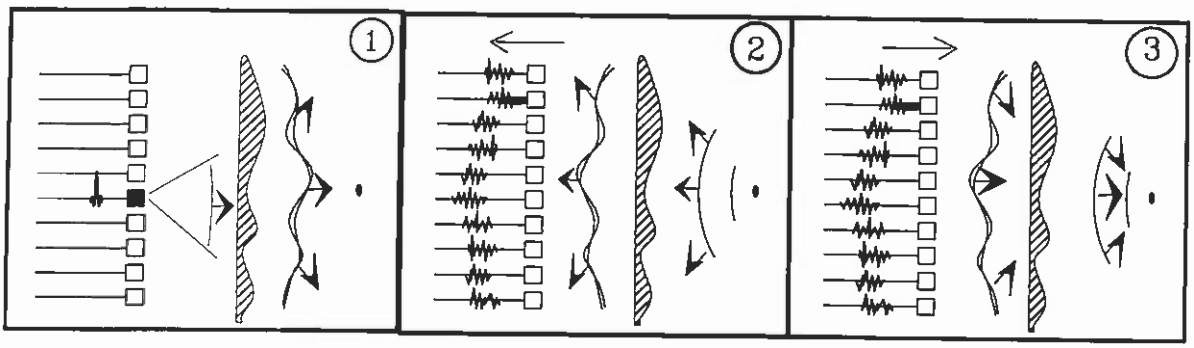
Pour cette expérience, la pointe d'un hydrophone-aiguille nous sert de réflecteur ponctuel. L'hydrophone est placé à 90 mm de la barrette de transducteurs sur l'axe médian perpendiculaire à la barrette. Ensuite, un aberrateur est placé parallèlement à la barrette à une distance d de celle-ci ($d<90$ mm). Pour les besoins comparatifs de l'expérience, on placera l'aberrateur aux mêmes distances que lors de l'expérience de focalisation par retards adaptatifs présentée au premier chapitre. La méthode d'acquisition du premier écho du réflecteur est identique à celle décrite pour les techniques adaptatives. Cet écho contient une partie de signal réfléchie par l'aberrateur et une partie réfléchie par la cible. La partie de signal correspondant à l'écho de la cible est sélectionnée par une fenêtre temporelle et sera qualifiée par la suite d'itération 0. La fenêtre temporelle peut a priori être différente sur chacune des 64 voies. Toutefois, dans les expériences qui suivront, on choisira toujours, pour une itération donnée, la même fenêtre temporelle (position et durée) pour toutes les voies. Le signal reçu à l'itération 0 peut alors être retourné temporellement et utilisé pour une nouvelle émission. On obtient alors un nouvel écho de la cible, c'est l'itération 1. Dans le cas d'un réflecteur ponctuel comme la pointe de l'hydrophone, peu d'itérations sont nécessaires (2 ou 3) pour que le retournement temporel converge vers des signaux invariants par le processus itératif.

Mesures de directivité.

Le signal sélectionné dans la fenêtre temporelle de l'itération finale est alors intrégralement réémis dans le milieu dans une chronologie inverse. L'hydrophone joue alors son rôle d'instrument de mesure et parcourt le plan focal pour y enregistrer le champ de pression résultant. On représente Figure II.5 les diagrammes de directivité correspondant aux différentes positions de l'aberrateur (0 mm, 25 mm et 50 mm de la barrette). Ces diagrammes représentent, dans le plan focal, le maximum de pression enregistré par l'hydrophone à chacune de ses positions. Si on considère le lobe principal, la comparaison avec la courbe théorique de référence dans l'eau montre une très bonne adaptation du processus de retournement temporel, quelle que soit la position de l'aberrateur. Quant au niveau des lobes secondaires, on note un réhaussement d'environ 8 dB par rapport au niveau théoriquement accessible de -36 dB avec 64 transdcuteurs. Ce "décalage" n'est pas dû à un manque d'information dû à la taille finie du réseau de transducteurs, mais plutôt au défaut électronique qu'ont les émetteurs d'introduire des "glitches" de commutation dans le signal émis. Le filtre passe-bande engendré par chaque transducteur n'est pas parfait et ne suffit pas à empêcher la distorsion du signal.

On peut également mettre en cause la modulation d'amplitude engendrée par l'atténuation de l'aberrateur. L'effet de cette modulation agit deux fois puisque le champ de pression rétrodiffusé la subit une première fois lors de son enregistrement, puis une seconde fois lors de la propagation du champ retourné temporellement. Aussi, dans une technique adaptative, la fonction d'ouverture de la barrette est-elle modulée par le carré de la loi d'amplitudes relatives entre transducteurs (voir Figure II.6). L'allure du diagramme de directivité s'en trouve affectée puisqu'elle est directement liée à la transformée de Fourier de la fonction d'ouverture de la barrette de transducteurs [9,10,11]. Les différents facteurs d'amplitude, liés à l'atténuation de l'aberrateur et enregistrés sur les transducteurs, doivent alors être compensés avant réémission du champ de pression dans le milieu.

Cette compensation en amplitude doit s'effectuer par rapport à la loi d'amplitude qu'aurait enregistré le réseau en milieu homogène, sans aberrateur. On s'affranchit ainsi de la



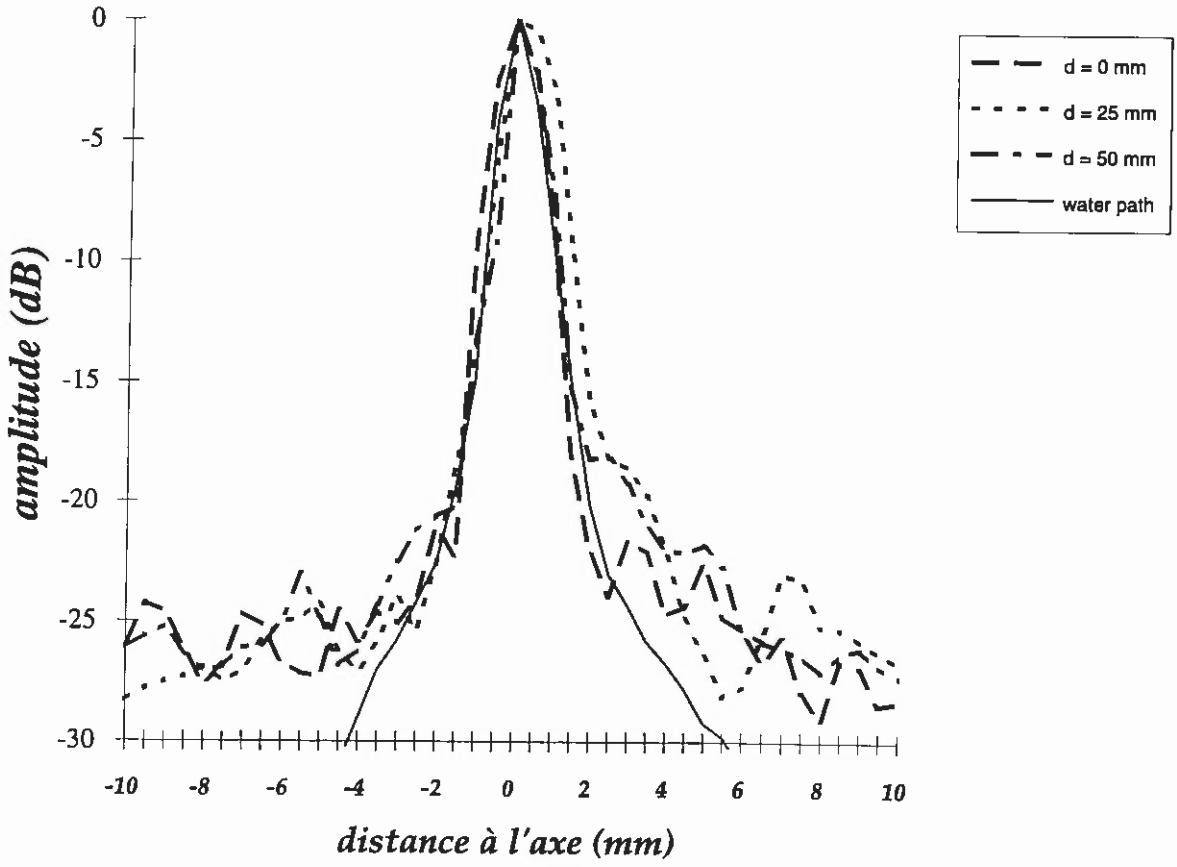


Fig. II.5 *Diagrammes de directivité obtenus par retournement temporel à travers un aberrateur collé au réseau, puis successivement placé à 25 mm du réseau et à 50 mm du réseau. La focalisation est indépendante de la distance entre le réseau et l'aberrateur.*

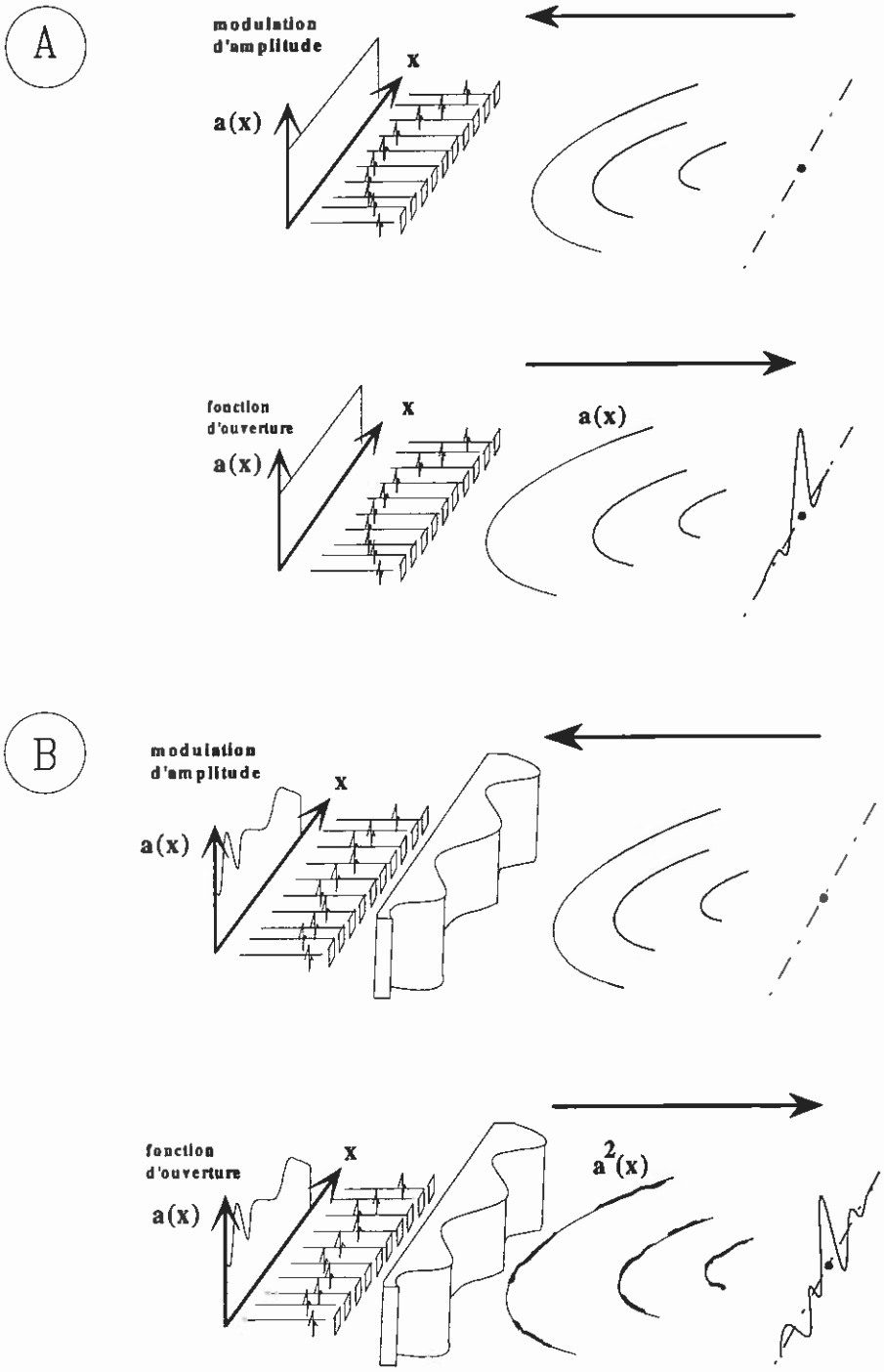


Fig. II.6 *Mise en évidence, pour des techniques adaptatives, du double effet d'une modulation d'amplitude appliquée dans le plan de l'ouverture émettrice. La variation du coefficient d'atténuation modifie la fonction d'ouverture et, par conséquent, le diagramme de directivité résultant dont l'allure est la transformée de Fourier de la fonction d'ouverture.*

compensation de la modulation d'amplitude liée aux différences de sensibilité entre éléments transducteurs. Toutefois, on ne peut avoir accès à la modulation d'amplitude engendrée par l'aberrateur que si l'aberrateur est collé au réseau de transducteurs. Dans ce cas, si on reçoit sur la voie i un facteur d'amplitude α^i_{inhomo} au travers de l'aberrateur collé au réseau alors qu'on avait reçu un facteur d'amplitude α^i_{homo} dans l'eau, il faudra appliquer, lors de la réémission du signal, un facteur compensateur d'amplitude égal à

$$\alpha^i_{compens.} = \frac{\alpha^i_{homo}}{\left(\alpha^i_{inhomo}\right)^2} \qquad \text{(II.3).}$$

Le signal compensé a alors un facteur d'amplitude de $\alpha^i_{inhomo} \times \alpha^i_{compens.} = \frac{\alpha^i_{homo}}{\alpha^i_{inhomo}}$. Avec $\alpha^i_{inhomo} = \alpha^i_{homo} \times \alpha^i_{aber}$ et α^i_{aber} le facteur d'atténuation dû à l'aberrateur seul, le facteur d'amplitude du signal émis devient $\frac{1}{\alpha^i_{aber}}$ et est compensé lors de la repropagation au travers de l'aberrateur.

Toutefois, lors de la compensation d'amplitude, il faut veiller à ce que des rapports de facteurs d'amplitude trop importants entre voies du réseau, et notamment en cas d'amplitudes beaucoup plus faibles sur les voies extrêmes que sur les voies centrales, n'entraînent pas une anti-apodisation trop forte qui favoriserait l'émission des voies extrêmes de manière absurde.

Hormis la possible modulation d'amplitude engendrée par l'aberrateur et le défaut électronique des émetteurs, le résultat principal des expériences de focalisation en émission par retournement temporel est l'indépendance de la focalisation par rapport à la position de l'aberrateur. Ainsi, quelle que soit la distance sur laquelle interfèrent les ondelettes secondaires d'Huygens, le retournement temporel du champ de pression enregistré par le réseau de transducteurs permet toujours une refocalisation correcte sur la source. Il faut comparer ce résultat avec les expériences de focalisation par retards adaptatifs décrites au chapitre précédent.

Dans ce cas, nous avons constaté que la focalisation adaptée ne fonctionne correctement que lorsque l'aberrateur était situé près du réseau de transducteurs. Nous allons montrer que

l'efficacité du retournement temporel est liée à sa faculté de réaliser un véritable filtre spatio-temporel adapté à la source émettrice (ou à un réflecteur dans notre cas).

II.I.6 Filtre Adapté

Le principe de Filtre Adapté est issu de la théorie du signal. Il stipule que, pour une énergie d'entrée donnée, la sortie d'un système linéaire de réponse impulsionnelle $h(t)$ est maximisée par l'entrée de forme $i(t)=h(-t)$. La convolution du signal d'entrée $h(-t)$ avec la réponse du système $h(t)$ produit alors un signal symétrique ayant son maximum à l'origine du référentiel temporel $(t=0)$. Il s'agit là d'un filtre adapté temporel. Nous proposons maintenant de démontrer qu'un tel filtre adapté est réalisé par chaque voie du MRT et que la superposition de ces filtres adaptés temporels crée un filtre spatio-temporellement adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction de la source à travers le milieu inhomogène. Notre démonstration se rapporte à la théorie impulsionnelle de diffraction.

Considérons le signal électrique capté par le i-ème transducteur du réseau (situé en r_i) en provenance d'une source ponctuelle impulsionnelle située en r_0. Nous noterons ce signal $p_{r_0}(r_i,t)$. Du fait de la linéarité des opérations de propagation et de transduction, ce signal peut se mettre sous la forme d'un produit de convolution de deux réponses impulsionnelles: la réponse impulsionnelle de diffraction qui prend en compte tous les effets de propagation de l'onde en milieu inhomogène, et la réponse acousto-électrique du transducteur. On peut alors noter ce signal:

$$p_{r_0}(r_i,t)=h_{r_0}(r_i,t)\otimes h_i^{ae}(t) \qquad \text{(II.4)}$$

où $h_{r_0}(r_i,t)$ représente la réponse impulsionnelle de diffraction originaire du point r_0 et mesurée au point r_i, et $h_i^{ae}(t)$ la réponse acousto-électrique du i-ème transducteur. L'ensemble de tous ces signaux, enregistrés sur chacun des transducteurs, représente le champ de pression correspondant à la fonction de Green du réflecteur échantillonnée par l'ouverture finie de la

barrette. L'électronique du miroir à retournement temporel retourne temporellement chacun de ces signaux et transmet aux émetteurs les signaux causaux suivants:

$$p_{r_0}(r_i, T-t) = h_{r_0}(r_i, T-t) \otimes h_i^{ae}(T-t) \qquad \text{(II.5).}$$

Le signal acoustique transmis dans le milieu par le i-ème transducteur peut alors s'écrire en r_0 (point source initial) sous la forme:

$$a_i(r_0, t) = p_{r_0}(r_i, T-t) \otimes h_i^{ea}(t) \otimes h_{r_i}(r_0, t)$$

$$a_i(r_0, t) = h_{r_0}(r_i, T-t) \otimes h_i^{ae}(T-t) \otimes h_i^{ea}(t) \otimes h_{r_i}(r_0, t) \qquad \text{(II.6).}$$

où $h_i^{ea}(t)$ est la réponse électro-acoustique du i-ème transducteur et $h_{r_i}(r_0, t)$ la réponse impulsionnelle de diffraction originaire du point r_i et mesurée au point r_0.

Les méthodes actuelles de fabrication (découpe, assemblage, amortissement...) des transducteurs nous permettent de considérer que deux transducteurs de même dimension ont des réponses électro-acoustiques similaires. Il en est de même de leurs réponses acousto-électriques. Ceci se traduit par:

$$h_i^{ae}(t) = h_j^{ae}(t) \qquad \text{(II.7)}$$

et $$h_i^{ea}(t) = h_j^{ea}(t) \qquad \text{(II.8).}$$

De plus, la symétrie de l'effet piezo-électrique des céramiques entraîne que, pour un même transducteur, les réponses acousto-électrique et électro-acoustique sont identiques. On a alors

$$h_i^{ae}(t) = h_i^{ea}(t) \qquad \text{(II.9).}$$

On notera dorénavant toute réponse impulsionnelle de transduction, électro-acoustique aussi bien qu'acousto-électrique, $h^{ae}(t)$ et ceci indépendamment du transducteur considéré.

La contribution acoustique individuelle d'un transducteur au point r_0 devient alors:

$$a_i(r_0,t) = h_{r_0}(r_i, T-t) \otimes h^{\infty}(T-t) \otimes h^{\infty}(t) \otimes h_{r_i}(r_0,t) \qquad \text{(II.10)}.$$

On constate dans cette expression que la convolution des deux termes de transduction n'est autre que l'expression formelle d'un filtre adapté produisant un signal symétrique ayant son maximum au temps T. Il nous reste donc à démontrer que la convolution des termes de propagation équivaut, au point r_0, à un filtre adapté de même nature. Cette démonstration fait appel au principe de réciprocité.

Principe de Réciprocité.

Le principe de réciprocité stipule qu'en tout milieu, même inhomogène, les positions d'une source impulsionnelle et d'un point de mesure peuvent être interchangées sans modifier la réponse impulsionnelle de diffraction mesurée. Ce théorème est démontré aussi bien en milieu homogène qu'en milieu inhomogène [12,13]. Ce théorème, illustré Figure II.7, est d'une importance considérable. En effet, il établit la relation:

$$h_{r_0}(r_i,t) = h_{r_i}(r_0,t) \qquad \text{(II.11)}.$$

Ainsi, la réponse impulsionnelle de diffraction du réflecteur au transducteur est la même que celle du transducteur au réflecteur. Cette réciprocité dans le milieu peut être vérifiée expérimentalement de la manière suivante: on transmet une impulsion électrique à un transducteur du réseau et on enregistre, après réflexion sur un cible réflectrice au travers de l'aberrateur, le signal reçu par un autre transducteur suffisamment éloigné du premier. Ensuite, les rôles d'émetteur et d'observateur sont permutés entre les deux transducteurs. Les deux réponses impulsionnelles de diffraction mesurées sont présentées Figure II.8 . Elles corroborent la validité du théorème de réciprocité en milieu inhomogène.

En fait, ce théorème peut être étendu aux milieux atténuants, absorbants, contenant plusieurs interfaces, voire multi-diffuseurs, pour peu qu'ils soient statiques. En effet, tout

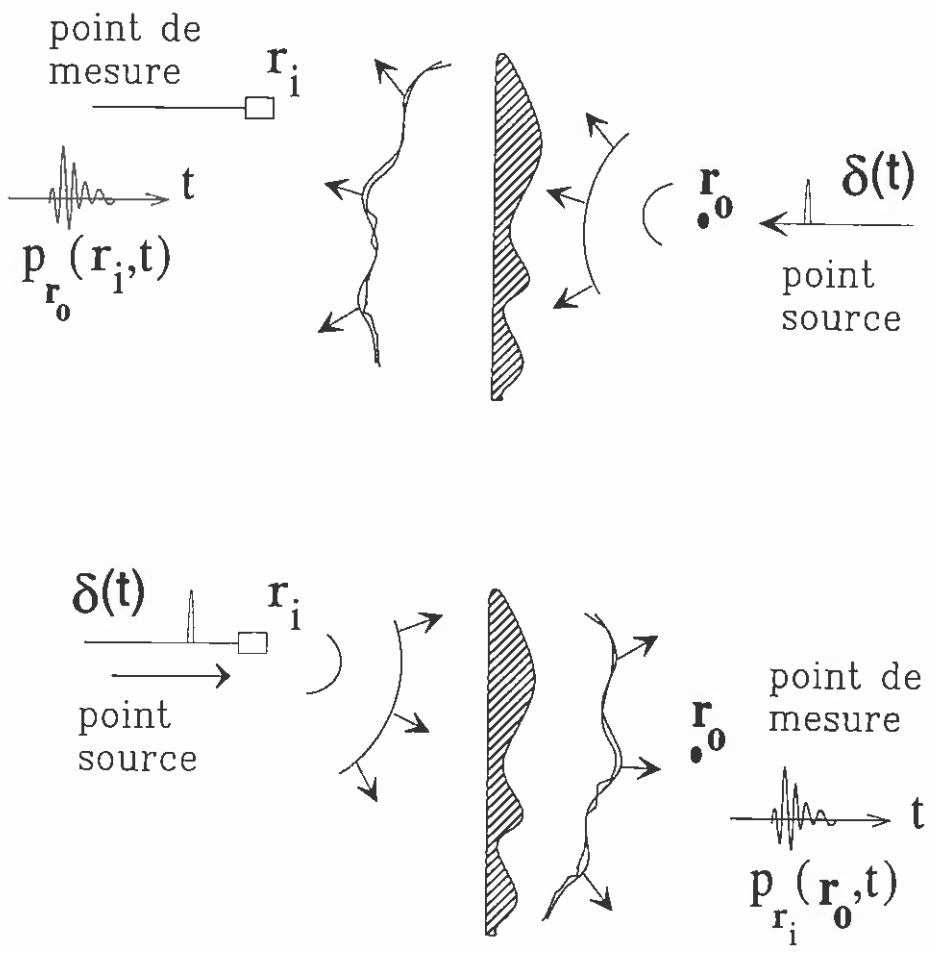


Fig. II.7 *Illustration du théorème de réciprocité. Si une source ponctuelle émet une onde impulsionnelle, le signal observé en un point récepteur est identique à celui observé dans le cas où les positions de la source et du récepteur sont interverties. Ce théorème est également valable en milieu inhomogène.*

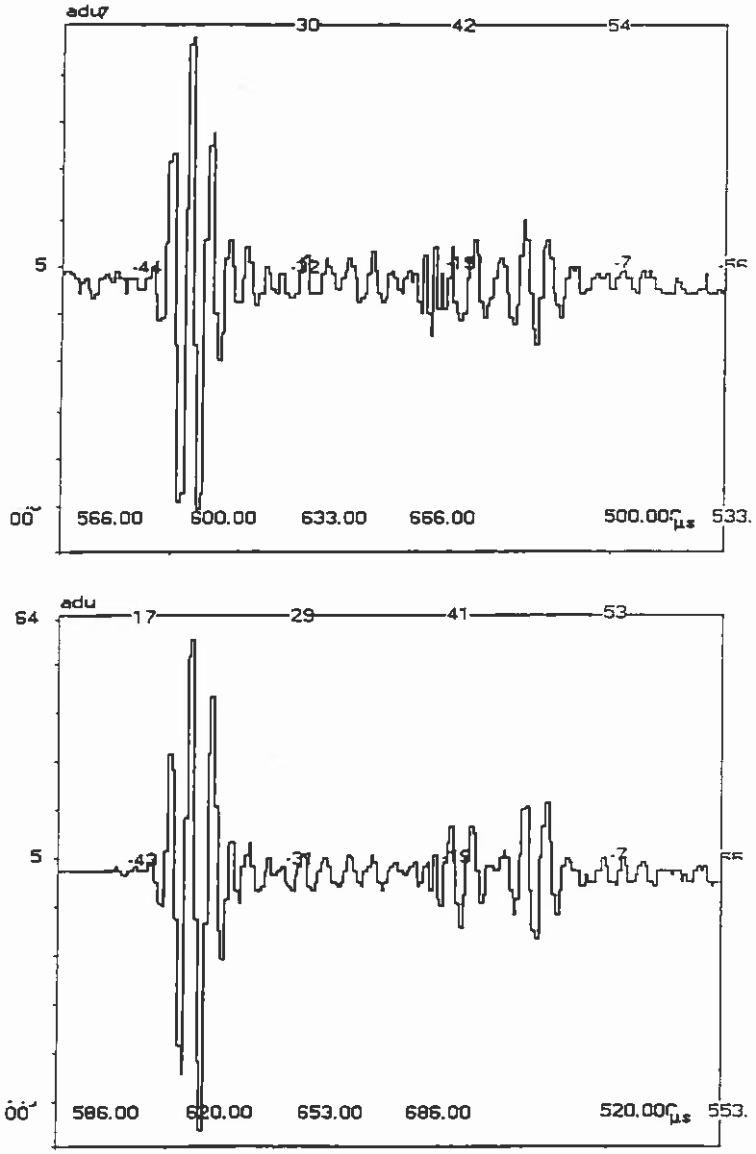


Fig. II.8 *Réponses impulsionnelles de diffraction en milieu inhomogène mesurées (A) par l'élément No.50 en émettant une impulsion avec l'élément No.60 , puis (B) par l'élément No.60 en émettant une impulsion avec l'élément No.50. Ces deux signaux possèdent un coefficient d'intercorrélation normalisé de 0,97.*

mouvement, écoulement hydrodynamique ou phénomène de vorticité dans le milieu brise la réciprocité en déviant l'onde ultrasonore [14]. En ce qui concerne les milieux biologiques, nous négligeons les effets que pourraient produire la circulation sanguine et surtout la respiration. La circulation sanguine n'engendre que des écoulements de faible vitesse peu susceptibles d'affecter le faisceau ultrasonore. Quant à la respiration, elle déplace les tissus et les organes à une fréquence bien moindre que la fréquence de répétition du processus de retournement temporel. On peut donc considérer que notre système s'applique à un milieu immobile.

L'équivalence entre les deux réponses impulsionnelles de diffraction permet désormais de réécrire l'équation (II.10) en réunissant les termes de transduction et ceux de propagation, puis en appliquant le théorème de réciprocité:

$$a_i(r_0,t) = h^{\infty}(T-t) \otimes h^{\infty}(t) \otimes h_{r_i}(r_0,T-t) \otimes h_{r_i}(r_0,t) \qquad \text{(II.12)}.$$

On obtient alors au point r_0 un signal acoustique symétrique, ayant son maximum en T et d'amplitude maximale pour une énergie d'émission donnée. On peut remarquer que ce résultat ne dépend pas de la position du transducteur et qu'il est donc valable pour toutes les voies du réseau. Le délai causal T étant le même pour chaque voie, toutes les contributions acoustiques de tous les transducteurs ont leur maximum au même instant T au point r_0. Leur somme physique s'effectue automatiquement par principe de superposition et produit en r_0 le signal acoustique

$$A(r_0,t) = \sum_{i=1}^{N} a_i(r_0,t) \qquad \text{(II.13)}.$$

Il résulte de cette sommation une interférence pleinement constructive. On a donc réalisé en émission le filtre spatio-temporellement adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction de la source de l'écho enregistré. La figure II.9 illustre le processus de focalisation spatio-temporelle par filtrage adapté à travers le milieu inhomogène.

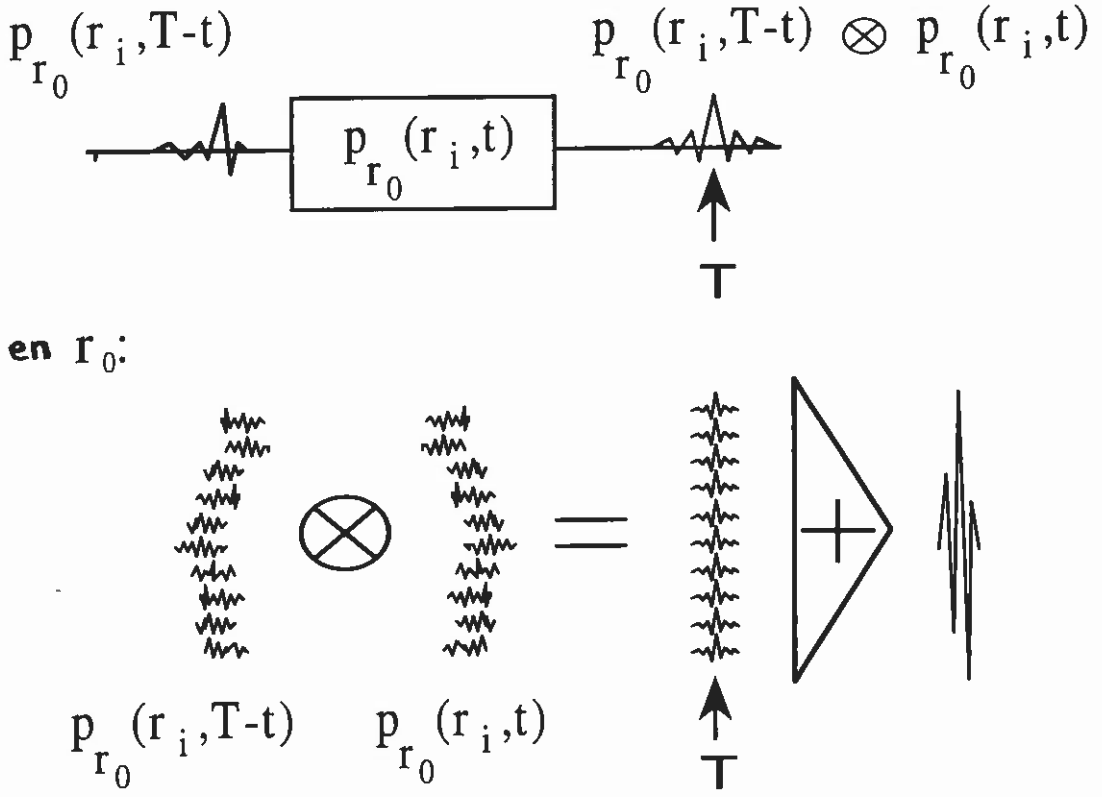


Fig. II.9 *Réalisation du filtrage adapté. Chaque réponse impulsionnelle de diffraction enregistrée sur chaque voie du réseau est réémise dans le milieu après retournement temporel. La propagation de ces signaux dans le milieu assure, à l'emplacement du réflecteur, un filtre adapté temporel par convolution de chaque signal émis avec son retourné temporel. Par principe de superposition, un filtre adapté spatio-temporel est créé à l'emplacement du réflecteur ponctuel où les signaux acoustiques de chaque filtre adapté temporel interfèrent constructivement.*

II.I.7 Conclusion.

Le point clef de cette partie a été de montrer que, si on a accès à l'écho d'une cible ponctuelle, c'est à dire à la mesure de la fonction de Green associée à ce point, le retournement temporel de cette fonction de Green permet de réaliser une onde ultrasonore focalisée de façon optimale sur cette cible. Cette propriété d'autofocus ultrasonore est fondamentale. Elle permet une focalisation en émission automatique sur le point source de l'écho enregistré, sans aucune calibration du réseau de transducteurs. Cette focalisation automatique est due au processus de filtre adapté spatio-temporel que réalise la propagation du retourné temporel de la fonction de Green dans le milieu inhomogène.

L'électronique mise en oeuvre reste simple dans la focalisation en émission par retournement temporel puisqu'elle consiste essentiellement à gérer de la mémoire, à contrôler la dynamique de réception ainsi que les amplificateurs d'émission.

Pour franchir une nouvelle étape dans le processus d'imagerie, il faut généraliser le concept de filtre adapté, non seulement à la focalisation en émission, mais également au mode de réception. Ainsi, la fonction de Green qui nous servait à "interroger" un point du milieu sur sa réflectivité doit alors nous servir à isoler en réception l'information provenant de ce point. Pour réaliser une image échographique en milieu inhomogène, il est donc nécessaire de maîtriser à la fois le processus de focalisation en émission et le processus de focalisation en réception.

II.2 FOCALISATION EN RECEPTION.

La focalisation en réception a de nombreuses analogies avec la focalisation en émission. On peut représenter les deux processus de la manière suivante (Figure II.10):

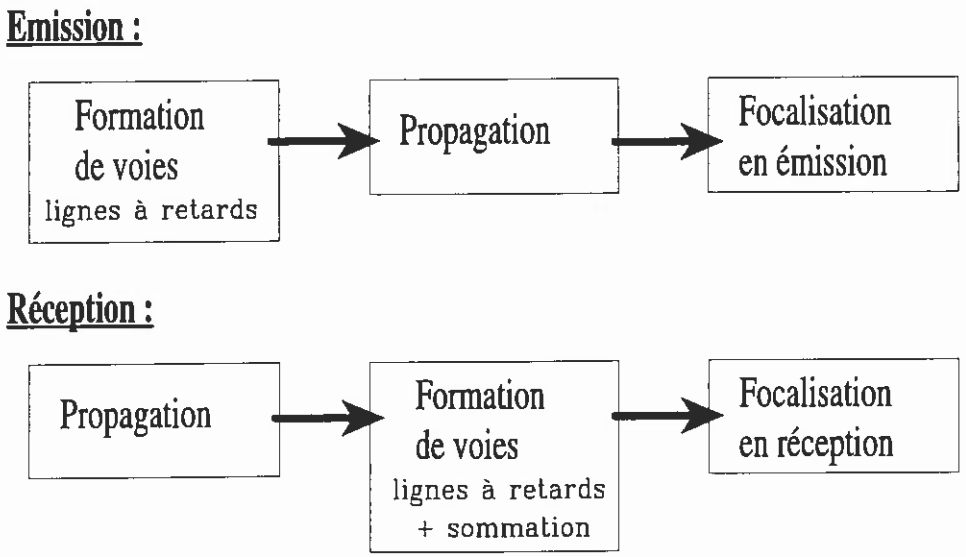


Fig. II.10 *Synoptiques simplifiés des principes de focalisation en émission et en réception avec un réseau de transducteurs.*

Les deux processus se distinguent par l'inversion des étapes de propagation et de formation de voies. En effet, en milieu homogène, les signaux émis pour focaliser en émission présentent des retards relatifs qui compensent les différences de chemin acoustique lors de la propagation. D'où une interférence constructive au foyer. En réception, les signaux réfléchis par le réflecteur se propagent et parviennent décalés au réseau de transducteurs. Le traîtement requis consiste alors à appliquer à ces signaux des retards inverses à ceux engendrés par la propagation, puis à sommer les signaux retardés. Ces retards sont typiquement les mêmes que ceux appliqués aux signaux lors de l'émission. Sachant que la loi cylindrique de retards employée en milieu homogène, en émission comme en réception, est représentative de la fonction de Green du

réflecteur, on peut généraliser cette procédure aux milieux inhomogènes. Pour cela, réécrivons formellement le processus de focalisation en réception sur un réflecteur situé au point r_0 en milieu homogène, puis nous appliquerons ce processus à un réflecteur ponctuel en milieu inhomogène.

II.2.1 Focalisation en réception en milieu homogène.

En milieu homogène, la réponse impulsionnelle de diffraction d'un réflecteur situé en r_0 et mesurée en r_i par le i-ème transducteur du réseau (considéré comme ponctuel) peut s'exprimer, à un facteur d'amplitude près, par

$$h_{r_0}(r_i,t) = \delta(t-\tau_i) = \delta\left(t - \frac{\overline{r_0 r_i}}{c}\right) \qquad \text{(II.14)}$$

traduisant ainsi le retard dû à la propagation. Prenant en compte la réponse impulsionnelle de transduction, chaque transducteur perçoit le signal

$$p_{r_0}(r_i,t) = h^{ae}(t) \otimes h_{r_0}(r_i,t) = h^{ae}(t) \otimes \delta(t-\tau_i), \text{ avec } \tau_i = \frac{\overline{r_0 r_i}}{c} \qquad \text{(II.15).}$$

La focalisation en réception s'effectue alors en appliquant sur chaque voie le retard inverse à celui de la propagation, transformant chaque signal reçu en

$$s(r_i,t) = p_{r_0}(r_i,t) \otimes \delta(t+\tau_i - T) = h^{ae}(t) \otimes \delta(t-\tau_i) \otimes \delta(t+\tau_i - T) = h^{ae}(t-T) \qquad \text{(II.16).}$$

où T est à nouveau un délai suffisant pour assurer la causalité. Parce que les réponses impulsionnelles des transducteurs sont identiques et parce que le délai causal T est le même pour chaque voie du réseau, on obtient avec toutes les voies un ensemble de signaux identiques parfaitement en phase. La sommation de tous ces signaux produit alors un signal d'amplitude N

fois supérieure (N nombre de transducteurs). Le maximum de ce signal est pris comme valeur représentative de la réflectivité du point focal considéré.

En milieu inhomogène, la réponse impulsionnelle de diffraction, vue par un transducteur ponctuel en provenance d'un réflecteur ponctuel, ne peut plus être modélisée par une distribution de Dirac. Par conséquent, le signal reçu sur chaque transducteur

$$p_{r_0}(r_i,t) = h^{ae}(t) \otimes h_{r_0}(r_i,t)$$

ne peut plus être traité par un simple retard adapté. Il faut donc trouver par quels signaux remplacer la loi de retards adaptés du milieu homogène pour réaliser la focalisation en réception, c'est à dire le filtre adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction du réflecteur à travers le milieu inhomogène. Dans ce but, nous avons développé une extension du concept de filtre adapté au mode de réception.

II.2.2 Détermination des signaux adaptés - Création d'une banque de données adaptée.

En milieu inhomogène, les signaux que reçoivent les transducteurs en provenance du réflecteur sont équivalents à la convolution d'une réponse impulsionnelle de transduction et de celle de diffraction du réflecteur qui prend en compte tous les effets de diffraction liés à la propagation en milieu inhomogène. Or, nous avons vu précédemment que pour réaliser un filtre adapté à un tel système, le signal d'entrée à fournir est le retourné temporel de la réponse impulsionnelle du système. On obtiendrait ainsi pour chaque transducteur le signal

$$\begin{aligned} s(r_i,t) &= p_{r_0}(r_i,t) \otimes p_{r_0}(r_i,T-t) \\ s(r_i,t) &= h^{ae}(t) \otimes h_{r_0}(r_i,t) \otimes h^{ae}(T-t) \otimes h_{r_0}(r_i,T-t) \end{aligned} \qquad \text{(II.17)}$$

qui est indépendant de la position du transducteur, symétrique et qui a son maximum en T. Toutefois, si on considère le processus de focalisation en réception indépendamment des autres étapes du processus d'imagerie, les signaux $p_{r_0}(r_i, T-t)$, que nous assimilons à la fonction de Green du point focal désiré, sont a priori inconnus. Il nous est donc impossible d'adapter la focalisation en réception à tel ou tel point du milieu sans connaître sa fonction de Green. Une étape préliminaire d'acquisition de la fonction de Green du réflecteur est donc nécessaire.

L'acquisition de la fonction de Green du réflecteur ponctuel sur lequel on veut focaliser en réception intervient en fait lors de la focalisation par retournement temporel en émission. Pour focaliser en émission, les itérations successives réalisées pour parvenir à isoler spatio-temporellement le réflecteur fournissent rapidement (en 2 ou 3 itérations) un ensemble de signaux $p_{r_0}(r_i, T-t)$ quasiment invariant par une itération supplémentaire. Cet ensemble de signaux est alors très proche de la fonction de Green idéale du réflecteur. L'acquisition de ces signaux constitue l'étape de formation de voies et leur propagation assure la focalisation par filtre adapté en émission. C'est pourquoi on sauvegarde cet ensemble de signaux $p_{r_0}(r_i, T-t)$ dans une banque de données constituée de mémoires électroniques extérieures au MRT. Cette banque de données, adaptée à r_0, nous permet ainsi de connaître a priori les signaux optimaux nécessaires à la réalisation d'un filtrage adapté dans le processus de focalisation en réception.

Pour un milieu inhomogène, une focalisation préliminaire en émission est donc indispensable à la focalisation en réception. De plus, après focalisation en émission, le réflecteur ponctuel agit comme une source active ponctuelle en réfléchissant un maximum d'énergie par rapport aux autres points du milieu. Dès lors, on parlera plutôt d'une focalisation en émission-réception que d'une focalisation en réception uniquement.

II.2.3 Procédure de focalisation en émission-réception.

L'étape préliminaire de focalisation en émission peut requérir n itérations avant la sélection d'un ensemble de signaux satisfaisants ou invariants par une itération supplémentaire (*n* est ici

une notation formelle et n'exprime nullement la nécessité d'un grand nombre d'itérations). Les signaux enregistrés à la n-ième itération sont retournés temporellement. On les note $p_{r_0}^{iter.n}(r_i, T-t)$. Dans un premier temps, ils sont transférés dans des mémoires extérieures, constituant ainsi la banque de données adaptée au réflecteur situé en r_0. Ensuite, ils sont émis dans le milieu, leur propagation assurant la focalisation par filtre adapté en émission. Le réflecteur reçoit alors un maximum de pression qu'il rétrodiffuse à la manière d'une source active. Les signaux reçus par le réseau de transducteurs sont alors notés

$$p_{r_0}^{iter.(n+1)}(r_i, t) = h^{ae}(t) \otimes h_{r_0}(r_i, t).$$

Rappelons ici qu'en milieu homogène, on applique aux signaux reçus une loi de retards adaptée au point focal désiré, ce qui est équivalent à convoluer chaque signal par une distribution de Dirac (voir paragraphe II.2.1). Généralisant cette procédure aux milieux inhomogènes, nous convoluons ligne à ligne les signaux reçus en milieu inhomogène avec la fonction de Green du réflecteur pré-enregistrée dans la banque de données (voir Figure II.11). On obtient ainsi N signaux individuels notés:

$$s_{r_0,r_0}(r_i, t) = p_{r_0}^{iter.(n+1)}(r_i, t) \otimes p_{r_0}^{iter.n}(r_i, T-t) \qquad \text{(II.18)}$$

où l'indice "r_0, r_0" stipule que l'on convolue un signal provenant de r_0 avec un signal adapté à r_0. Si l'on admet avoir acquis une banque de données invariante d'une itération à l'autre, chaque signal obtenu se développe formellement en:

$$s_{r_0,r_0}(r_i, t) = h^{ae}(t) \otimes h_{r_0}(r_i, t) \otimes h^{ae}(T-t) \otimes h_{r_0}(r_i, T-t) \qquad \text{(II.19).}$$

où les exposants dus aux itérations préliminaires disparaissent. On reconnaît alors dans chaque signal l'expression analytique d'un filtre adapté, indépendamment de la position du transducteur. Ils sont donc tous symétriques avec tous leur maximum au même instant T. La somme de tous les signaux $s_{r_0,r_0}(r_i, t)$ ainsi formés provoque donc une interférence constructive à l'instant T.

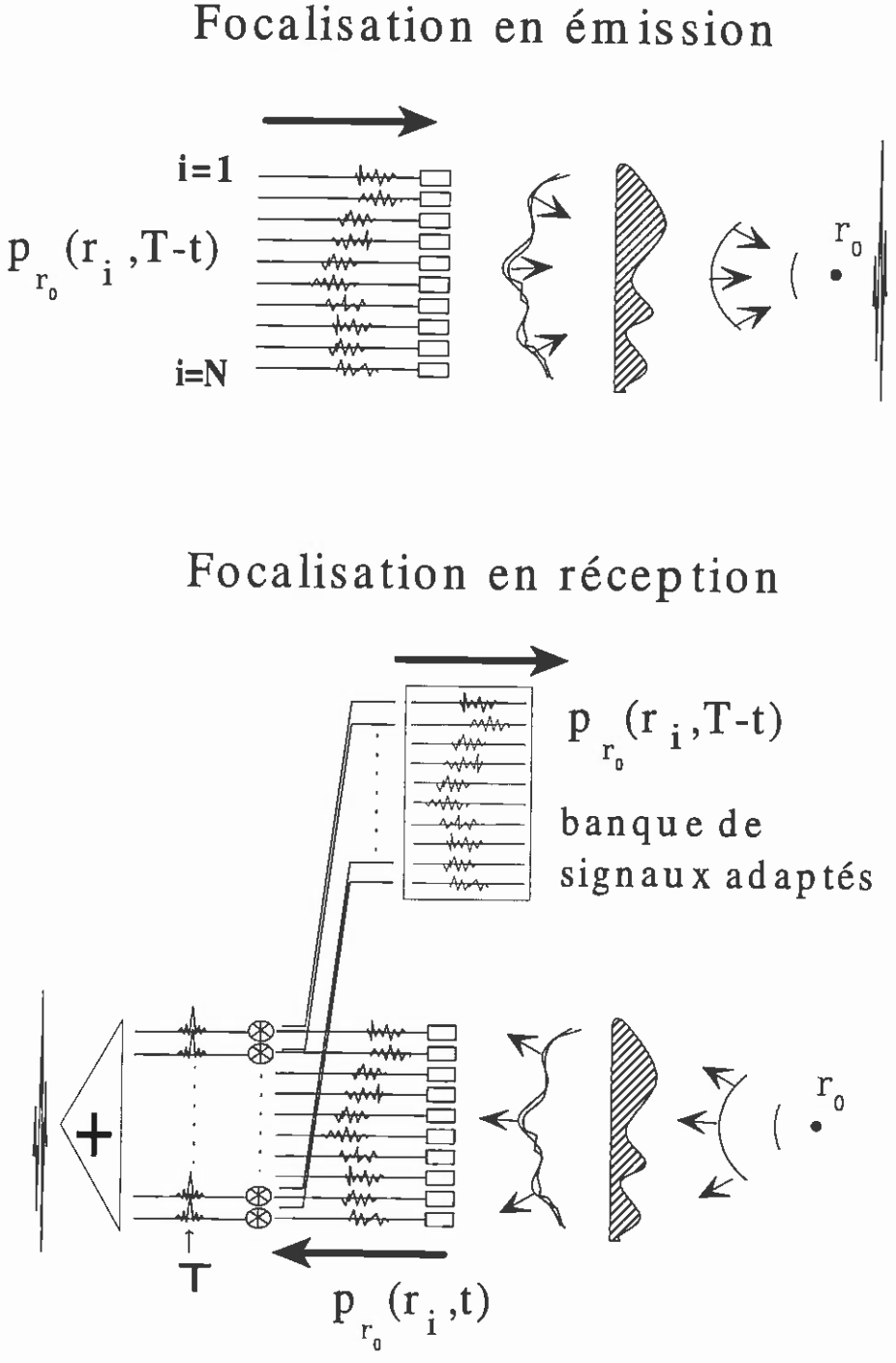


Fig. II.11 *Séquence complète de focalisation en émission-réception. La banque de signaux adaptés est utilisée initialement pour focaliser en émission. Elle est sauvegardée dans des mémoires extérieures au MRT. En réception, quand un écho est effectivement rétrodiffusé par le réflecteur, les signaux reçus sont convolués avec ceux de la banque adaptée pour produire un ensemble de signaux ayant tous leur maximum au même instant. Leur sommation est alors pleinement constructive.*

Le signal résultant noté

$$S_{r_0,r_0}(t) = \sum_{i=1}^{N} s_{r_0,r_0}(r_i,t) \qquad \text{(II.20)}$$

possède alors un maximum correspondant à l'amplitude maximale que l'on puisse obtenir pour un écho provenant de r_0 et pour une énergie d'émission donnée. La réalisation d'un tel filtrage adapté assure la focalisation sur r_0 en émission-réception. La valeur du maximum de $S_{r_0,r_0}(t)$ est alors représentative de la réflectivité de r_0. C'est cette valeur qui est retenue pour l'établissement de la carte de réflectivité bidimensionnelle, c'est à dire l'image du milieu exploré.

Pour quantifier expérimentalement la focalisation obtenue, nous allons procéder à des mesures de directivité en émission-réception. En effet, la qualité de la focalisation, qu'on peut traduire par un moindre étalement de l'image d'un point, est cruciale pour la netteté de l'image.

II.2.4 Résultats expérimentaux.

Nous allons appliquer la méthode précédemment décrite de focalisation en émission-réception à la pointe de l'hydrophone initialement placé en r_0 comme cible réflectrice. Cette position se trouve sur l'axe médian perpendiculaire à la barrette de transducteurs à une distance de 90 mm. En fait, la configuration expérimentale barrette-aberrateur-hydrophone reste identique à celles des expériences précédentes. On procède alors à une étape préliminaire de focalisation en émission par retournement temporel sur le réflecteur au travers de l'aberrateur.

Dans cette étape, la fonction de Green du réflecteur, retournée temporellement, est transferée dans une banque de données extérieure au MRT. Le réseau de transducteurs reste ensuite constamment adapté à r_0 en émettant les signaux stockés dans la banque de données. On déplace alors la cible réflectrice dans le plan focal par pas de 0.5 mm de part et d'autre de r_0, afin de mesurer le diagramme de directivité en émission-réception. Le réseau enregistre ainsi l'écho rétrodiffusé provenant de chaque position de la pointe de l'hydrophone. Le réseau

acquiert donc en réception un ensemble d'échos correspondant à l'ensemble des positions de l'hydrophone. La Figure II.12 illustre le principe de ces différents enregistrements.

Pour chaque position du réflecteur, l'écho rétrodiffusé est convolué ligne à ligne (voie à voie) avec la banque de données adaptée à r_0. Par sommation de toutes les lignes résultantes, on crée le signal $S_{r_1,r_0}(t)$ correspondant à la réflectivité d'une position r_1 observée par un réseau spatio-temporellement adapté à r_0 en émission-réception. Ce signal s'exprime formellement par:

$$S_{r_1,r_0}(t) = \sum_{i=1}^{N} s_{r_1,r_0}(r_i,t) = \sum_{i=1}^{N} p_{r_1}(r_i,t) \otimes p_{r_0}(r_i,T-t) \qquad \text{(II.21)}.$$

Nous ne considérons que la valeur du maximum de ce signal. Conformément à la théorie du filtre adapté, cette valeur décroît fortement lorsque la distance $\overline{r_0 r_1}$ s'accroît et est maximum lorsque $r_1 = r_0$. Plusieurs diagrammes de directivité ont été ainsi établis, correspondant à plusieurs distances barrette-aberrateur (0 mm, 25 mm et 50 mm). Ils sont présentés Figure II.13.a .

Pour comparer ces résultats avec ceux qu'aurait produits une technique de retards adaptés, la même expérience a été réalisée en utilisant comme banque de données une loi de retards calculée par intercorrélations entre les voies de la banque de données initiale. Les diagrammes de directivité obtenus sont présentés Figure II.13.b . La comparaison des résultats obtenus par les deux techniques fait ressortir un niveau très bas de lobes secondaires pour un aberrateur éloigné du réseau et en utilisant une banque de données adaptée au réflecteur plutôt qu'une loi de retards. Dans ce cas, la focalisation en émission-réception réduit le niveau des lobes secondaires à environ - 55 dB, comparé à - 35 dB avec une technique de retards adaptés. Plusieurs approches permettent d'expliciter ces résultats, parmi lesquelles on distinguera deux cas. D'une part, le cas où l'aberrateur est collé au réseau et où on peut considérer le milieu comme "homogène". D'autre part, les cas où l'aberrateur est éloigné du réseau.

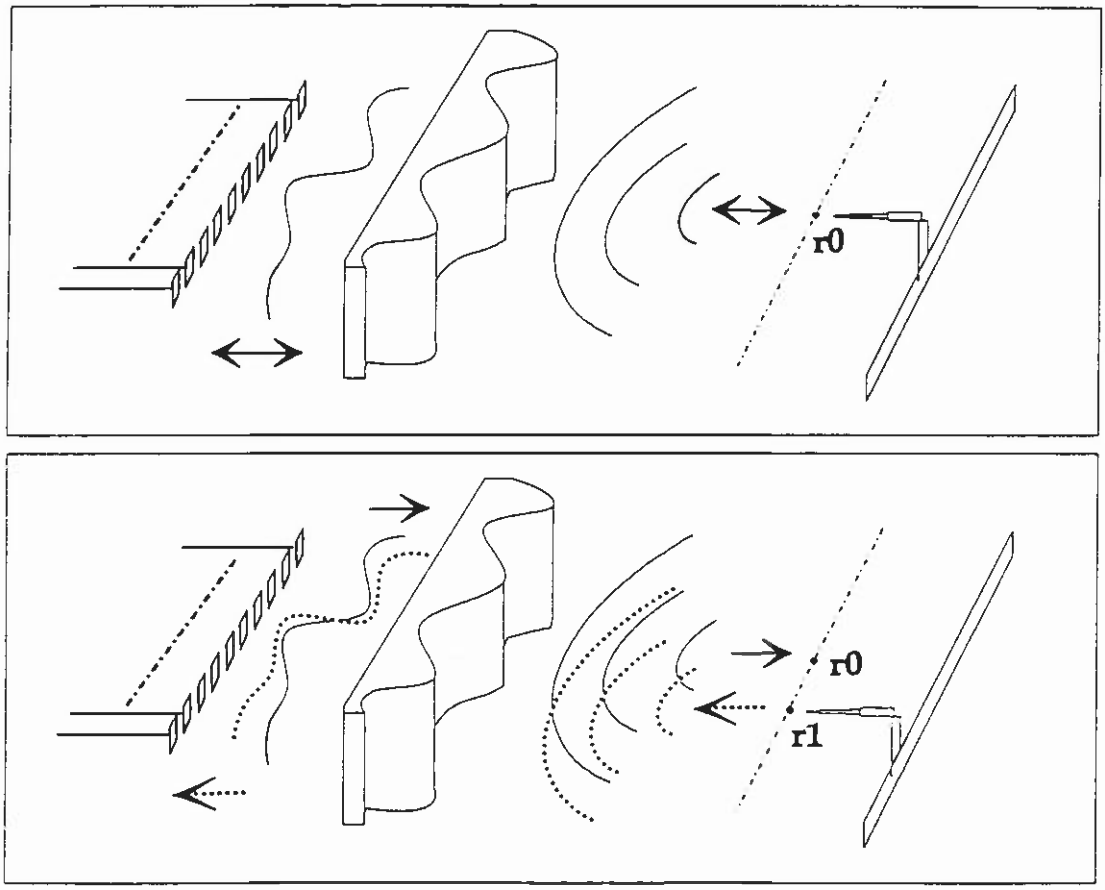


Fig. II.12 *Procédure expérimentale d'établissement des diagrammes de directivité en émission réception. En émettant la banque de signaux adaptés, le réseau reste toujours focalisé sur r_0 en émission. Le réflecteur est ensuite déplacé dans le plan focal et le réseau enregistre en réception chaque écho provenant de chaque position du réflecteur. Le diagramme de directivité en émission-réception est alors obtenu en convoluant chacun de ces échos avec la banque de signaux adaptés à r_0.*

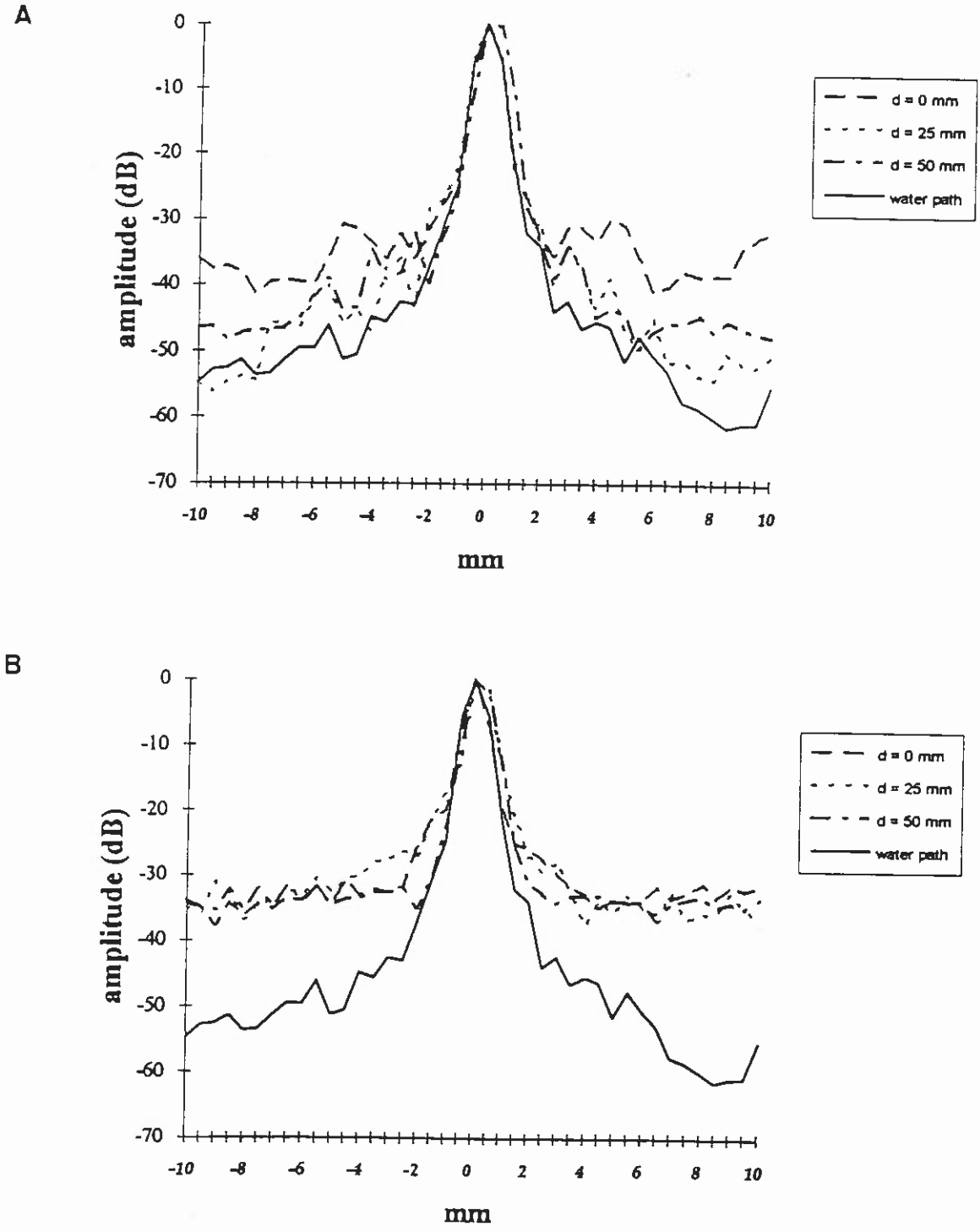


Fig. II.13 *Diagrammes de directivité en émission-réception obtenus en utilisant (A) une banque de signaux adaptés, puis (B) une loi de retards adaptés.*

Aberrateur collé au réseau de transducteurs.

Pour une couche aberratrice collée au réseau de transducteurs, la loi de retards adaptés suffit théoriquement à aligner tous les signaux identiques reçus. La Figure II.14 nous présente à ce propos les signaux $s_{r_0,r_0}(r_i,t)$ obtenus dans chaque configuration expérimentale juste avant sommation. Ils sont présentés sous forme normalisée. Le cadre (a) nous permet ici de vérifier l'alignement des signaux identiques reçus. Toutefois, l'interférence constructive observée figure II.13.b ne confirme pas le fort contraste attendu entre la réflectivité de r_0 et celle des autres positions. Dans cette configuration où les résultats devraient être excellents et où la courbe devrait suivre celle obtenue dans l'eau, la valeur des lobes secondaires reste élevée. Nous avons déjà vu que la sévère modulation d'amplitude introduite par l'aberrateur limite l'efficacité du processus de focalisation. De plus, dans la focalisation en émission-réception, le réhaussement de 8 dB des lobes secondaires observé lors de la focalisation en émission (cf. Figure II.5) s'applique doublement et provoque donc une différence de 16 dB entre les lobes secondaires de cette courbe et ceux de la courbe obtenue pour l'eau pure. Ce comportement est observable également en utilisant le retournement temporel.

En effet, la banque de données adaptée au réflecteur est équivalente à une loi de retards, puisque les signaux reçus par le réseau sont identiques; d'où un comportement identique des deux méthodes. La modulation d'amplitude n'est pas compensée non plus par simple retournement du temps dans l'équation d'onde. C'est pourquoi les applications futures de ce mode de focalisation devront compenser la modulation d'amplitude engendrée par la traversée d'un aberrateur pour assurer une focalisation comparable à celle réalisée dans l'eau pure.

On peut également noter que l'utilisation d'une banque de données enregistrée pendant un temps T, alors que la fonction de Green du réflecteur est dissociée en espace et en temps, produit de légers lobes secondaires eventuellement dus au bruit de fond résiduel dans les signaux de la banque de données.

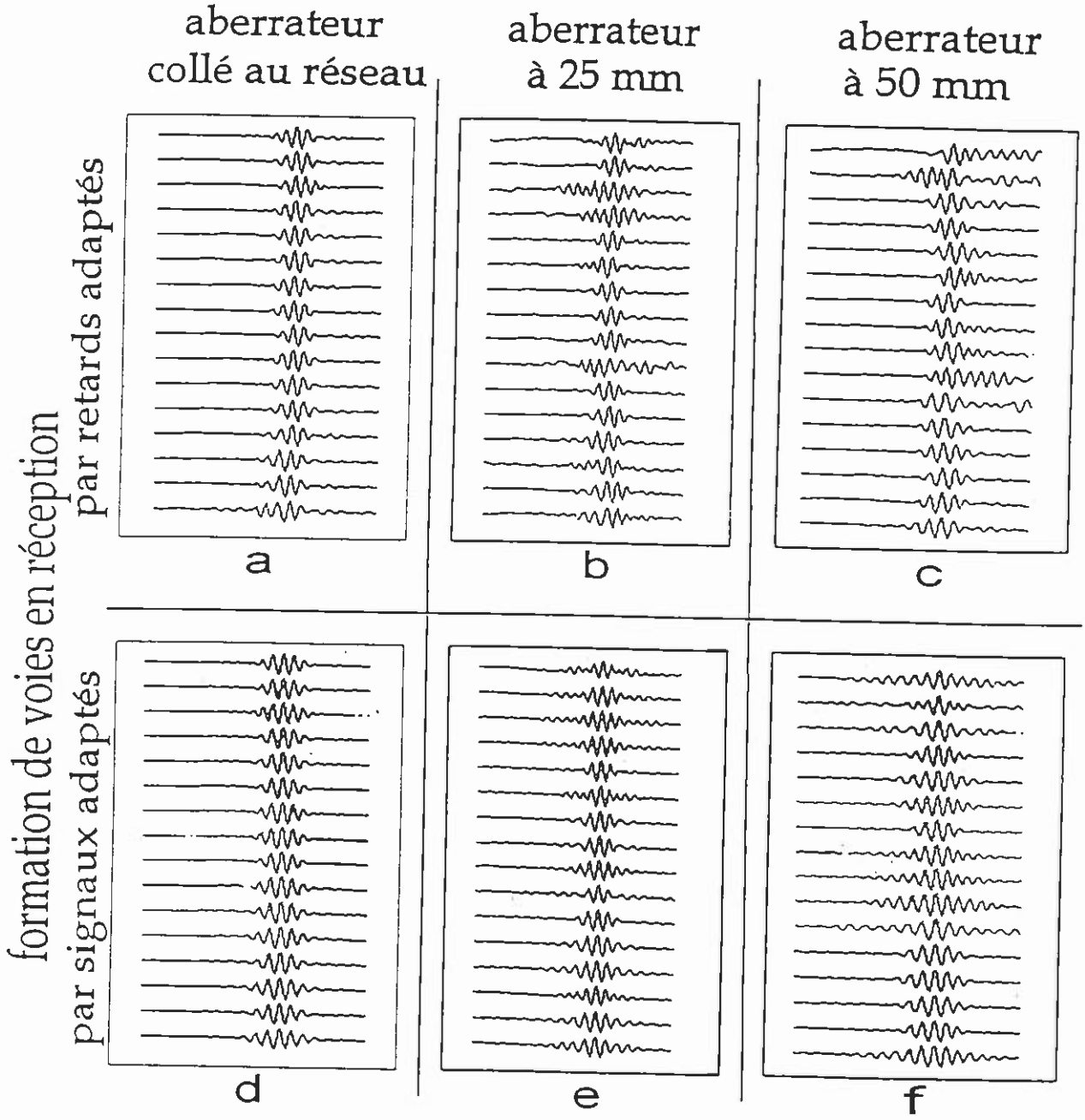


Fig. II.14 *Vue avant sommation, dans la procédure d'émission-réception, des signaux* $s_{r_0,r_0}(r_i,t)$ *créés par retards ou convolutions à partir de ceux provenant du réflecteur. L'utilisation d'une banque de signaux adaptés et celle d'une loi de retards adaptés sont comparées pour trois positions différentes de l'aberrateur.*

Aberrateur éloigné du réseau.

Maintenant, si l'aberrateur est éloigné du réseau de transducteurs, les effets de propagation entre l'aberrateur et le réseau ne peuvent être compensés uniquement par des retards (voir Figure II.14.b et c), comme nous l'avons vu précédemment. En outre, la convolution avec la banque de données adaptée rend automatiquement les signaux reçus symétriques avec tous leur maximum exactement au même instant T (voir Figure II.14.e et f). La somme $S_{r_0,r_0}(t)$ des signaux symétriques générés sur chaque voie par la focalisation en émission-réception assure alors une interférence pleinement constructive. Comme prévu, le filtrage adapté donne donc une valeur de réflectivité maximale pour un réflecteur situé au point focal.

Pour un écho provenant d'une cible distante du point focal, le processus générera des signaux $s_{r_i,r_0}(r_i,t)$ non symétriques, déphasés et ne pouvant interférer constructivement. De plus, la convolution de l'écho reçu par une banque de données inadaptée réduit fortement l'amplitude des signaux individuels $s_{r_i,r_0}(r_i,t)$ avant sommation. Ce pré-traitement explique le niveau de lobes secondaires plus faible obtenu avec un aberrateur éloigné qu'avec un aberrateur collé au réseau de transducteurs. Bien évidemment, ce pré-traitement n'intervient pas lorsqu'on emploie une loi de retards comme banque de données.

On est alors conduit à penser que plus le milieu est inhomogène, c'est à dire lorsque la fonction de Green d'un point voisin du réflecteur est d'autant plus décorrélée de celle du réflecteur, plus la focalisation par filtre adapté au réflecteur réduit les lobes secondaires. Pourquoi alors ne pas rendre les milieux très inhomogènes en plaçant par exemple une interface aberratrice entre le réseau de tranducteurs et le milieu? En fait, rendre un milieu homogène inhomogène n'apporterait strictement aucun avantage en qualité de focalisation et ne ferait que compliquer la formation de voies. Toutefois, rendre un milieu inhomogène un peu plus inhomogène (par exemple en introduisant de la diffusion multiple [16]) permettrait d'augmenter le contraste d'un réflecteur par rapport à son voisinage. En diminuant la longueur de corrélation entre la fonction de Green du réflecteur et celle d'un point voisin, on peut

envisager, sous réserve d'expériences futures, de faire chuter plus rapidement les lobes secondaires du diagramme de directivité en émission-réception. Toutefois, si on obtient une excellente résolution latérale, la résolution axiale sera dégradée compte tenu de la durée des signaux présentés Figure II.14.e et f.

Résolution axiale.

Dans la focalisation par banque de données adaptée, la résolution axiale, déterminée par l'étendue temporelle de $S_{r_0,r_0}(t)$, est dégradée. L'augmentation de la durée de ce signal est due aux multiples opérations de convolution durant le processif itératif. Ainsi, en émission et en réception, les réponses impulsionnelles de transduction viennent perturber l'approche de la fonction de Green exacte du réflecteur. Plusieurs techniques de déconvolution furent employées pour supprimer l'effet de ces convolutions.

Dans ces techniques, chaque signal reçu par un transducteur doit être déconvolué par un signal de référence. Ce signal de référence n'est autre que la convolution des deux réponses impulsionnelles de transduction, en émission et en réception, soit $ref_{\cdot,i}(t) = h_i^{ae}(t) \otimes h_i^{ea}(t)$. Compte tenu des équations (II.7) et (II.8), on émet l'hypothèse que ce signal de référence est identique pour chaque transducteur. Il est obtenu expérimentalement en émettant une impulsion sur un transducteur présentant un très bon rapport signal sur bruit. L'onde émise se réfléchit sur un miroir plan parfait (plaque de métal à surface polie) et on enregistre sur le même transducteur le signal de référence désiré. Cette référence fut utilisée dans une méthode de déconvolution par division spectrale puis dans une méthode proposée par Phillips et Twomey [17] qui minimise les oscillations et l'instabilité des solutions d'un système linéaire d'équations. Les essais préliminaires de déconvolution de signaux expérimentaux peu bruités s'avérèrent infructueux, présentant de légères oscillations et quelques aberrations numériques. Un traîtement numérique supplémentaire du signal obtenu sur chaque voie serait efficace à condition d'introduire un profil, connu a priori, du signal déconvolué désiré sur chaque voie. Ce profil est bien entendu impossible à déterminer a priori.

Face à ces routines impropres à une évaluation de la fonction de Green exacte du réflecteur, les déconvolutions numériques entre itérations de retournement temporel ont été abandonnées. La solution future envisagée pour extraire la fonction de Green de signaux bruités, ou obtenus après de nombreuses itérations, passe par l'approche DORT de C. Prada que nous évoquerons en fin d'ouvrage.

La dégradation de la résolution axiale est également due à la réalisation du filtre adapté en réception. En effet, la convolution par une banque de données aux signaux non impulsionnels allonge la durée du signal résultant, contrairement à une technique de lignes à retards qui décale simplement les signaux reçus. L'emploi de convolutions a le second inconvénient d'interdire l'accès au temps réel au processus de focalisation en émission-réception. En effet, l'exploitation des résultats d'une focalisation en émission-réception nécessite actuellement le calcul sur ordinateur des signaux individuels $s_{r_1,r_0}(r_i,t)$ voie après voie. Ainsi, un réseau où le nombre de transducteurs serait doublé engendrerait un temps d'exploitation des résultats lui aussi doublé ! Bien entendu, nous nous intéressons dans ce travail davantage au principe d'imagerie qu'à sa réalisation instrumentale. Toutefois, la réalisation du filtrage adapté en émission-réception dans le développement d'un futur prototype d'imagerie passe par la conception d'une électronique dédiée composée de DSP fonctionnant en parallèles.

CONCLUSION.

La deuxième partie du chapitre nous a permis d'étendre le concept de filtre adapté à la focalisation en réception. En fait, les processus de focalisation en émission et en réception ont de nombreuses analogies avec ceux du principe d'imagerie conventionnelle exposés dans le premier chapitre. La nouveauté est l'utilisation de la fonction de Green exacte du réflecteur en lieu et place d'une loi de retards classique supposée adaptée au réflecteur. On a pu ainsi démontrer que l'utilisation de la fonction de Green associée au réflecteur permet de réaliser le filtre adapté spatio-temporel à la réponse impulsionnelle de diffraction du réflecteur ponctuel en milieu inhomogène. Ce filtrage adapté est nécessaire à une focalisation optimale en émission-réception sur un point précis du milieu [18,19]. Ce procédé de focalisation permet d'obtenir une excellente résolution latérale, mais dégrade quelque peu la résolution axiale par les convolutions qu'il introduit.

La qualité de la focalisation est particulièrement liée à l'exactitude de la fonction de Green acquise. Certains milieux (bruités, purement diffuseurs ou multi-diffuseurs) peuvent perturber l'acquisition d'une fonction de Green exacte et ne fournir qu'une fonction de Green approchée. On ne peut alors réaliser qu'un filtre adapté approché. Toutefois, ces milieux, s'ils n'introduisent pas d'effet dissipatif, conservent l'invariance de l'équation d'onde par retournement temporel ainsi que la validité du processus de focalisation présenté dans ce chapitre.

Maintenant, si on considère acquise la fonction de Green d'un réflecteur ponctuel, le passage à l'imagerie de la zone contenant le réflecteur nécessite l'acquisition des fonctions de Green, ou banques de données, associées à chaque point de la zone. L'avantage réservé à l'imagerie en milieu homogène est la connaissance a priori de l'ensemble des fonctions de Green correspondant à l'ensemble des points de la zone à imager. En effet, la vitesse du son du milieu est généralement connue à l'avance. Cet avantage permet de réaliser très rapidement des images de très bonne qualité, telles qu'en échographie prénatale. L'imagerie en milieu inhomogène nécessite, pour réaliser un filtre adapté en chaque point, d'acquérir préalablement cet ensemble

des fonctions de Green correspondant aux points de la zone à imager. Le chapitre suivant propose ainsi, dans le processus d'imagerie des milieux inhomogènes, de remplacer la formation de voie conventionnelle (contrôle par retards de l'orientation du faisceau ultrasonore) par un procédé de synthèse de l'ensemble des fonctions de Green associées aux points de la zone à imager à partir de la fonction de Green du réflecteur ponctuel acquise initialement.

REFERENCES

[1] M. Fink, C. Prada, F. Wu, D. Cassereau. "Self Focusing in Inhomogeneous Media with Time Reversal Acoustic Mirrors". *1989 IEEE Ultras. Symposium Proc.* vol.2, pp. 681-686.

[2] M. Fink. "Time Reversal of Ultrasonic Fields. Part I: Basic Principles". *IEEE trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Con.* vol. 39, pp.555-567 (1992).

[3] M. Fink "Time Reversal Mirrors." *J. Phys. D: Appl. Phys.* 26 (1993), pp. 1333-1350.

[4] D. Cassereau, M. Fink. "Time Reversal of Ultrasonic Fields.Part III: Theory of the Closed Time-Reversal Cavity". *IEEE trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Con.* vol. 39, pp. 579-593 (1992).

[5] D. Cassereau, F. Wu et M. Fink. "Limits of Self-Focusing Using Closed Cavities and Mirrors - Theory and Experiment." Proc. IEEE Ultras. Symp. 1990, Hawaii, pp. 1613-1618, Déc. 1990.

[6] F. Wu, J.L. Thomas, and M. Fink, "Time reversal of ultrasonic fields - Part II: Experimental results" IEEE trans. Ultras. Ferroelec. Freq. Con. vol. 39, pp.567-578 (1992).

[7] C. Prada, J.L. Thomas et M. Fink. "The iterative time reversal process: Analysis of the convergence." Journ. of Acoust. Soc. of Am., vol.97(1), January 1995, pp. 62-71.

[8] C. Prada "Retournement temporel des ondes ultrasonores: application à la focalisation." These de Doctorat de l'Université Paris VII, Juin 1991.

[9] J.W. Goodman, *Statyistical Optics*, Ed. J. Wiley and Sons, 1985.

[10] R. Mallart. "Le théorème de Van Cittert Zernike: application à l'acoustique adaptative." Thèse de troisième cycle, Université Paris Sud Orsay, 1991.

[11] R. Mallart et M. Fink. "The Van Cittert - Zernike theorem in pulse-echo measurements", Journal of the Acoustical Society of America, vol. 90, November 1991.

[12] L.D. Landau, E.M. Lifchitz, *Fluid Mechanics*, edited by Pergamon Press, 1959.

[13] M. Nieto-Vesperinas, *Scattering and Diffraction in Physical Optics*, Ed. J. Wiley and Sons, 1991.

[14] P. Roux et M. Fink. "Experimental evidence in acoustics of the violation of time reversal induced by vorticity." accepted by Europhysics Letters, May 1995.

[15] A. Papoulis, Signal Analysis. New York: Mc Graw-Hill, 1984.

[16] A. Derode. "La cohérence des ondes ultrasonores en milieu hétérogène." Thèse de Doctorat de l'Université Paris VII, Décembre 1994.

[17] S. Twomey. "On the numerical solution of Fredholm integral equations of the first kind by the inversion of the linear system produced by quadrature."

D.L. Phillips. "A technique for the numerical solution of certain integral equations of the first kind." J. ACM Volume 9 (1962), pp. 84-97.

[18] C. Dorme, M. Fink and C. Prada. "Focusing in the Transmit-Receive Mode through Inhomogeneous Media: the Matched Filter Approach". *1992 IEEE Ultras. Symposium Proc.* vol.I, pp. 629-634.

[19] C. Dorme and M. Fink. "Focusing in Transmit-Receive Mode through Inhomogeneous Media: the Time Reversal Matched Filter Approach." Journ. of Acoust. Soc. of Am., vol.98, No.2, Pt.I, August 1995, pp. 1155-1162.

Chapitre 3

Formation de voies en milieu inhomogène

CHAPITRE III: FORMATION DE VOIES EN MILIEU INHOMOGENE. 91

III.1 FORMATION DE VOIES CONVENTIONNELLE. - LIMITES. 93

III.1.1 Aberrateur collé au réseau. 93

Expérience de focalisation par formation de voies conventionnelle. 95

III.1.2 Aberrateur éloigné. 97

Isoplanétisme. 99

Estimation d'une "distance isoplanétique" dans le plan focal. 101

Estimation de la longueur de cohérence de l'aberrateur. 106

III.2 SYNTHESE DE FONCTIONS DE GREEN. 108

III.2.1 Rétropropagation. 109

Rétropropagation numérique. 110

Discussion. 116

III.2.2 Résultats expérimentaux. 118

Focalisation en émission par banques de données synthétisées. 118

Imagerie. 121

CONCLUSION. 131

REFERENCES. 132

CHAPITRE III: FORMATION DE VOIES EN MILIEU INHOMOGENE.

Dans ce chapitre, nous supposerons acquise la fonction de Green d'un réflecteur ponctuel de référence présent dans un milieu inhomogène. Nous possédons donc une banque de signaux adaptée à ce réflecteur qui nous permet de focaliser optimalement en ce point particulier du milieu aussi bien en émission qu'en réception. Le but de l'imagerie est de pouvoir focaliser non pas uniquement sur ce point mais en tout point de la zone entourant cette cible de référence.

Les zones d'intérêt médical sont principalement les zones où interviennent des variations locales de densité ainsi que d'élasticité des tissus. Certains effets pathologiques génèrent de petits volumes de tissus qui sont plus échogènes que le reste de la zone considérée. Le chapitre précédent nous a appris à acquérir la banque de signaux adaptée à un point brillant du milieu, par exemple le point brillant d'une lithiase ou d'une tumeur dense, ou encore le point brillant d'une interface échogène (paroi d'organe, de vaisseau, etc...). La présence de tels réflecteurs dans les zones d'intérêt médical permet "d'accrocher" le processus de retournement temporel sur un de ces points particuliers. Ces points d'accrochage, analogues à une étoile brillante en astronomie, seront pour nous les points initiaux de la formation de l'image échographique.

Nous avons vu, au premier chapitre, que la formation de l'image, la carte de réflectivité du milieu, s'effectue par un traitement séquentiel de la zone incluant le réflecteur. Ce traitement séquentiel consiste à interroger chaque point de cette zone sur sa réflectivité en utilisant la banque de données adaptée à ce point. Dans le plan focal par exemple, la formation de voies des échographes conventionnels utilise différentes banques de données créées par simple inclinaison d'une loi de retards cylindrique. Dans ce chapitre, nous appellerons "formation de voies conventionnelle" la simple inclinaison de la banque de données initiale adaptée au réflecteur ponctuel initial, point d'accrochage du processus de retournement temporel.

Or, les milieux inhomogènes présentent des inhomogénéités réparties dans tout le volume ou en couches aberratrices telles que les couches de graisse ou les interfaces entre différents tissus ou organes. La modélisation simple de ces milieux par un aberrateur fin éloigné du réseau de transducteurs nous a permis de montrer que la focalisation par des techniques de lignes à retards n'est plus satisfaisante. On peut en déduire que la réponse impulsionnelle de diffraction liant un transducteur au point d'accrochage et celle liant le même transducteur à un autre point focal ne sont pas semblables à un retard près. La formation de voies conventionnelle, à partir de la banque de données initiale, donnera donc une fausse estimation de la banque de données adaptée au nouveau point focal désiré. Il faut donc définir le passage de la fonction de Green du réflecteur initial à celle du nouveau point focal désiré autrement que par simple inclinaison.

La première partie de ce chapitre étudie les performances en milieu inhomogène de la technique conventionnelle de formation de voies qui incline la banque de signaux adaptée au point d'accrochage initial. Elle rend compte des résultats obtenus et distingue les cas d'un aberrateur fin collé au réseau de transducteurs et d'un aberrateur fin éloigné du réseau.

Une deuxième partie se propose d'aller au-delà des limites des techniques conventionnelles. Elle expose un algorithme de synthèse numérique des banques de signaux adaptées aux points du voisinage du point d'accrochage. Elle développe cet algorithme pour le cas d'aberrateurs fins éloignés du réseau de transducteurs, quelle que soit la distance séparant l'aberrateur du réseau. La synthèse des banques de données adaptées à chaque point de la zone à imager permet ainsi d'imager correctement le réflecteur et son voisinage au travers d'un aberrateur éloigné du réseau. On présentera finalement les images B-scans obtenues par cette nouvelle technique.

III.I FORMATION DE VOIES CONVENTIONNELLE - LIMITES.

Dans cette première partie, nous nous intéressons au processus de formation de voies conventionnelle, c'est à dire au fait d'appliquer une loi linéaire de retards à l'ensemble des signaux contenus dans la banque de données initiale pour focaliser en un autre point du milieu ("beam steering"). L'inclinaison de la banque de données initiale autorise, dans les milieux homogènes, d'importantes angulations du faisceau ultrasonore focalisé. Focaliser en milieu homogène en un autre point du plan focal, même distant du point focal initial, est alors aisé tout en restant dans la zone de profondeur de champ définie par la focale, l'ouverture et la fréquence utilisées. Dans les "phased array", cette technique de formation de voies par angulation permet d'observer un important secteur angulaire du milieu sans distorsion.

Toutefois, en milieu inhomogène, nous allons voir que l'application d'une loi linéaire de retards dans le but de transformer la banque de données initiale en une banque de données adaptée à un autre point focal, est limitée. Le modèle de milieu inhomogène constitué d'un aberrateur fin permet d'étudier cette limite, d'une part, dans le cas où l'aberrateur est situé près du réseau et, d'autre part, dans le cas où l'aberrateur est éloigné du réseau de transducteurs.

III.I.I Aberrateur collé au réseau.

Dans ce cas, il n'y a donc pas d'effet de diffraction entre l'aberrateur et le réseau. On suppose également l'absence de diffraction interne à l'aberrateur. Ainsi, les signaux reçus par le réseau en provenance d'une source ponctuelle impulsionnelle sont similaires à un retard près et à un facteur d'amplitude près dû à l'atténuation locale de l'aberrateur. La Figure III.I présente à ce sujet les signaux enregistrés par le réseau lorsqu'un aberrateur est placé contre le réseau et que l'on fait émettre une source ponctuelle impulsionnelle située à 90 mm sur l'axe central du réseau. On a vu que les différences d'amplitude peuvent être aisément corrigées par rapport à la loi

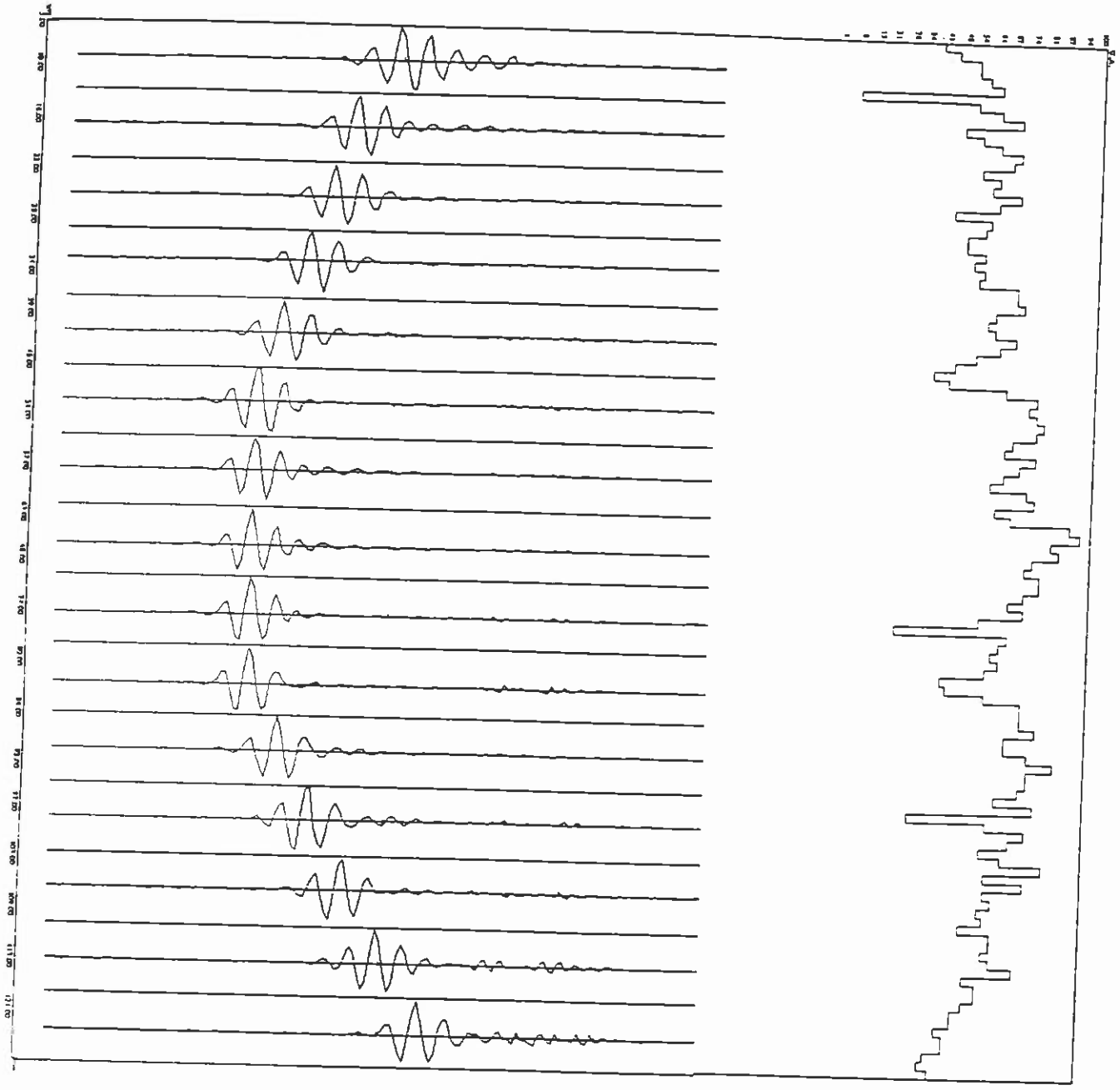


Fig. III.1 *Signaux reçus par le réseau de transducteurs lorsque l'aberrateur est collé au réseau. On remarque des signaux identiques à un retard près et d'amplitudes respectives similaires. Il est important de signaler que ces signaux ont été enregistrés sur une barrette de 128 transducteurs fonctionnant à 3,5 MHz et d'ouverture 53 mm. On utilise également un MRT de nouvelle génération. Ces nouveaux éléments du banc expérimental interviennent uniquement dans l'expérience de formation de voies conventionnelle avec un aberrateur collé au réseau de transducteurs.*

d'amplitude reçue sans aberrateur. L'atténuation de l'aberrateur sera ainsi annulée lors de la réémission des signaux compensés.

Notre but est double: il s'agit, d'une part, de compenser les retards induits par l'aberrateur puis, d'autre part, d'incliner le front d'onde cylindrique résultant de cette compensation de phase pour focaliser en un autre point du plan focal. La compensation des aberrations puis l'inclinaison du front d'onde doivent logiquement s'effectuer dans cet ordre lors de la réémission des signaux enregistrés. Or, ne pouvant intervenir sur le front d'onde après sa traversée de l'aberrateur, nous sommes contraints de commander l'inclinaison du front d'onde avant l'émission des signaux. Cette opération n'est possible que parce que la propagation au travers d'un aberrateur fin collé au réseau est effectivement équivalente à un retard de propagation.

Dans un premier temps, l'opération de retournement temporel des signaux enregistrés (identiques à un retard près) permet d'inverser les retards relatifs entre voies et ainsi de s'adapter aux aberrations de phase engendrées par l'aberrateur en les compensant exactement. On crée ainsi la banque de donnée adaptée à la source ponctuelle de l'écho enregistré.

Dans un second temps, on ajoute à cette banque de données une loi linéaire de retards destinée à orienter le faisceau ultrasonore focalisé. Les retards compensateurs et les retards directeurs s'ajoutent alors. Expérimentalement, l'émission de cette nouvelle banque de données permet d'obtenir, aprés la traversée de l'aberrateur qui compense les aberrations de phase, un front d'onde cylindrique convergeant désormais vers un nouveau point focal. L'hypothèse d'un milieu aberrateur fin collé au réseau simplifie évidemment énormément le traitement du signal puisque dans ce cas l'angulation du faisceau par retards linéaires est suffisante pour orienter le faisceau focalisé.

Expérience de focalisation par formation de voies conventionnelle.

A partir de la banque de données initiale adaptée à la source située sur l'axe central du réseau, les banques de données focalisant hors d'axe peuvent être créées directement par inclinaison de la banque initiale. On crée ainsi 6 nouvelles banques de données destinées à

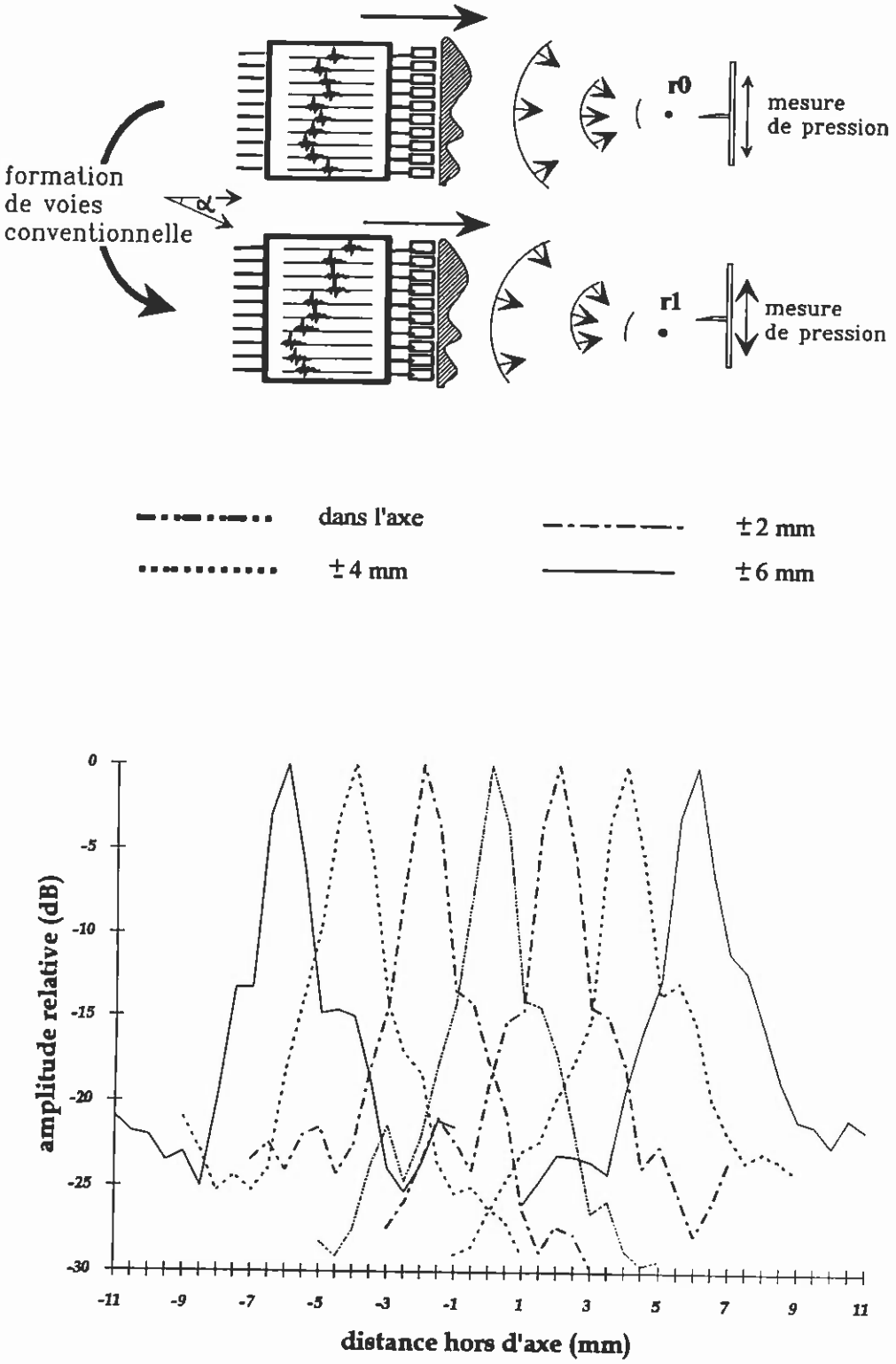


Fig. III.2 *Diagrammes de directivité obtenus par formation de voies conventionnelle avec un aberrateur collé au réseau de transducteurs. La banque de données initiale adaptée au point d'accrochage est simplement inclinée par une loi linéaire de retards. La similarité des signaux la constituant permet l'utilisation d'une formation de voies conventionnelle.*

focaliser à 2 mm, 4 mm et 6 mm de part et d'autre du point d'accrochage (la position de la source). Les diagrammes de directivité résultant de l'émission de ces nouvelles banques de données sont présentées Figure III.2. On remarque une bonne focalisation pour les positions les plus hors d'axe, ce qui confirme la validité d'une formation de voies conventionnelle pour les milieux ne présentant que des aberrations de phase.

Le cas d'un aberrateur collé paraît donc trivial et la simple observation de la ressemblance des signaux lors de la réception d'un écho permet d'appliquer directement une loi de retards directrice. Ce critère de ressemblance, qui traduit que les formes temporelles reçues sont identiques à un retard près, n'est plus satisfait dès que l'aberrateur est éloigné du réseau de transducteurs. Les effets de diffraction compliquent alors sévèrement l'estimation de la banque de signaux adaptée au nouveau point focal désiré.

III.1.2 Aberrateur éloigné.

L'aberrateur est maintenant éloigné du réseau et placé à une distance de 15 mm. Les signaux reçus en provenance de la source impulsionnelle sont présentés Figure III.3. On a pu se rendre compte au chapitre précédent que les deux réponses impulsionnelles de diffraction liant une source ponctuelle à deux transducteurs du réseau diffèrent par leur forme et ne sont pas liées par un simple retard. Dans ces conditions, les deux réponses impulsionnelles de diffraction liant deux positions du plan focal au même transducteur ne sont pas non plus similaires. On ne peut passer de l'une à l'autre par un simple retard sans prendre en compte les interférences d'ondelettes secondaires se propageant entre l'aberrateur et le réseau. C'est pourquoi, dans une première expérience, la formation de voies conventionnelle ne peut être appliquée avec succès dans ce cas.

Toutefois, l'inclinaison de la banque de données initiale peut permettre d'évaluer les limites de la formation de voies conventionnelle, voire de caractériser l'aberrateur. C'est pourquoi la banque de données initiale est inclinée pour focaliser hors d'axe à 2 mm, 4 mm et 6 mm de part

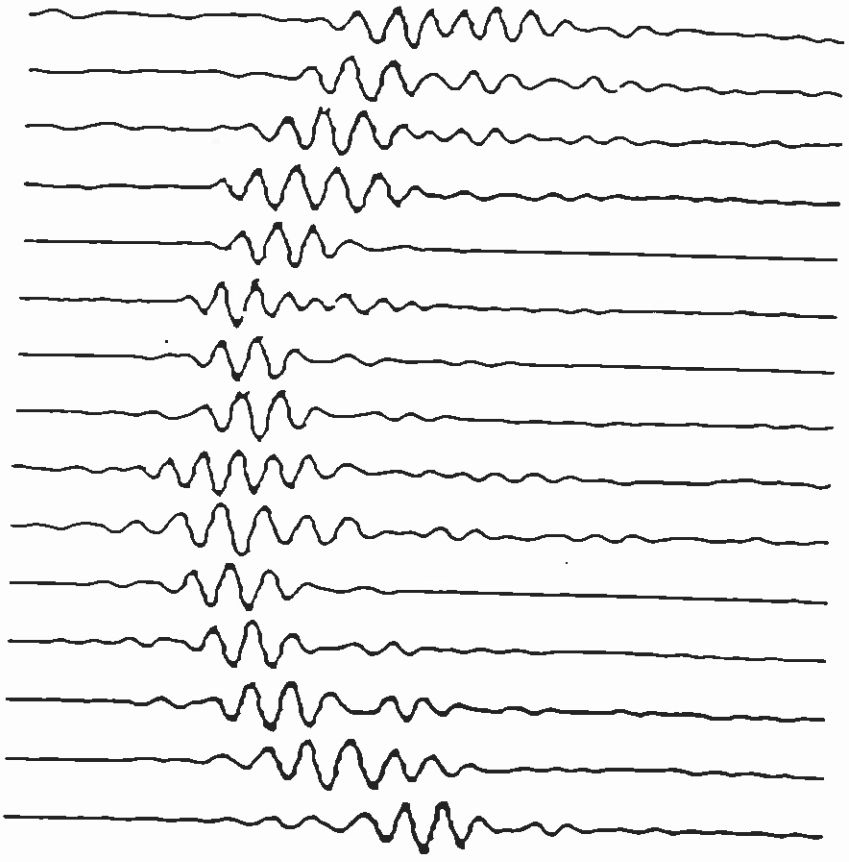


Fig. III.3 *Signaux reçus par le réseau de transducteurs lorsque l'aberrateur est placé à 15 mm du réseau. On remarque des signaux différents dus aux effets de diffraction intervenant lors de la propagation entre l'aberrateur et le réseau.*

et d'autre du point source. Les diagrammes de directivités obtenus sont présentés Figure III.4. Nous observons une rapide dégradation de la focalisation. Si la focalisation reste bonne jusqu'à 2 mm de la source initiale, les positions plus éloignées entraînent une forte remontée des lobes secondaires (environ 12 dB) jusqu'à une totale défocalisation.

Isoplanétisme.

Pour de petits angles, l'inclinaison de la banque initiale reste donc valable. Ceci est lié à la longueur de cohérence de l'aberrateur, ainsi qu'à sa position. On comprend aisément que, pour des positions focales voisines de la source initiale, la déviation du faisceau ultrasonore soit faible. La focalisation ne s'en trouve donc pas affectée. L'angle d'inclinaison maximal conservant une bonne focalisation est équivalent à l'angle dit "isoplanétique" en astronomie adaptative. Dans ce domaine, un miroir composé de plusieurs facettes corrige les turbulences qu'engendre l'atmosphere sur la lumière provenant du point brillant d'une étoile. Cette correction s'effectue par décalages relatifs entre les facettes. Pour réaliser l'image complète d'une partie du ciel, on optimise le réglage des facettes sur une étoile brillante de cette zone. L'image de toute la région du ciel entourant l'étoile brillante est alors obtenue pour ce réglage particulier des facettes du miroir.

Or, les effets de diffraction subis par la lumière provenant de l'étoile depuis l'entrée en atmosphère jusqu'au miroir interdisent l'observation d'une large zone sans dégrader la focalisation. Ainsi, l'angle isoplanétique limite généralement l'observation d'une zone stellaire à un champ inférieur à 5 secondes d'arc. Aux écartements supérieurs, la turbulence de l'atmosphere diffère trop de celle qui est mesurée par le détecteur du miroir en provenance de l'étoile brillante. On ne peut donc pas obtenir une image nette, seul le centre de l'image est compensé correctement et l'image est de plus en plus floue vers les bords.

La formation de voies par inclinaison d'une banque de données adaptée à un point d'accrochage initial est donc restreinte au voisinage extrêmement proche du point d'accrochage, lorsque l'aberrateur est éloigné du réseau. Pour les positions plus lointaines, la formation de

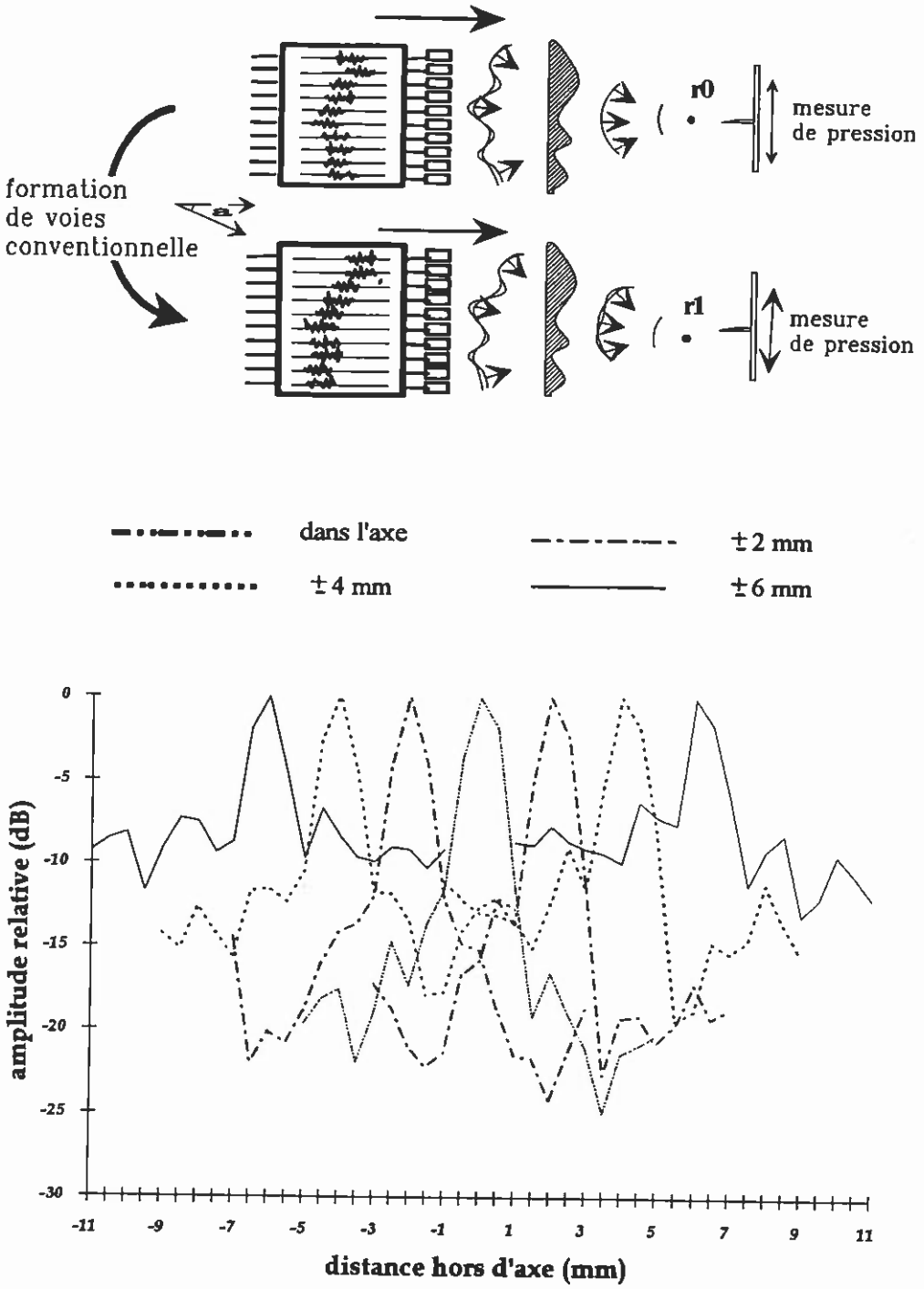


Fig. III.4 *Diagrammes de directivité obtenus par inclinaison de la banque de données initiale adaptée au point r_0 situé sur l'axe. La focalisation reste correcte jusqu'à 2 mm autour de cette position. Au delà, les lobes secondaires remontent sévèrement. Ceci illustre l'effet très limitatif de l'angle isoplanétique dans les milieux modélisés par des aberrations de phase distantes du réseau de transducteurs.*

voies conventionnelle s'avère inefficace. En imagerie ultrasonore, si on considère un même transducteur du réseau, l'estimation de la réponse impulsionnelle de diffraction le liant à un nouveau point focal, à partir de celle le liant au point d'accrochage, est alors a priori impossible si ce nouveau point nécessite une angulation du faisceau focalisé supérieure à l'angle isoplanétique. On peut toutefois estimer la limite de validité de la formation de voies conventionnelle en milieu inhomogène.

Estimation d'une "distance isoplanétique" dans le plan focal.

Faisons l'hypothèse que l'aberrateur est situé à peu près à égale distance du plan focal et du réseau. Dans ce cas, le taux de corrélation entre le signal reçu de la source initiale située en r_0 et le signal qu'on recevrait par le même transducteur en provenance d'une autre source ponctuelle située en r_1 est du même ordre de grandeur que le taux de corrélation entre deux signaux provenant de r_0 et reçus par deux transducteurs distants de $\overline{r_i r_j}$ (avec $\overline{r_i r_j}$ du même ordre de grandeur que $\overline{r_0 r_1}$). En d'autres termes, le degré de ressemblance entre la fonction de Green de r_0 et celle de r_1 est analogue au degré de ressemblance entre deux signaux reçus $p_{r_0}(r_i,t)$ et $p_{r_0}(r_j,t)$, avec $\overline{r_i r_j} \approx \overline{r_0 r_1}$ (voir figure III.5).

On peut ainsi estimer, non pas l'angle isoplanétique, mais plutôt l'équivalent d'une "distance isoplanétique" qui sera ici la distance critique $\overline{r_0 r_{1\,crit}}$, permettant de conserver une bonne focalisation en r_1 par simple inclinaison de la banque de données initiale adaptée à r_0. Pour cela, on calcule à partir de la banque de données initiale, le coefficient d'intercorrélation moyen normalisé des signaux reçus par deux transducteurs en fonction de la distance les séparant. On a ainsi un estimateur fournissant le degré de ressemblance existant entre la banque de données adaptée au point d'accrochage et celle d'un point voisin.

On fixe alors un seuil bas au-dessus duquel la formation de voies conventionnelle est applicable parce que les fonctions de Green de r_0 et de r_1 sont similaires. On pourra fixer ce seuil à 0,8 par exemple, cette valeur étant généralement adoptée comme seuil de ressemblance dans les calculs de taux de corrélation normalisés. On a alors directement, à partir de la banque

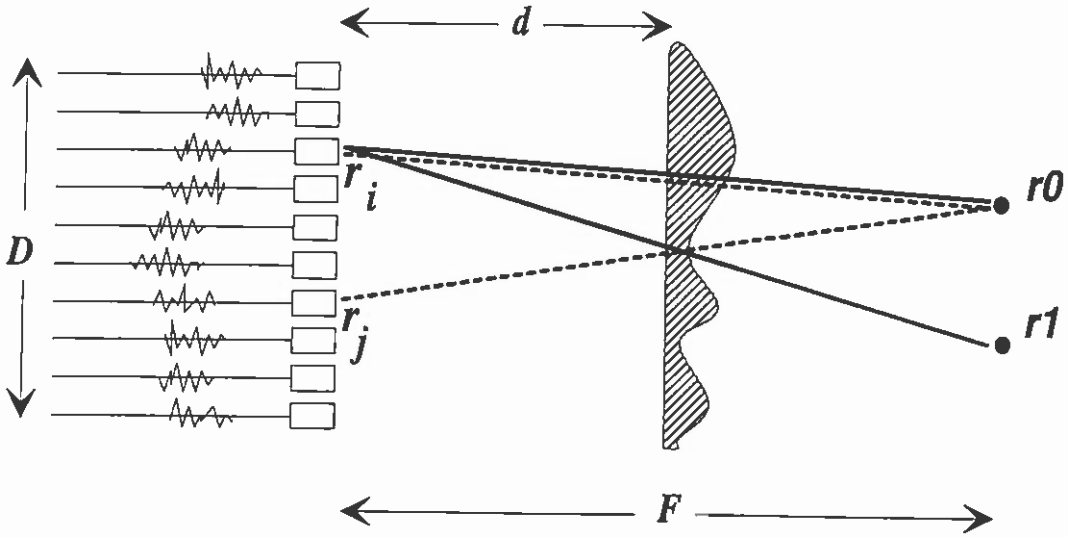


Fig. III.5 *Si l'aberrateur est situé à mi-distance entre le réseau de transducteurs et le plan focal, et si* $\overline{r_i r_j} \approx \overline{r_0 r_1}$, *le degré de ressemblance entre les réponses impulsionnelles de diffraction correspondant aux trajets en ligne pleine est équivalent au degré de ressemblance entre les réponses correspondant aux trajets en ligne pointillée.*

de données initiale, la taille approximative de la zone dans laquelle on peut focaliser par inclinaison de la banque de données initiale, c'est à dire $\overline{r_0 r_{1\,crit}}$ (voir Figure III.6).

Toutefois, l'hypothèse d'un aberrateur situé à mi-distance entre le réseau et le plan focal n'est pas toujours vérifiée. On peut supposer connues les distances d (distance réseau-aberrateur) et F (distance réseau-plan focal) par interprétation du temps d'arrivée des échos du réflecteur et de l'aberrateur (en échographie, temps=profondeur dans le milieu). La connaissance de d et F permet ainsi de calculer le rapport $\left(\frac{F-d}{d}\right)$ qui caractérise la position de l'aberrateur par rapport au réseau et au plan focal. Si ce rapport diminue, c'est que l'aberrateur est plus éloigné du réseau; l'onde en provenance du réflecteur subit alors plus de diffraction, ce qui a pour conséquence d'abaisser la courbe du taux d'intercorrélations entre signaux enregistrés.

Or, la déduction de la distance isoplanétique en fonction du seuil de 0,8 repose sur l'hypothèse d'un aberrateur situé à mi-distance. Si l'aberrateur est plus éloigné du réseau, le degré de ressemblance entre les deux réponses impulsionnelles de diffraction liant r_0 et r_1 au transducteur situé en r_i sera moindre qu'entre deux signaux reçus de r_0 par un couple de transducteurs distants de $\overline{r_i r_j}$ (avec $\overline{r_i r_j} \approx \overline{r_0 r_1}$) pour cause d'un espacement des rayons de propagation plus important dans le plan de l'aberrateur. Pour s'affranchir de l'hypothèse d'un aberrateur à mi-distance, il faut donc corriger l'estimation de $\overset{\frown}{r_0 r_{1\,crit}}$ faite d'après la courbe du taux d'intercorrélations. On applique ainsi à cette estimation une correction d'un facteur $\left(\frac{F-d}{d}\right)$ qui rend l'estimation indépendante de l'hypothèse, si l'on admet que le passage de la courbe d'intercorrélation d'un milieu incohérent à celle d'un milieu cohérent est homotétique (voir Figure III.7) [1]. On obtient ainsi la relation:

$$\overline{r_0 r_{1\,crit}} = \overset{\frown}{r_0 r_{1\,crit}} \times \frac{F-d}{d}. \qquad \text{(III.1)}$$

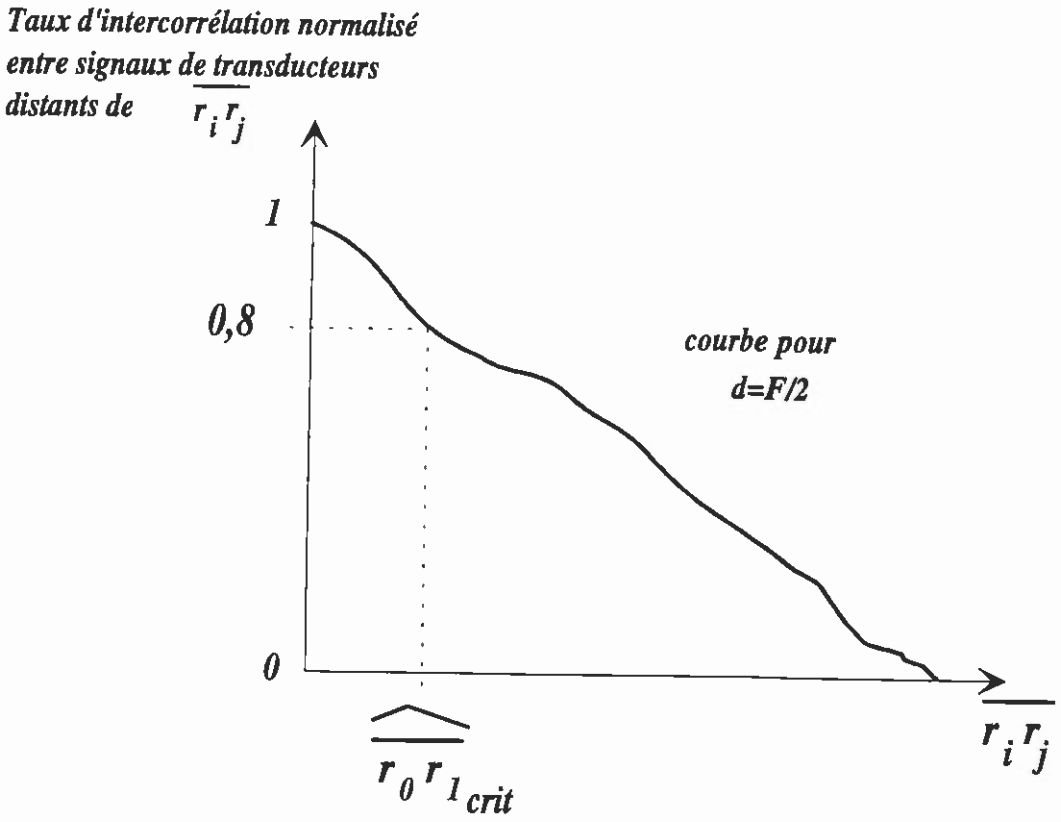


Fig. III.6 *A partir du taux d'intercorrélation entre signaux reçus en fonction de la distance séparant leurs transducteurs respectifs, on peut estimer directement la "distance isoplanétique", c'est à dire la taille de la zone du plan focal permettant de focaliser par formation de voies conventionnelle en un autre point que le point d'accrochage.*

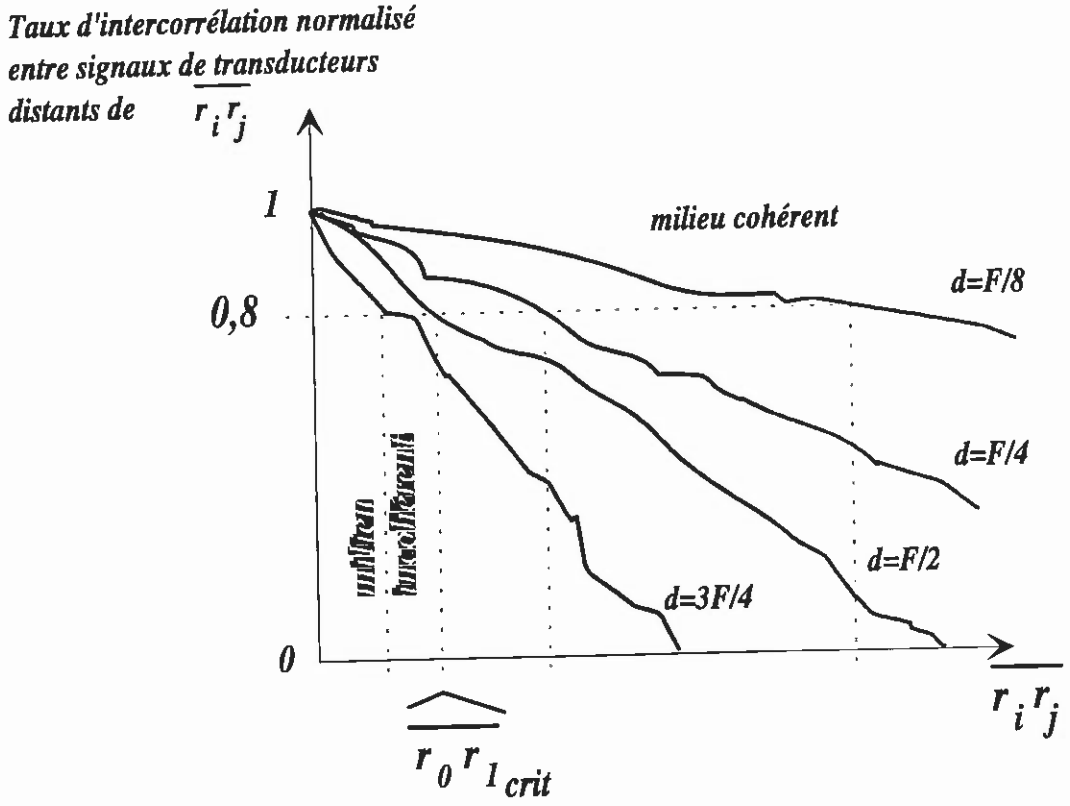


Fig. III.7 *Plus l'aberrateur est loin du réseau, plus l'onde en provenance du réflecteur subit des effets de diffraction et plus la courbe d'intercorrélation est basse. Pour d = F/2, les degrés de ressemblance mentionnés Figure III.5 ne sont plus équivalents. L'estimation de la distance isoplanétique en est biaisée et doit être corrigée.*

Estimation de la longueur de cohérence de l'aberrateur.

Connaissant désormais la "distance isoplanétique" $\overline{r_0 r_{1\,crit}}$ dans le plan focal, la déviation critique Δ_{crit} correspondante du faisceau ultrasonore dans le plan de l'aberrateur s'exprime alors par un simple rapport géométrique:

$$\Delta_{crit} = \overline{r_0 r_{1\,crit}} \times \frac{d}{F}. \qquad \text{(III.2)}$$

On évalue la déviation critique à la valeur:

$$\Delta_{crit} = \frac{\Lambda_{coher.}}{8} \qquad \text{(III.3)}$$

où $\Lambda_{coher.}$ est la longueur de cohérence de l'aberrateur à la fréquence utilisée et où le facteur $1/8$ est ici choisi par analogie avec la variation de phase d'un huitième de longueur d'onde définissant la longueur de cohérence de l'aberrateur. On peut alors estimer, à partir de la banque de données initiale, la longueur de cohérence de l'aberrateur par:

$$\Lambda_{coher.} = \frac{8d\,\overline{r_0 r_{1\,crit}}}{F}. \qquad \text{(III.4)}$$

En tenant compte directement de la distance isoplanétique estimée, cette relation devient:

$$\hat{\Lambda}_{coher.} = \frac{8d\,\widehat{r_0 r_{1\,crit}} \times F - d/d}{F} = \frac{8(F-d)\,\widehat{r_0 r_{1\,crit}}}{F} \qquad \text{(III.5)}$$

indépendamment de l'hypothèse d'un aberrateur à mi-distance. On peut vérifier expérimentalement cette méthode d'estimation de la longueur de cohérence de l'aberrateur. L'aberrateur utilisé possède, d'après une estimation de son profil, une longueur de cohérence de 12 mm à 3 MHz.

Si on considère une "distance isoplanétique" $\overline{r_0 r_{1\,crit}}$ égale à 2 mm au vu des diagrammes de directivité de la Figure III.4, on obtient par la relation (III.5):

$$\hat{\Lambda}_{coher.} = \frac{8 \times (90 - 15) \times 2}{90} = 13,3mm.$$

Cette estimation est assez bonne et donne un intérêt particulier à l'utilisation de la formation de voies conventionnelle dans un milieu inhomogène modélisé par un aberrateur fin éloigné du réseau de transducteurs.

Notre but est désormais de trouver un moyen d'augmenter l'angle isoplanétique autrement que par inclinaison de la banque de données initiale. Ceci suppose une nouvelle phase de modélisation et de simulation afin de pouvoir recréer la banque de données adaptée à un nouveau point focal à partir de celle adaptée au point d'accrochage.

III.2 SYNTHESE DE FONCTIONS DE GREEN.

Dans cette partie, nous étudions la réalisation d'une formation de voies efficace en présence d'un aberrateur éloigné du réseau. Nous venons de voir que si le nouveau point focal désiré est très proche du point d'accrochage, leurs fonctions de Green respectives sont fortement corrélées et la nouvelle peut être créée par simple inclinaison de la première. Toutefois, la focalisation sur r_1 par inclinaison de la banque de données adaptée à r_0 est rapidement dégradée lorsque $\overline{r_0 r_1}$ augmente et n'est valable que pour des angles d'inclinaison très faibles. Nous proposons maintenant de calculer les fonctions de Green, ou les banques de données, associées à des points plus éloignés du point d'accrochage et ce, quelle que soit la position de l'aberrateur.

Nous avons vu qu'il était inutile d'essayer de focaliser en ces points en ajoutant une loi linéaire de retards à la banque de signaux initiale si celle-ci n'est pas dissociée en espace et en temps ou, plus clairement, si ses signaux ne sont pas identiques à un retard près. Des calculs plus complexes sont donc nécessaires pour déterminer dans l'ordinateur la nouvelle banque de données adaptée au nouveau point focal.

Une estimation idéale de cette nouvelle banque de données devrait alors produire, pour chaque transducteur du réseau, l'amplitude et la phase requises à chaque fréquence. Notre but est plus simple, il consiste à modéliser le milieu aberrateur par un écran de phase aléatoire localisé à une distance quelconque du réseau et à se ramener au cas d'un écran de phase collé au réseau de transducteurs, de manière à appliquer une formation de voies conventionnelle par inclinaison.

Pour cela, nous devons considérer le champ de pression compliqué enregistré en provenance du réflecteur (la banque de données initiale), y supprimer les effets de diffraction et revenir ainsi au front d'onde issu du plan de l'aberrateur. Nous allons voir comment cette opération est possible et comment, ensuite, générer la banque de données adaptée au nouveau point focal.

III.2.1 Rétropropagation.

Rappelons brièvement la configuration expérimentale dont on dispose, et qui nous servira de modèle pour le développement de l'algorithme de repropagation. Dans cette partie, les trois éléments essentiels de l'expérience (le réflecteur ou la source active, l'aberrateur et le réseau de transducteurs) sont disposés de manière à ce qu'une onde impulsionnelle issue du réflecteur (ou de la source active) parvienne diffractée au réseau de transducteurs après traversée de l'aberrateur. Pour cela, l'aberrateur est éloigné du réseau, séparant ainsi le milieu en deux parties homogènes par une interface fine introduisant une loi de retards et éventuellement une modulation d'amplitude due à son atténuation. Dans ce cas, l'onde divergente rétrodiffusée par le réflecteur parvient cylindrique à l'aberrateur, subit les retards induits par son profil, puis diffracte entre l'aberrateur et le réseau.

On peut décomposer cette propagation en deux étapes distinctes. Une première étape, où l'onde se propage du réflecteur jusqu'à l'aberrateur, se caractérise par le fait que les signaux obtenus dans le plan "de sortie" de l'aberrateur sont identiques à un retard près puisqu'ils n'ont été que retardés (cf. la partie précédente). La seconde étape, où l'onde diffracte par interférences entre les ondelettes secondaires d'Huygens depuis l'aberrateur jusqu'au réseau, fournit une banque de données aux signaux compliqués et dissemblables.

On a vu que le processus de retournement temporel permet d'imposer les conditions aux limites nécessaires pour que l'onde enregistrée par le réseau se repropage à travers le milieu dans une chronologie inverse, jusqu'à focaliser en son point source d'origine. Toutefois, ce processus adaptatif est "verrouillé" sur un point réflecteur précis et ne peut focaliser ailleurs. Si on décide d'intervenir dans la repropagation de l'onde pour la faire focaliser en un autre point, le seul endroit où il faudrait appliquer une inclinaison conventionnelle est le plan de l'aberrateur car tous les signaux acoustiques s'y ressemblent. Il est clair que ce type d'intervention expérimentale n'est pas envisageable en cours de propagation et que la seule solution pour accéder au plan de l'aberrateur est de recréer par simulation le contexte expérimental et de repropager l'onde reçue dans l'ordinateur.

Pour nous ramener au cas d'un réseau de transducteurs collé à l'aberrateur, il faut alors que la banque de données enregistrée se "rétropropage" jusqu'au plan de l'aberrateur et subisse pour cela l'étape de diffraction dans une chronologie inverse. Ceci est possible en repropageant numériquement, dans l'ordinateur, la banque de données en milieu homogène sur une distance égale à la distance réseau-aberrateur. Cette procédure est équivalente à un retournement temporel et compense les différences de formes temporelles entre signaux. Ainsi, nous obtenons l'écho qui aurait été enregistré par le réseau si celui-ci avait été collé à l'aberrateur. Les signaux obtenus sont donc très ressemblants. Toutefois, il est nécessaire de connaître la distance séparant le réseau de l'aberrateur afin de repropager la banque de données effectivement sur cette distance.

Pour cela, la distance d entre le réseau et l'aberrateur pourrait être déterminée avec le temps d'arrivée de l'écho de l'aberrateur. Cependant, cet écho est étendu temporellement et ne pourrait par conséquent pas fournir une distance d précise. Considérons alors une distance optimisée de rétropropagation d_{opt} définie comme la distance à laquelle les signaux rétropropagés sont les plus ressemblants au sens où ils sont similaires à un retard près et à un facteur d'amplitude près. Un critère de similarité est alors calculé pendant la rétropropagation pour mesurer la ressemblance entre les signaux et trouver la distance d_{opt} appropriée. Ce critère de similarité repose sur des intercorrélations entre les signaux rétropropagés. L'algorithme suivant décrit comment obtenir la distance de repropagation donnant le plus fort critère de similarité. Nous expliquons également comment synthétiser une nouvelle fonction de Green adaptée à un nouveau point focal à partir du front d'onde rétropropagé.

Rétropropagation numérique.

Le point de départ de cette repropagation numérique est la banque de données adaptée au point d'accrochage r_0 que nous avons stockée dans la mémoire de l'ordinateur. Cette banque de données est formellement constituée des signaux $p_{r_0}(r_i, T-t)$. Ce que nous cherchons à obtenir est, plus qu'un retournement temporel proprement dit, la régénération de l'onde en provenance

du point d'accrochage, c'est à dire l'onde exactement comme elle était à la sortie de l'aberrateur avant de diffracter vers le réseau. C'est pourquoi on parle de "rétropropagation" au lieu de retournement temporel. C'est pourquoi aussi la rétropropagation numérique de l'onde se limitera au cône d'ombre géométrique défini par le triangle ayant pour base l'ouverture du réseau et pour sommet le réflecteur.

Considérons un plan P, parallèle au réseau, situé à une distance d du réseau et échantillonné spatialement au même pas que le réseau par N positions notées $r_{i,d}$. (voir Figure III.8). A chaque position $r_{i,d}$ du plan P, nous calculons un signal de pression $p_{r_0}(r_{i,d},t)$ par sommation de tous les signaux retournés temporellement $p_{r_0}(r_i,T-t)$ contenus dans la banque de données initiale. La notation $p_{r_0}(r_{i,d},t)$ considère que le signal calculé est effectivement équivalent au signal qu'aurait reçu un transducteur situé en $r_{i,d}$ dans le cas d'une source ponctuelle impulsionnelle située en r_0. Parce que le milieu est considéré comme homogène entre le réseau de transducteurs et le plan P ($d \le d_{opt}$), la rétropropagation consiste à convoluer les signaux de la banque de données avec la fonction de Green en espace libre, puis à sommer les signaux résultants. Dans le cône d'ombre géométrique de rétropropagation, chaque signal s'exprime donc par:

$$p_{r_0}(r_{i,d},t)=\sum_{j=1}^{N} p_{r_0}(r_j,T-t)\times\frac{1}{4\pi}\times\frac{1}{\sqrt{r_j r_{i,d}}}\otimes\delta\left(t-\frac{\overline{r_j r_{i,d}}}{c}\right) \qquad \text{(III.6)}$$

où le troisième opérande du terme de droite est lié aux pertes cylindriques, le dernier exprimant le délai dû à la propagation où c représente la vitesse du son dans l'eau. On ne tient pas compte ici de la diffraction par l'ouverture des transducteurs, ni des réponses impulsionnelles des transducteurs puisqu'on ne réémet pas les signaux par le réseau, mais on les rétropropage numériquement. La similarité des réponses des transducteurs permet d'ailleurs de ne pas devoir les convoluer dans le processus de repropagation numérique (une dissemblance entre elles fausserait en effet la forme temporelle des signaux rétropropagés et biaiserait l'estimation de la distance de rétropropagation d_{opt} définie d'après la similarité des signaux rétropropagés). On obtient alors l'onde telle qu'elle était à un instant antérieur à sa réception, dans un plan P situé entre le réseau et l'aberrateur.

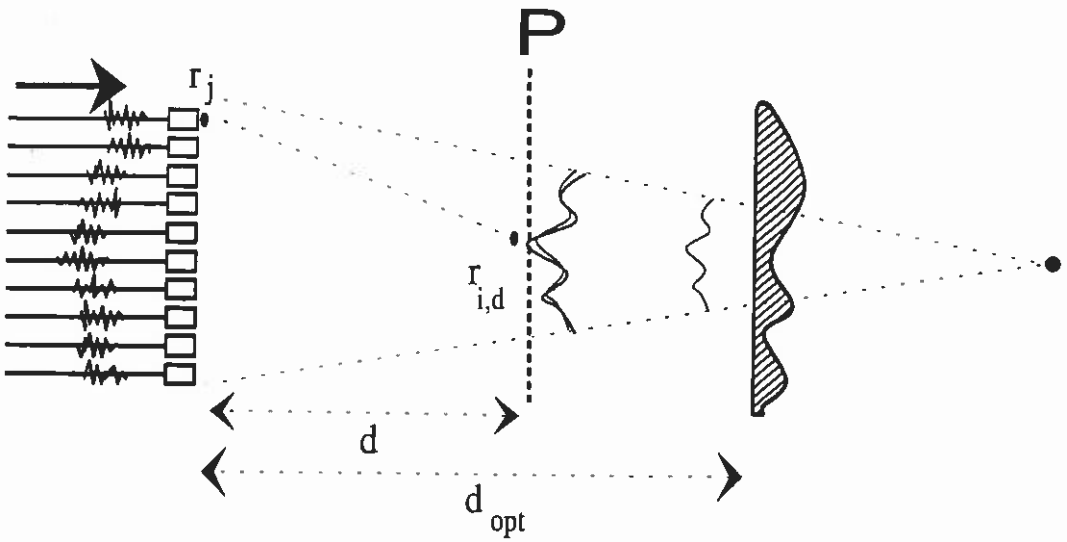


Fig. III.8 *La rétropropagation du champ de pression enregistré crée un simple front d'onde dans le plan de l'aberrateur. A une distance de rétropropagation donnée d, un facteur de similarité est calculé entre les formes temporelles des signaux* $p_{r_0}(r_{i,d},t)$ *obtenus dans le plan P. La rétropropagation réduit au fur et à mesure les différences de forme entre les signaux enregistrés, jusqu'à ce qu'ils soient identiques à un retard près.*

On peut considérer l'échantillonnage spatial du plan P à n'importe quel pas sur autant de points désirés. En fait, le choix d'un échantillonnage identique à celui du réseau de transducteurs nous permet de rapprocher artificiellement le réseau de l'aberrateur d'une manière simple. Ceci permet, d'un point de vue pratique, de conserver le même format de banque de données entre celles enregistrées par le réseau et celles résultant de la rétropropagation. D'un point de vue technique, ceci permet également de vérifier la précision des distances inter-éléments données par le constructeur du réseau (et dont dépend l'algorithme de repropagation), en comparant par exemple une banque de données rétropropagée et une obtenue en rapprochant expérimentalement le réseau de l'aberrateur.

Nous calculons donc un ensemble de signaux $p_{r_0}(r_{i,d},t)$, chacun contenu dans une fenêtre temporelle d'une durée finie Θ, et dont nous étudions la ressemblance. Premièrement, nous imposons une moyenne nulle à chacun des signaux. Ensuite, deux signaux $p_{r_0}(r_{i,d},t)$ et $p_{r_0}(r_{j,d},t)$, distants d'un intervalle $\overline{r_{i,d}r_{j,d}}$ fixé, sont corrélés par une intercorrélation normalisée:

$$R_{i,j}^{d}(t') = \frac{\int_{\Theta} p_{r_0}(r_{i,d},t').p_{r_0}(r_{j,d},t-t').dt'}{\sqrt{\int_{\Theta} p_{r_0}^2(r_{i,d},t)dt \times \int_{\Theta} p_{r_0}^2(r_{j,d},t)dt}} \qquad \text{(III.7).}$$

Le maximum de cette fonction d'intercorrélation est noté

$$M_{ij}(d) = \max\left[R_{i,j}^{d}(t)\right] \qquad \text{(III.8).}$$

Ainsi, à la distance d, en calculant les intercorrélations pour tous les couples de transducteurs distants du même intervalle $\overline{r_{i,d}r_{j,d}}$, nous obtenons un ensemble de maxima $M_{ij}(d)$ dont $\overline{M}(d)$ est la moyenne. Idéalement, $\overline{M}(d)$ est égal à I lorsque tous les signaux rétropropagés ont la même forme temporelle. Notre but est de trouver la distance d qui maximise $\overline{M}(d)$ $(0 \le \overline{M}(d) \le 1)$.

Parce que des signaux appartenant à des transducteurs voisins (séparés par seulement 1.5 longueur d'onde) sont toujours ressemblants, il est plus judicieux d'utiliser des signaux émanant de transducteurs plus éloignés tels que $j = i + 6$ ou 7. Ceci accélère le processus (parce qu'il y a moins d'intercorrélations à calculer), améliore la sensibilité de détection du maximum (parce que des signaux distants de plusieurs transducteurs passeront d'une dissemblance totale à une forte ressemblance en se rétropropageant) et augmente ainsi la précision sur d_{opt} (voir Figure III.9).

Comment sélectionner maintenant, lors de la rétropropagation, la meilleure distance de rétropropagation? Ceci revient à maximiser $\overline{M}(d)$ en fonction de d. L'algorithme permettant d'optimiser d_{opt} en maximisant $\overline{M}(d)$ a été choisi dichotomique, c'est à dire qu'il réduit de plus en plus la plage de recherche de la meilleure distance de repropagation. Pour cela, on lui fournit une plage initiale incluant très largement l'estimation grossière de d_{opt} qu'on a pu établir d'après l'écho de l'aberrateur dans la fenêtre d'enregistrement. On lui fournit également un critère d'arrêt de recherche qui consiste en la précision désirée pour d_{opt}. Une plage de recherche inférieure à cette précision arrête l'algorithme et délivre l'estimation de d_{opt} correspondant au maximum de $\overline{M}(d)$.

La distance d_{opt} est alors choisie comme la distance d permettant d'obtenir le maximum de $\overline{M}(d)$. On obtient, par repropagation de la banque de données initiale sur cette distance, la banque de données équivalente à celle qu'aurait reçue le réseau s'il avait été collé à l'aberrateur. Les signaux obtenus par rétropropagation dans le plan de l'aberrateur sont alors tous semblables et focaliser en un autre point que le point d'accrochage requiert désormais uniquement une loi linéaire de retards, c'est à dire une formation de voies conventionnelle. Le front d'onde trouvé par repropagation numérique est alors incliné pour converger au nouveau point focal.

Maintenant, nous sommes dans le plan de l'aberrateur et nous devons déterminer, dans le plan d'ouverture du réseau, la nouvelle banque de données adaptée à ce nouveau point focal. Pour cela, nous repropageons, toujours numériquement, le front d'onde incliné jusqu'au plan du réseau. Expérimentalement, le retournement temporel de la nouvelle banque de signaux ainsi obtenue focalise au nouveau point focal à travers le milieu inhomogène [2]. Ce processus

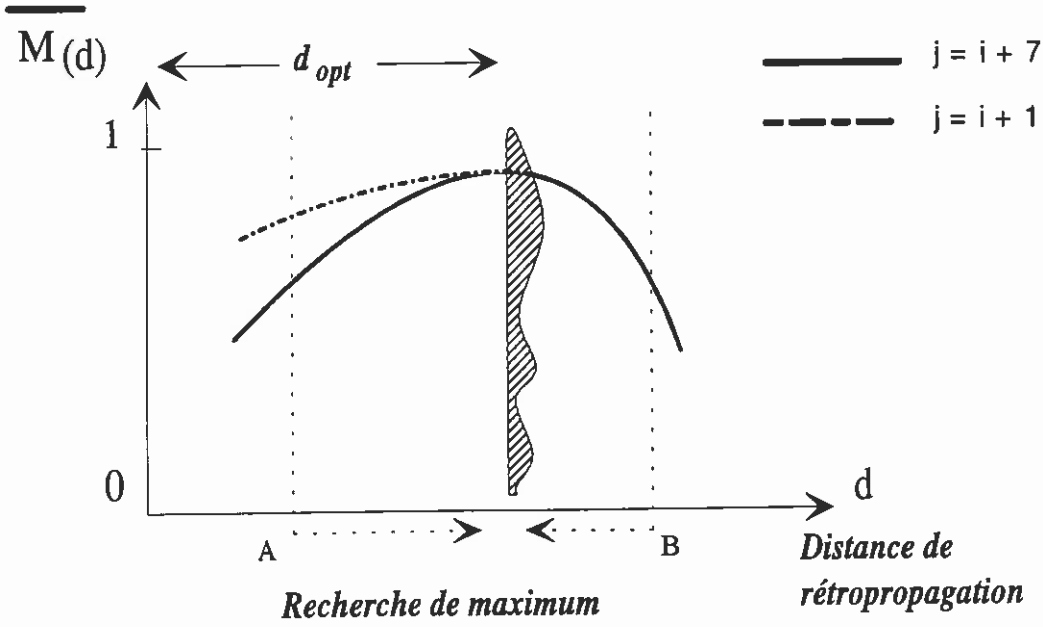


Fig. III.9 *Représentation théorique du facteur de similarité entre signaux rétropropagés en fonction de la distance de rétropropagation. La variance de ce critère augmente lorsque les intercorrélations sont calculées sur des couples de signaux plus éloignés (ligne pleine) plutôt que sur des couples de signaux voisins (ligne pointillée). Le facteur de similarité est maximum quand les signaux rétropropagés sont identiques à un retard près, c'est à dire lorsque la distance de rétropropagation correspond à la distance réseau-aberrateur. Au delà de ce maximum, il est impossible de prévoir l'évolution du facteur de similarité sans connaître les retards induits par l'aberrateur. Toutefois, les aberrations de phase induites sont supposées faire décroître le facteur de similarité si l'on poursuit la rétropropagation numérique en milieu homogène.*

complet de synthèse de nouvelles banques de données est illustré par la Figure III.10. On notera que la nouvelle banque de données est associée au nouveau point focal de manière identique à celle qui lie la banque de données initiale et le point d'accrochage. Elle est donc utilisable pour les focalisations en émission aussi bien qu'en réception.

Discussion.

Toute cette procédure de synthèse de banque de données prend un temps de calcul important. Si la propagation en milieu homogène est très rapidement réalisée, les opérations d'intercorrélations prennent énormément de temps et doivent être effectuées pour chaque distance intermédiaire trouvée par l'algorithme. Par exemple, calculer 15 facteurs de similarité pour 64 signaux rétropropagés (un signal est défini sur environ 500 points) prend environ 30 minutes sur une station de travail UNIX. Nous obtenons certes une distance de repropagation optimisée. Toutefois, nous pourrions espérer la connaître a priori en émettant une onde impulsionnelle par le transducteur central du réseau et en déduisant la distance réseau-aberrateur de l'écho reçu. L'incertitude sur la distance trouvée serait faible en présence de peu de bruit rétrodiffusé et permettrait tout de même d'obtenir des signaux rétropropagés très ressemblants.

Il est important de signaler que Liu et Waag [3] ont déjà repropagé numériquement des signaux jusqu'à ce qu'ils soient identiques à un retard près. Ils ont pu ainsi estimer les retards introduits par l'aberrateur et recréer numériquement une focalisation en émission sur la source de l'écho. Ici, nous proposons une méthode plus générale avec une procédure expérimentale d'imagerie incluant une focalisation en émission-réception optimale en chaque point de la zone à imager grâce à la synthèse de chaque fonction de Green associée à chacun de ces points. Cette procédure est adaptative et ne requiert pas l'estimation des retards introduits par l'aberrateur. Appliquons alors l'algorithme de synthèse de banques de données au modèle expérimental très simple dont nous disposons.

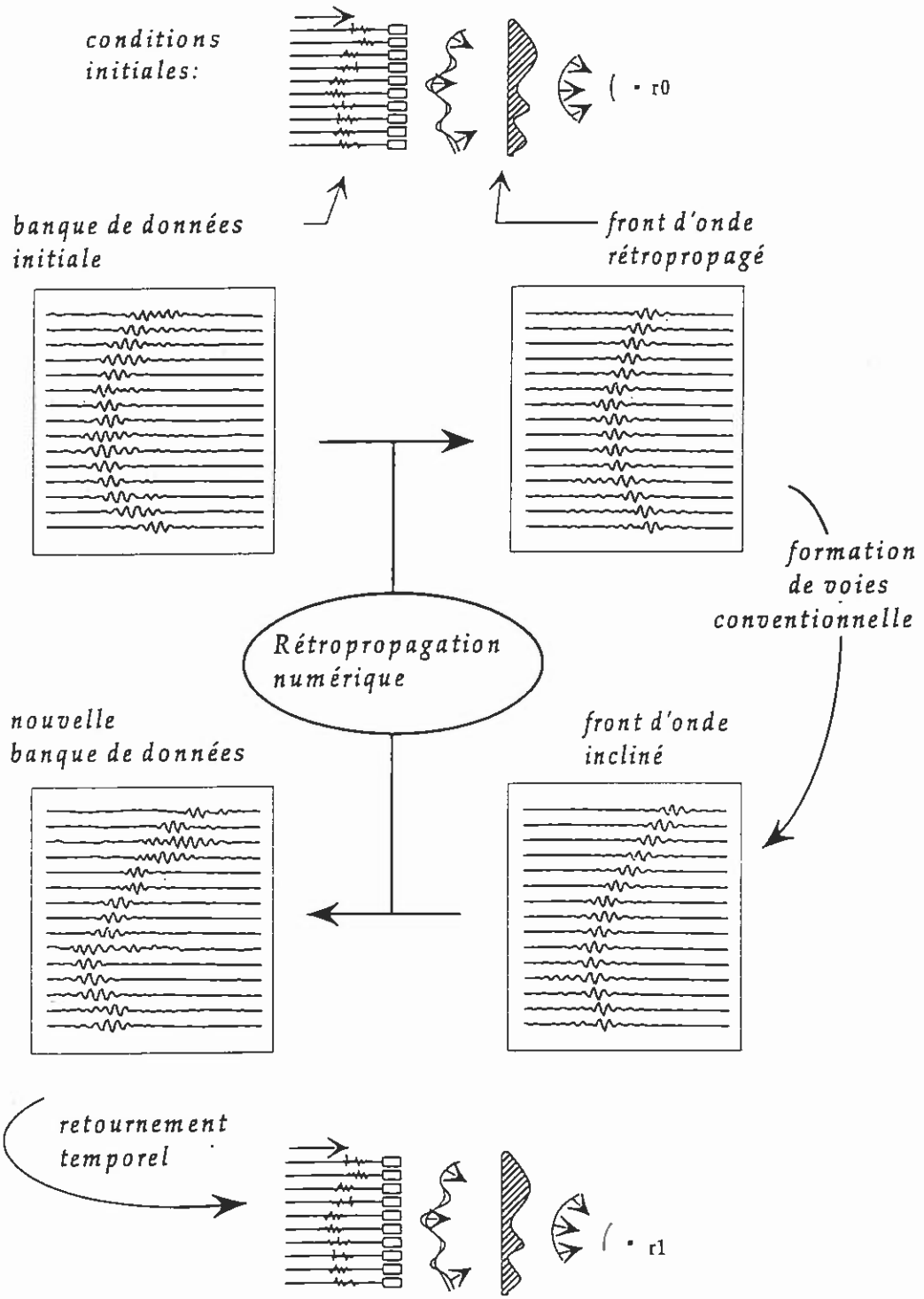


Fig. III.10 *Illustration de l'algorithme déterminant la fonction de Green associée au nouveau point focal désiré. Le champ enregistré est rétropropagé jusqu'à ce qu'il devienne un front d'onde dans le plan de l'aberrateur. Ce front d'onde est incliné et repropagé à nouveau jusqu'au réseau de transducteurs. Toute cette procédure est réalisée numériquement par ordinateur. La nouvelle banque de données ainsi obtenue est adaptée au nouveau point focal désiré.*

III.2.2 Résultats expérimentaux.

Focalisation en émission par banque de données synthétisées.

Dans cette expérience, l'aberrateur est toujours placé à 15 mm du réseau. L'écho rétrodiffusé en provenance du réflecteur (la tête de l'hydrophone aiguille) situé sur l'axe central du réseau est stocké dans une chronologie inverse comme banque de données initiale. On peut se rendre compte de la diffraction intervenue dans la propagation de cet écho Figure III.11 (a). Pour étudier la rétropropagation de cet écho, l'algorithme numérique va inspecter une zone étendue de 5 mm à 30 mm du réseau. L'algorithme réduit de plus en plus cette plage afin de trouver le facteur de similarité maximal pour une précision requise sur d_{opt} de 0.3 mm (environ une demie longueur d'onde). La distance de repropagation optimale d_{opt} trouvée est de 14.7 mm. Les signaux obtenus par rétropropagation numérique à cette distance sont présentés Figure III.11 (b). Ils sont très ressemblants et établissent un facteur de similarité $\overline{M}(14.7\ \text{mm})$ égal à 0.892. Le front d'onde ainsi obtenu est alors successivement incliné pour focaliser, dans le plan focal, à de nouvelles positions situées à 2 mm, 4 mm et 6 mm de part et d'autre de la position initiale du réflecteur. Bien entendu, l'inclinaison du front d'onde rétropropagé tient compte d'une nouvelle distance focale égale à $F - d_{opt} = 90\ mm - 14.7\ mm = 75.3\ mm$.

La repropagation dans le plan d'ouverture du réseau des six nouveaux fronts d'onde ainsi créés donne six nouvelles banques de données. Ces banques de données, retransmises dans le milieu, réalisent les diagrammes de directivité en émission présentés Figure III.12. Par rapport à la simple inclinaison de la banque de données initiale présentée en première partie, l'amélioration de la focalisation est évidente (comparer avec la Figure III.4). On peut observer des diagrammes assurant une focalisation latérale précise sans remontée des lobes secondaires. Il est donc possible de synthétiser, depuis le front d'onde rétropropagé dans le plan de l'aberrateur, un ensemble complet de banques de données adaptées à chaque point de la zone à imager.

Toutefois, on ne peut synthétiser de manière rigoureuse par cette méthode que des banques de données adaptées au voisinage du réflecteur initial. En effet, si le nouveau point focal désiré

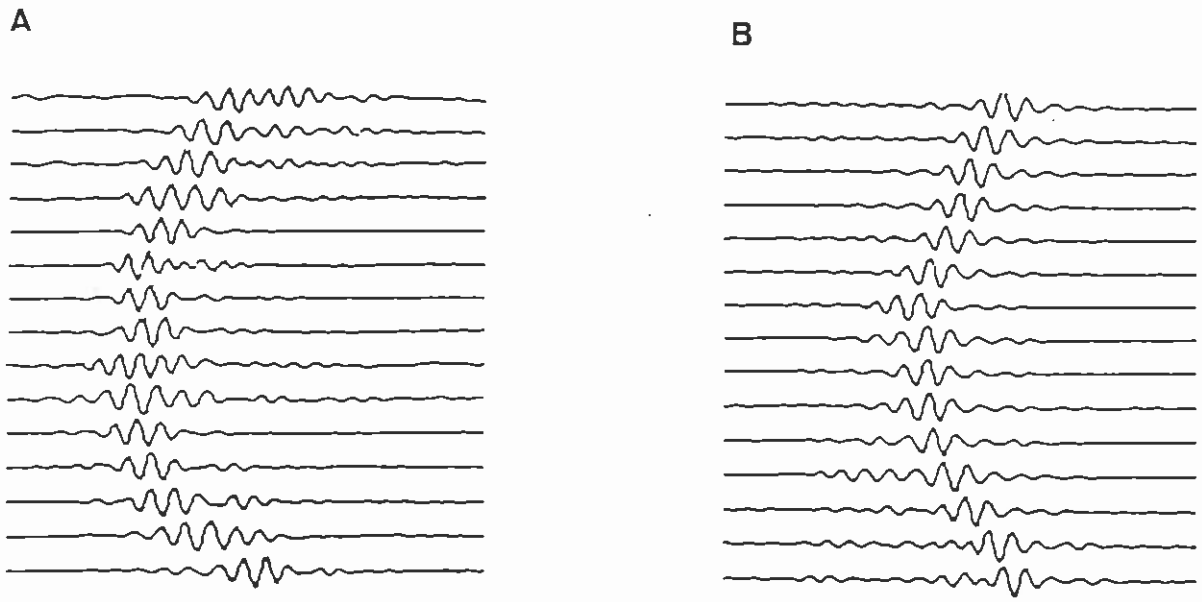


Fig. III.11 *(A) Echo rétrodiffusé par une cible réflectrice ponctuelle à travers un aberrateur situé à 15 mm du réseau de transducteurs. Ces signaux sont rétropropagés à la distance réseau-aberrateur optimisée trouvée par l'algorithme numérique. Les signaux obtenus sont présentés en (B). Le front d'onde rétropropagé présente effectivement des signaux identiques à un retard près.*

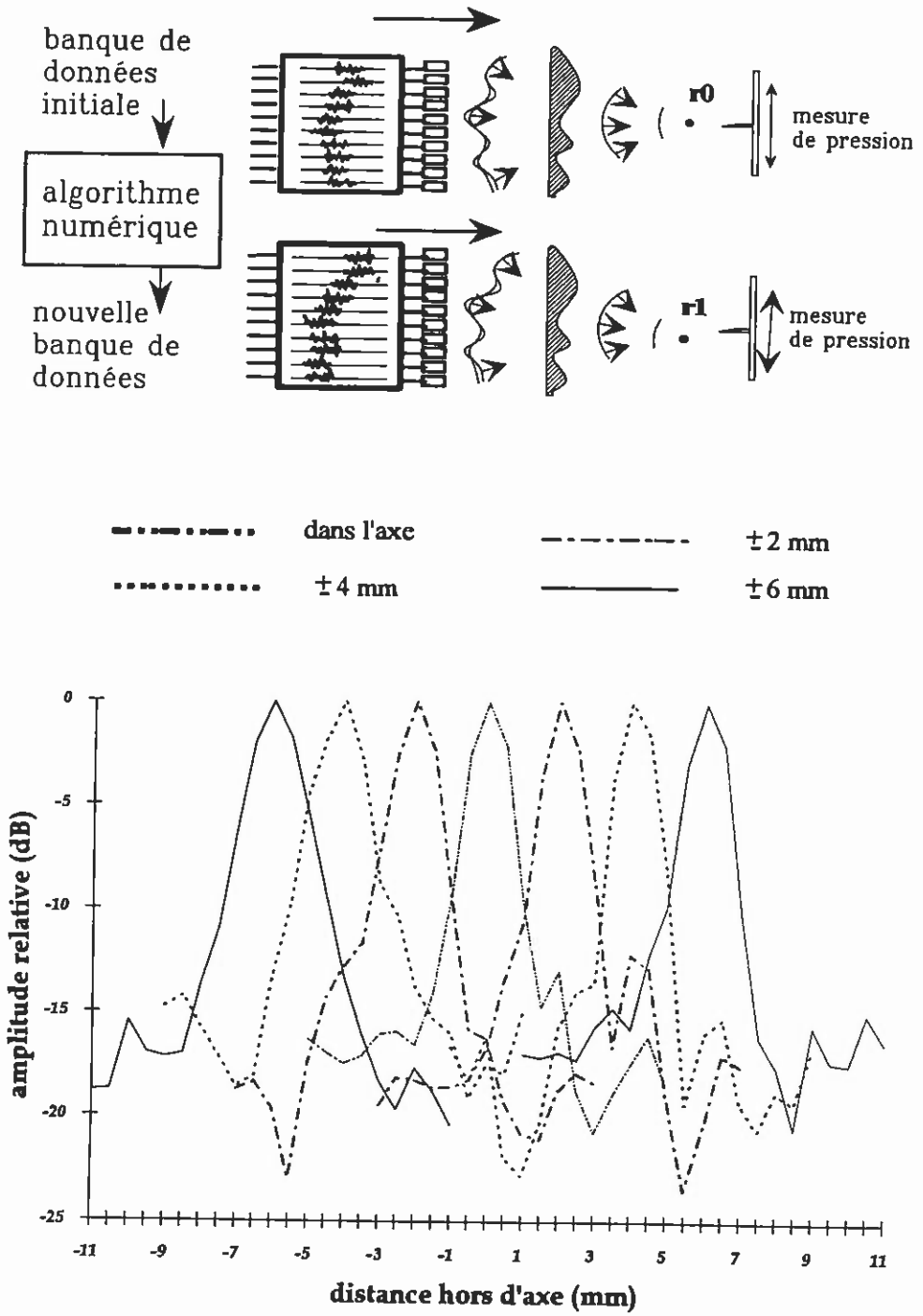


Fig. III.12 *Diagrammes de directivité obtenus par émission des banques de données synthétisées associées aux nouvelles positions focales désirées. Chaque banque de données adaptée à chaque nouvelle position permet de réaliser automatiquement en émission un filtre adapté à chacune de ces positions. Le processus de filtre adapté est désormais réalisé sans recourir à la présence d'un réflecteur aux positions focales désirées.*

est trop éloigné du point d'accrochage, la banque de données synthétisée n'est plus équivalente à la véritable fonction de Green associant ce point au réseau de transducteurs. En traçant les cônes d'ombre géométrique correspondant à ces deux banques de données différentes (voir Figure III.13), on peut se rendre compte que les inhomogénéités rencontrées par une onde impulsionnelle provenant du nouveau point focal désiré ne sont pas les mêmes que celles rencontrées par une onde provenant du point d'accrochage. En plus de cette limite due à la longueur de cohérence de l'aberrateur, on se heurte aux limites de la diffraction par une ouverture finie, l'ouverture étant ici l'ouverture équivalente créée dans le plan de l'aberrateur par rétropropagation.

La synthèse de fonctions de Green associées aux points entourant le point d'accrochage ne permet donc pas de couvrir spatialement une zone très large autour du point d'accrochage. Cependant, il ne s'agit pas d'une limite au voisinage immédiat du réflecteur, mais plutôt à une petite zone entourant le réflecteur et qui, dans le cas d'un accrochage par retournement temporel sur une tumeur naissante par exemple, pourrait permettre d'en définir les contours précisément. Imager la zone entourant le réflecteur initial (ou le point d'accrochage) consiste alors à utiliser chaque banque de données synthétisée à la fois en émission et en réception, de manière à assurer une focalisation optimale en chaque point de la zone.

Imagerie.

L'imagerie d'une petite zone entourant le réflecteur consiste donc à réaliser, en émission et en réception, un filtre adapté à chaque point de la zone. Nous allons donc développer un processus séquentiel d'imagerie qui "interrogera" chaque point de la zone sur sa réflectivité grâce à l'emploi de la banque de données parfaitement adaptée à ce point.

En milieu inhomogène, la réalisation d'un filtre adapté spatio-temporel (l'interférence constructive de signaux symétriques possédant tous leur maximum au même instant en un même point) s'effectue automatiquement en émission par simple propagation dans le milieu de la

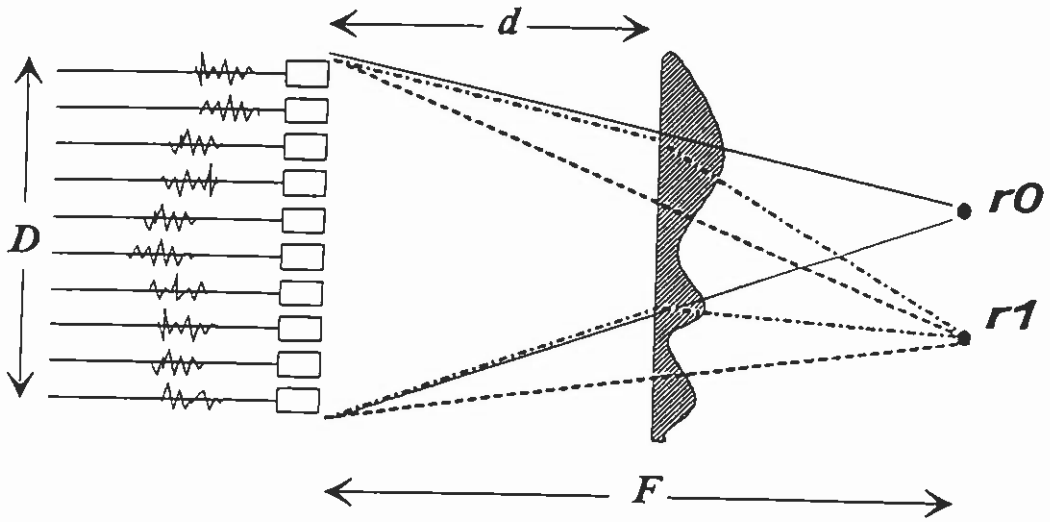


Fig. III.13 *La synthèse de banques de données associées aux points du voisinage du point d'accrochage est limitée à une zone dépendant de la longueur de cohérence de l'aberrateur et de sa position. Au delà de cette zone, la banque de données synthétisée est trop différente de la véritable fonction de Green du nouveau point focal désiré.*

banque de données adaptée au point focal désiré. Nous avons vu au deuxième chapitre que la réalisation du filtre adapté en réception est un processus nécessitant un traitement d'information de la part de l'utilisateur. En effet, elle implique un traitement de l'écho reçu de manière à isoler l'information provenant du point focal désiré. Ce traitement n'est pas automatique en réception et requiert la connaissance a priori de la banque de données adaptée au point focal désiré.

Rappelons rapidement ce traitement: l'écho reçu par le réseau est convolué ligne à ligne avec la banque de données adaptée au point focal désiré; lorsque l'écho reçu provient effectivement de ce point, la sommation des signaux symétriques obtenus produit une interférence pleinement constructive. Nous avons déjà montré que ce traitement n'est qu'une généralisation aux milieux inhomogènes des techniques de lignes à retards. Il réalise effectivement un filtre adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction du point focal désiré.

Dans le processus séquentiel d'imagerie que nous développons, la focalisation en réception s'effectue sur l'écho résultant d'une focalisation en émission préliminaire. On réalise donc en fait une focalisation en émission-réception plus qu'une simple focalisation en réception. Bien entendu, l'efficacité de cette technique en un autre point que le point d'accrochage dépend de l'exactitude de la banque de données synthétisée et de sa capacité à focaliser optimalement au point désiré. Pour étudier la précision de focalisation des banques de données synthétisées, nous avons réalisé des expériences en émission-réception qui comparent les résultats de la focalisation par filtre adapté employant des banques de données synthétisées avec les résultats obtenus par des techniques de formation de voies conventionnelle inclinant la banque de données initiale.

Dans une première expérience, nous ne considérons uniquement que 4 banques de données parmi l'ensemble constitué précédemment. Ces banques de données sont adaptées aux positions suivantes: la position initiale du réflecteur dans l'axe central du réseau, et les positions situées à +2 mm, +4 mm et +6 mm de la position du réflecteur. Nous mesurons alors les diagrammes de directivité en émission-réception pour ces quatre positions. Pour chacune de ces positions, le réseau de transducteurs reste constamment focalisé en émission sur la position concernée en

émettant les signaux enregistrés dans la banque de données adaptée à cette position. L'hydrophone, en tant que cible réflectrice ponctuelle, se déplace alors dans le plan focal par pas de 0.5 mm en passant par le point focal correspondant à la banque de données émise. Le réseau de transducteurs acquiert ainsi en réception un ensemble d'échos rétrodiffusés correspondants à chaque position de la pointe de l'hydrophone dans le plan focal (voir Figure III.14). Lorsque l'hydrophone se trouve au point focal associé à la banque de données émise, la convolution de l'écho reçu par la banque de données émise réalise, comme nous l'avons décrit précédemment, un processus de filtre adapté et fournit un signal maximum pour la position focale.

La Figure III.15 présente les diagrammes de directivité obtenus en émission-réception pour chacune des 4 banques de données synthétisées et compare les résultats avec ceux obtenus par une procédure d'imagerie conventionnelle (lois cylindriques) ainsi que par simple inclinaison de la banque de données initiale. Nous remarquons qu'à +6 mm de la position du réflecteur (voir Figure III.15 d), la focalisation obtenue par banque de données synthétisée est quasiment aussi bonne que celle obtenue pour la position du réflecteur (voir Figure III.15 a). La seule altération du diagramme n'est qu'une faible remontée des lobes secondaires (+6 dB). En revanche, l'inclinaison conventionnelle de la banque de données initiale se heurte à la limite de l'angle isoplanétique et présente une remontée des lobes secondaires de +20dB. Quant aux diagrammes obtenus avec des banques de données cylindriques, ils sont désormais présentés à titre de référence et non plus en tant que technique de focalisation. Construire l'image d'une petite zone autour du réflecteur est alors possible, et ce avec la même qualité de focalisation pour chacune des cellules de résolution de la zone entourant le réflecteur.

Dans une seconde expérience, on réalise effectivement une image d'une petite zone. Puisque nous sommes désormais capables de focaliser en un point distant du point d'accrochage initial, cette petite zone sera située non pas autour du réflecteur initial, mais autour d'un point situé à 6 mm de cette position. Pour ce faire, la pointe de l'hydrophone est initialement placée dans le

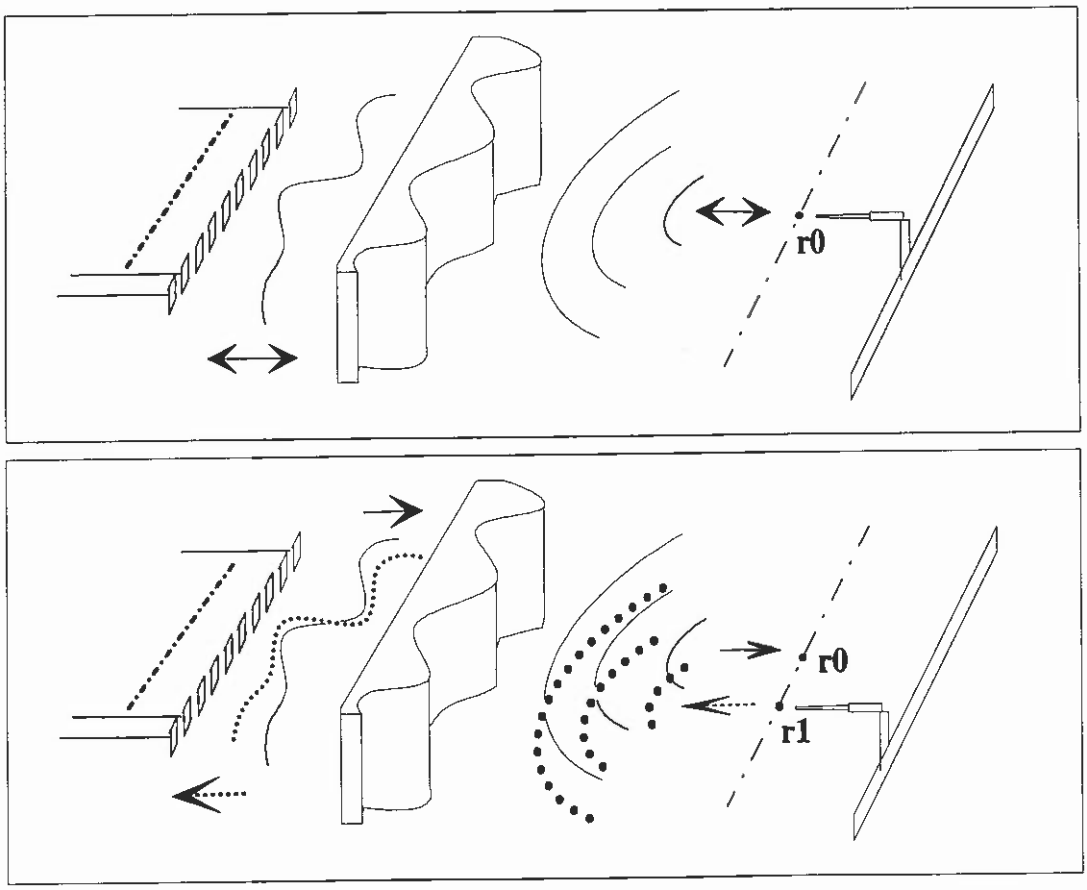


Fig. III.14 *Procédure expérimentale d'établissement des diagrammes de directivité en émission réception. En émettant la banque de signaux adaptés appropriée, le réseau reste toujours focalisé sur r_0 en émission. Le réflecteur est ensuite déplacé dans le plan focal et le réseau enregistre en réception chaque écho provenant de chaque position du réflecteur. Le diagramme de directivité en émission-réception est alors obtenu en convoluant chacun de ces échos avec la banque de signaux adaptés à r_0.*

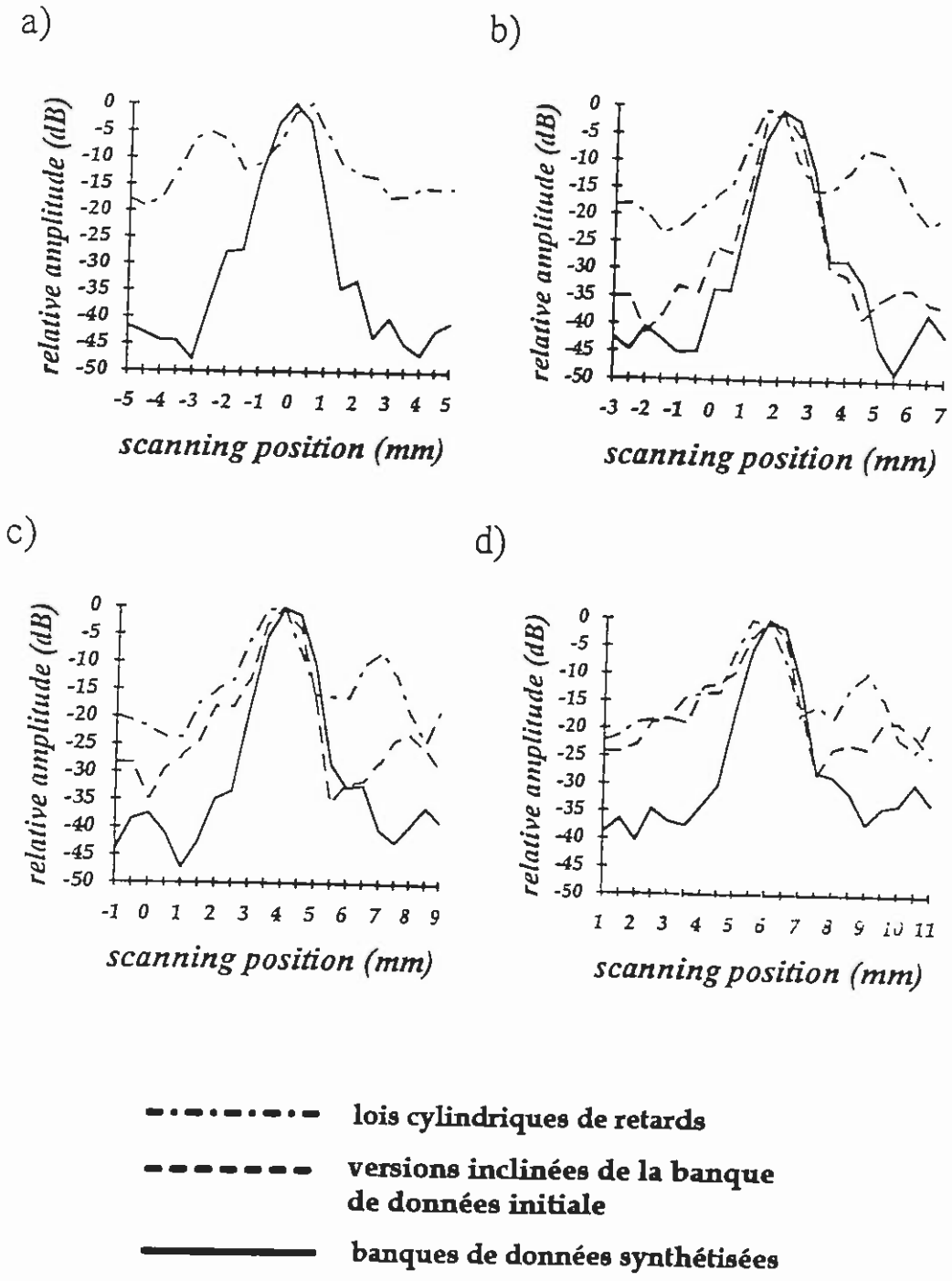


Fig. III.15 *Diagrammes de directivité obtenus en émission-réception. (a), (b), (c) et (d) presentent respectivement pour trois techniques les diagrammes observés lorsque l'on désire focaliser sur l'axe (le point focal initial), puis à +2 mm, +4 mm et +6 mm du point focal initial. La focalisation par inclinaison de la banque de données initiale est rapidement dégradée. Au contraire, chaque banque de données synthétisée est correctement adaptée à chaque point focal désiré.*

plan focal et dans l'axe central du réseau. On acquiert alors la banque de données adaptée à cette position.

Cette banque de données initiale est ensuite traitée numériquement par l'algorithme de synthèse pour créer un ensemble de 21 banques de données focalisant dans une zone de 10 mm de large et dont le centre se trouve à 6 mm de l'axe du réseau (voir Figure III.16). Cette petite zone du plan focal à imager est ainsi échantillonnée par 21 points distants de 0.5 mm (soit une longueur d'onde).

La pointe de l'hydrophone est maintenant déplacée au centre de la zone afin de l'imager. Une focalisation en émission-réception est alors réalisée pour chaque point de la zone avec la banque de données appropriée. Le maximum du signal obtenu en chaque position est alors représentatif de la réflectivité du point considéré. Ne garder que les maxima des signaux obtenus constituerait un C-scan de la zone linéaire explorée, c'est à dire une ligne. Si on veut acquérir une image à deux dimensions de notre petite zone linéaire, on peut conserver la composante temporelle des signaux résultant de la focalisation en émission-réception. Ainsi, la Figure III.17 présente les images B-scans ou spatio-temporelles réalisées pour la pointe de l'hydrophone (large d'un millimètre) lorsque celle-ci est située à 6 mm de sa position initiale. La présentation en niveau de gris de l'amplitude des signaux obtenus montre clairement l'amélioration due à l'emploi de banques adaptées synthétisées par rapport à une simple inclinaison de la banque initiale ou à des banques cylindriques conventionnelles.

Toutefois, si la résolution latérale obtenue est particulièrement bonne, la résolution axiale est plus étendue que celle obtenue par simple recalage temporel des signaux reçus. Ceci est dû au processus de filtre adapté qui convolue, à chaque itération de retournement temporel ainsi que lors de la focalisation en réception, les réponses impulsionnelles des transducteurs. Même si un filtre adapté est également réalisé avec ces réponses, il contribue à augmenter la durée du signal et par conséquent à dégrader la résolution axiale des B-scans. Ceci implique également une dégradation de la résolution axiale des futurs C-scans en augmentant la taille axiale des cellules de résolution pavant la zone à imager. Ces futures images, où chaque pixel sera représentatif de

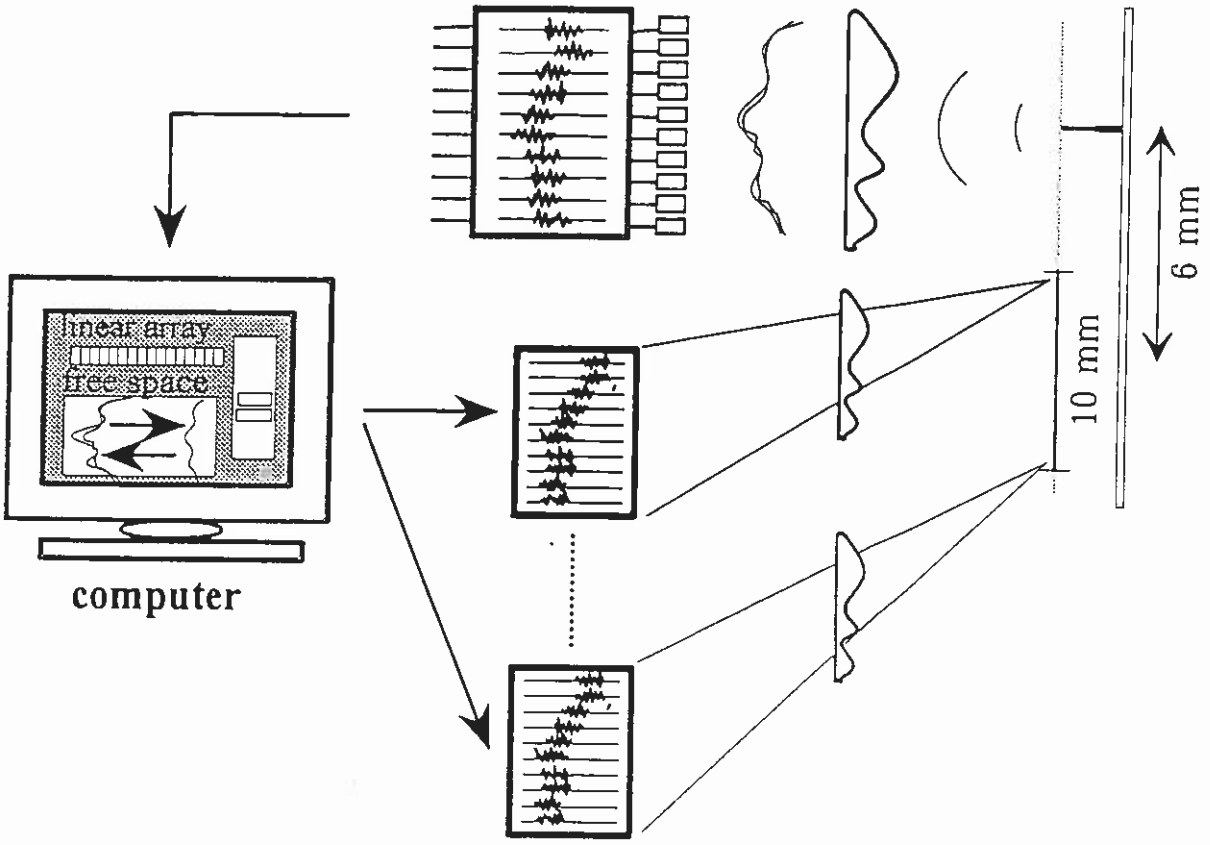


Fig. III.16 *Expérience d'imagerie. La banque de données adaptée à un réflecteur ponctuel est traitée numériquement pour créer les banques de données adaptées aux points d'une zone située à l'écart du réflecteur initial. Le réflecteur ponctuel initial ayant servi de point d'accrochage est ensuite déplacé au centre de la zone afin de l'imager à l'aide des banques de données synthétisées. Pour chacune des 21 positions de la zone, une focalisation en émission-réception est réalisée grâce à la banque de données appropriée issue de l'ensemble des 21 banques synthétisées.*

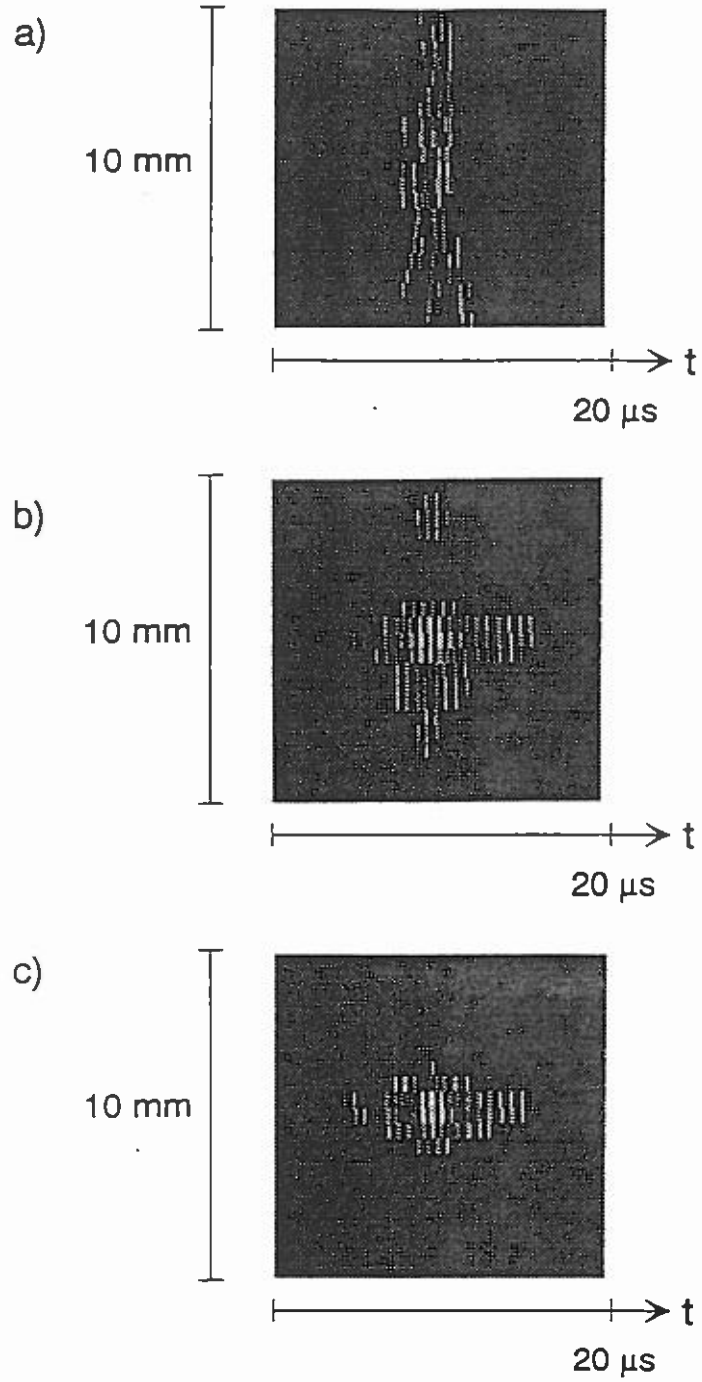


Fig. III.17 *Images B-scans, réalisées en émission-réception, d'une zone environnant une position située à 6 mm de la position d'un réflecteur ponctuel initial. En (a), des lois de retards cylindriques sont inclinées pour explorer la zone. En (b), on utilise des versions inclinées de la banque de données adaptée au réflecteur initial. En (c), cette banque de données initiale est traitée numériquement pour synthétiser de nouvelles banques de données adaptées à chaque point de la zone. Focaliser avec ces banques de données appropriées procure une image B-scan très nette de la pointe de l'hydrophone.*

la réflectivité d'une cellule de résolution, supposent d'être capable de focaliser non seulement latéralement mais aussi à différentes profondeurs. La focalisation en profondeur ne devrait toutefois modifier que la courbure du front d'onde rétropropagé. C'est pourquoi nous espérons présenter dans un futur proche des images C-scans d'un réflecteur noyé dans un milieu diffuseur par exemple, et en présence d'un aberrateur éloigné du réseau de transducteurs.

CONCLUSION.

On savait déjà que focaliser en un point d'un milieu inhomogène, en émission comme en réception, nécessitait l'acquisition de la fonction de Green liant ce point à l'ensemble du réseau de transducteurs. Le processus itératif de retournement temporel nous permet d'acquérir la fonction de Green, ou la banque de données, associée au point le plus brillant d'une zone préalablement insonifiée. Cette acquisition nécessite toutefois la présence d'un réflecteur prédominant dans la zone à imager. Imager cette zone nécessite alors de quitter le mode figé du retournement temporel, qui ne focalise que sur le point le plus brillant, pour focaliser non plus seulement sur ce point d'accrochage mais également autour de ce point.

La mise au point d'un algorithme de synthèse numérique des banques de données focalisant en chaque point de la zone à imager permet désormais de balayer spatialement toute la zone par un faisceau ultrasonore focalisé. Cette technique s'affranchit de la limite de l'angle isoplanétique et permet d'obtenir de bonnes images du voisinage du réflecteur. L'emploi de ces banques de données adaptées permet en l'occurence de réaliser, en émission et en réception, un filtre adapté à la réponse impulsionnelle de diffraction émanant de chaque point de la zone. D'un point de vue traitement du signal, la focalisation en chaque point de la zone par une banque de données réalisant un filtre adapté procure une imagerie optimale de cette zone.

Les applications d'une telle technique de formation de voies sont évidentes en imagerie médicale ou même pour la thérapie d'une zone bien particulière de tissu nécessitant une excellente résolution. L'intérêt est grand également en contrôle non destructif pour visualiser les défauts dans des échantillons de matériaux.

Toutefois, l'imagerie par cette technique est limitée au voisinage du point d'accrochage et nous cherchons à imager une zone toujours plus large. Quelles sont alors les limites de cette technique et les solutions à y apporter? Que vaut d'autre part l'hypothèse d'un écran de phase localisé à une distance quelconque? D'intéressantes perspectives sont présentées dans la conclusion de ce travail.

REFERENCES.

[1] A. Derode. "La cohérence des ondes ultrasonores en milieu inhomogène." Thèse de Doctorat de l'Université Paris VII (Décembre 1994).

[2] C. Dorme and M. Fink. "Ultrasonic beam steering through inhomogeneous layers with a time reversal mirror." Accepted for publication in the *IEEE Transactions on Ultras., Ferr., and Freq. Control* (Janvier 1996).

[3] D. L. Liu and R. C. Waag. "Correction of Ultrasonic Wavefront Distortion Using Backpropagation and a Reference Waveform Method for Time-Shift Compensation." *Journ. Acoust. Soc. Am.* vol.96, pp. 649-660 (August 1994).

[4] C. Dorme and M. Fink. "Matched filter imaging through inhomogeneous media." *22nd International Symposium on Ultrasonic Imaging.* (Florence, Septembre 1995).

[5] C. Prada and M. Fink. "Eigenmodes of the time reversal operator: a solution to selective focusing in multiple-target media." *Wave Motion*, No. 20, pp. 151-163, 1994.

[6] J. Hardy. "L'optique adaptative." *Pour la Science*, No. 202 (Août 1994).

[7] Trudy E. Bell. "Electronics and the stars." *IEEE Spectrum*, pp. 16-24, Août 1995.

[8] J.W. Goodman, W.H. Huntley, D.W. Jackson, M. Lehmann. "Wavefront-Reconstruction Imaging through Random Media." *Applied Physics Letters* vol.8, pp. 311-313, 1966.

Conclusion

CONCLUSION GENERALE.

L'exploration point par point d'un plan de coupe du milieu (échographie en mode B) nécessite la focalisation précise d'un faisceau ultrasonore en chaque point de la zone d'intérêt médical, en émission comme en réception. Or, nous avons vu que les différents tissus biologiques rencontrés par l'onde ultrasonore lors de l'exploration en profondeur du milieu présentent des vitesses du son différentes qui engendrent une distorsion du front d'onde en phase et en amplitude. Ces aberrations défocalisent le faisceau ultrasonore, rendant ainsi impossible la sélection d'un point précis du plan de coupe.

Nous avons ensuite présenté les méthodes adaptatives de correction proposées pour compenser la distorsion en phase intervenant lors de la propagation. Ces méthodes déterminent une loi de retards adaptés à un réflecteur ponctuel du milieu ou à un petit volume de diffuseurs. Toutefois, elles sont limitées et ne corrigent les effets de propagation que lorsque le milieu peut être modélisé par un écran fin de phase aléatoire placé contre le réseau de transducteurs. Si le milieu est équivalent à un écran de phase aberrateur éloigné du réseau, la présence d'effets de diffraction, de réfraction ou de multi-diffusion dans le champ de pression rétrodiffusé par un réflecteur ponctuel rend inefficace une loi de retards compensatrice.

Le retournement temporel est une méthode adaptative simple qui assure la focalisation en émission sur un réflecteur ponctuel présent dans la zone à imager (ou sur le point brillant d'une cible plus étendue telle qu'une paroi d'organe ou la surface d'une lithiase). Cette technique est efficace même dans des milieux modélisés par un écran de phase distant du réseau. Nous avons montré que l'émission de la fonction de Green du réflecteur, dans une chronologie inverse, permet de réaliser le filtre adapté spatio-temporel à la réponse impulsionnelle de diffraction liant le réflecteur au réseau de transducteurs. En étendant le concept de filtre adapté à la focalisation en réception, nous avons développé un outil de focalisation optimale en émission-réception en

un point réflecteur précis du milieu. Ce point d'accrochage particulier sert alors de point de départ pour la formation de l'image échographique.

Le passage à l'imagerie en milieu inhomogène a nécessité également l'adaptation de la technique de formation de voies conventionnelle. En effet, focaliser en un autre point du milieu, par simple inclinaison de la fonction de Green adaptée au réflecteur initial, est impossible en raison de la limite d'angulation imposée par l'angle isoplanétique du milieu inhomogène. Toutefois, pour des milieux modélisés par un écran de phase distant du réseau, on peut synthétiser numériquement de nouvelles fonctions de Green adaptées au voisinage du réflecteur initial. Cette synthèse fait appel à un algorithme de rétropropagation du champ de pression rétrodiffusé, de manière à dissiper tout effet de diffraction intervenant entre l'aberrateur et le réseau. Les nouvelles fonctions de Green synthétisées permettent alors de s'affranchir de l'angle isoplanétique du milieu inhomogène et d'obtenir de bonnes images du voisinage du réflecteur par une focalisation optimale en chaque point de cette zone. Ce processus d'imagerie présente cependant deux limitations importantes qui sont également d'intéressantes voies de recherche.

La première limitation est la validité d'un modèle d'écran fin de phase aléatoire distant du réseau par rapport à de réels échantillons de tissus biologiques. En présence d'un tel échantillon, on peut vérifier la validité du modèle en utilisant l'algorithme de repropagation numérique: si l'on repropage numériquement le champ de pression enregistré en provenance d'un réflecteur ponctuel, il suffit d'obtenir des signaux identiques (à un retard et un facteur d'amplitude près) à une certaine distance de repropagation pour établir l'équivalence entre la fonction de Green du réflecteur à travers l'échantillon et la fonction de transfert à travers un écran de phase aléatoire situé à la distance de repropagation. Cependant, l'équivalence est valable pour ce point réflecteur particulier. Pour un autre point de l'échantillon biologique, la fonction de Green est certainement équivalente à la fonction de transfert à travers un autre "aberrateur équivalent" (situé à une nouvelle distance et introduisant de nouveaux retards). Nous nous intéresserons d'ailleurs, dans une prochaine étude, à valider le modèle d'écran fin de phase aléatoire distant du réseau pour des échantillons biologiques épais.

La seconde limitation est que la netteté de l'image obtenue par le processus que nous avons développé est limitée au voisinage du point d'accrochage initial. Ceci est dû au fait que l'algorithme de synthèse numérique ne permet pas d'acquérir précisément les fonctions de Green adaptées à des points plus distants du point d'accrochage. Il est alors nécessaire de trouver de nouveaux points d'accrochage dans la zone d'intérêt médical afin de pouvoir compléter l'image de cette zone.

Pour cela, la méthode D.O.R.T. de Claire Prada permet de sélectionner tel ou tel réflecteur d'un milieu multi-cibles. Cette méthode de "décomposition en vecteurs propres de l'opérateur de retournement temporel" permet d'établir les lois de phase et d'amplitude correspondant à chaque réflecteur à la fréquence centrale des transducteurs. On peut ainsi focaliser le faisceau ultrasonore sur le réflecteur de notre choix (l'émission de signaux monochromatiques ne permet cependant pas une focalisation optimale). On dispose alors d'autant de points d'accrochage, c'est à dire d'autant de points initiaux de formation d'image, que de réflecteurs présents dans le milieu. Le balayage spatial de la zone d'intérêt médical par le faisceau ultrasonore focalisé paraît donc tout à fait possible, l'image étant formée petit à petit en imageant séquentiellement le voisinage de chaque réflecteur.

Dans l'hypothèse d'aucun autre réflecteur disponible que le réflecteur initial, une seconde solution est envisagée pour étendre la zone d'imagerie au-delà du voisinage du réflecteur. Il s'agit de la création de réflecteurs artificiels analogues aux étoiles brillantes artificielles créées par laser en astronomie. En "forçant" la focalisation du faisceau ultrasonore, on pourrait ainsi parvenir à faire rayonner tel ou tel petit amas de diffuseurs non résolus par le réseau de transducteurs. Ce petit volume de la zone d'intérêt médical constituerait ainsi un nouveau point d'accrochage pour notre processus d'imagerie.