

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE  
Faculté de génie  
Département de génie mécanique

# CONCEPTION D'UN GÉNÉRATEUR MINIATURISÉ D'ONDES MÉCANIQUES

Mémoire de maîtrise  
Spécialité : génie mécanique

Louis-Philippe RIEL

Jury : Alain BERRY  
Martin BROUILLETTE (directeur)  
Jean-Sébastien PLANTE

Sherbrooke (Québec) Canada

Août 2011

IV - 2257



Library and Archives  
Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file Votre référence*

*ISBN: 978-0-494-91702-2*

*Our file Notre référence*

*ISBN: 978-0-494-91702-2*

#### NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

#### AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

# RÉSUMÉ

De nos jours, les maladies cardiaques représentent la première cause de décès dans le monde. Parmi ces maladies, les occlusions coronariennes occupent un rôle important. Aussi, 10 à 15 % de la population souffre de calculs urinaires et ces pourcentages augmentent d'année en année dans les pays industrialisés. Considérant ces données et le fait que les outils médicaux actuels ne permettent pas de répondre à l'ensemble des besoins exigés par ces domaines, il existe une opportunité intéressante pour le développement d'appareils mieux adaptés.

Le présent mémoire a pour but de démontrer le potentiel technologique d'un générateur miniaturisé d'ondes mécaniques comme futur dispositif médical dans les domaines de la lithotritie intracorporelle et de la cardiologie d'intervention. Le générateur proposé exploite les ondes acoustiques (profil de pression) pour briser les calculs urinaires ou traverser les occlusions coronariennes. Le concept présenté vise à être plus efficace, plus sécuritaire et moins dispendieux que les appareils actuels. Pour parvenir à générer le profil de pression désiré à l'extrémité d'une longue et mince tige, un processus d'amplification exploitant la focalisation des ondes dans un solide et la dispersion dans un guide d'ondes est utilisé. Ce processus nécessite une étape préliminaire de calibration qui permet de caractériser les propriétés acoustiques des milieux de propagation (concentrateur et guide dispersif). Tirant profit du retournement temporel, il est ensuite possible de concentrer spatialement et de compresser temporellement le signal de calibration pour former le profil de pression désiré. Le gain combiné de ces méthodes permettent de respecter les requis fixés pour l'appareil.

Le prototype fabriqué est composé d'une source acoustique convergente, d'un guide d'ondes dispersif ainsi que d'un réducteur de section. La source acoustique comprend sept transducteurs piézoélectriques couplés sur la surface extérieure d'un concentrateur en aluminium 6061-T6 de forme semi-sphérique. Chaque transducteur est identique et possède une fréquence centrale de 695 kHz. Une tige de 3.2 mm de diamètre et 1.8 m du même alliage est fixée au concentrateur. Cette dernière représente le guide dispersif. Enfin, un réducteur de section permet de réduire le diamètre d'émission à 1.6 mm.

Les performances du prototype ont été caractérisées en mesurant le profil de pression émis dans l'eau à l'extrémité du réducteur de section. La forme du signal mesurée correspond bien à celle désirée, c'est-à-dire un pulse gaussien à la fréquence de résonance des transducteurs. Des pics de pression à 160 bar et -100 bar ont aussi été obtenus dans l'eau. De plus, des essais sur une pierre artificielle ont permis de mettre en évidence un taux de pénétration d'environ 1 mm/min, et ce, pour une fréquence de tirs de 5 Hz. Une forme de cavitation a aussi pu être observée. Malgré le fait qu'il reste plusieurs défis à relever avant de présenter un appareil fonctionnel, les résultats obtenus sont encourageants et confirment le potentiel associé à la technologie développée pour les domaines ciblés.

**Mots-clés :** Ondes acoustiques, guide d'ondes, concentrateur solide, dispersion, focalisation, retournement temporel, calculs urinaires, occlusions coronariennes.



# REMERCIEMENTS

Ce mémoire n'aurait pu être possible sans la confiance de Pr Martin Brouillette. Je tiens donc à le remercier pour toutes les opportunités qu'il m'a offertes ainsi que pour son soutien tout au long de mes travaux. Je tiens à souligner qu'il a été un mentor et une source d'inspiration pour moi dans cette aventure.

À noter aussi la collaboration spéciale et étroite de Steven Dion. Sa patience, sa passion, ses connaissances et son support illimité ont été grandement appréciés. Aussi, je tiens à remercier Christian Hébert ainsi que mes collègues à la maîtrise et tous mes amis sur lesquels j'ai toujours pu compter dans les moments difficiles.

Je tiens aussi à souligner que ces travaux ont été subventionnés par le *ministère du développement économique, innovation et exportation* (MDEIE) dans le cadre de son *programme de soutien à la valorisation et au transfert* (PSVT).

Enfin, un remerciement spécial à mes parents qui ont toujours cru en moi et qui m'ont continuellement encouragé à aller jusqu'au bout de mes rêves.



# TABLE DES MATIÈRES

<b>1</b>	<b>INTRODUCTION</b>	<b>1</b>
1.1	Mise en contexte et problématique . . . . .	1
1.2	Définition et objectifs du projet de recherche . . . . .	2
1.3	Contribution originale . . . . .	3
1.4	Plan du mémoire . . . . .	3
<b>2</b>	<b>ÉTAT DE L'ART</b>	<b>5</b>
2.1	Technologies actuelles . . . . .	5
2.1.1	Appareils de lithotritie . . . . .	5
2.1.2	Appareils de recanalisation coronarienne . . . . .	9
2.2	Paramètres et critères de conception . . . . .	12
2.3	Opportunités d'innovation . . . . .	14
<b>3</b>	<b>MODÈLE NUMÉRIQUE</b>	<b>17</b>
3.1	Propriétés du modèle . . . . .	18
3.2	Validation du modèle . . . . .	19
3.2.1	Validation Analytique . . . . .	20
3.2.2	Validation expérimentale . . . . .	22
<b>4</b>	<b>CONCEPT</b>	<b>25</b>
4.1	Retournement temporel . . . . .	26
4.2	Dispersion . . . . .	28
4.2.1	Amplification dispersive . . . . .	32
4.2.2	Optimisation du guide dispersif . . . . .	32
4.2.3	Configuration du guide dispersif . . . . .	39
4.2.4	Gain dispersif et résultats de simulations . . . . .	39
4.3	Focalisation . . . . .	40
4.3.1	Amplification par focalisation spatiale . . . . .	44
4.3.2	Optimisation du concentrateur . . . . .	49
4.3.3	Configuration du concentrateur solide . . . . .	52
4.3.4	Gain de focalisation et résultats de simulations . . . . .	53
4.4	Concept complet . . . . .	55
4.4.1	Configuration du générateur . . . . .	55
4.4.2	Gain total du générateur et résultats de simulations . . . . .	57
<b>5</b>	<b>PROTOTYPE EXPÉRIMENTAL</b>	<b>61</b>
5.1	Description des sous-systèmes . . . . .	61
5.1.1	Source émettrice et concentrateur solide . . . . .	61
5.1.2	Guide dispersif . . . . .	62
5.1.3	Réducteur de section . . . . .	64
5.2	Systèmes complémentaires . . . . .	65

5.3	Calibration et reconstruction expérimentale . . . . .	66
<b>6</b>	<b>RÉSULTATS ET DISCUSSION</b>	<b>69</b>
6.1	Méthodologie, instrumentation et montage . . . . .	69
6.2	Présentation des résultats . . . . .	72
6.2.1	Signaux de calibration . . . . .	72
6.2.2	Trace temporelle du signal reconstruit . . . . .	73
6.2.3	Scan de la pression dans le milieu externe . . . . .	73
6.2.4	Impact de la saturation du signal de calibration . . . . .	74
6.2.5	Effets du générateur sur une pierre artificielle . . . . .	75
6.3	Discussion . . . . .	77
6.3.1	Performances globales du générateur prototype . . . . .	77
6.3.2	Comparaison avec le modèle numérique . . . . .	78
6.3.3	Fragmentation du réducteur . . . . .	80
6.3.4	Contact avec le guide dispersif . . . . .	81
<b>7</b>	<b>CONCLUSION</b>	<b>85</b>
7.1	Sommaire . . . . .	85
7.2	Contributions . . . . .	86
7.3	Travaux futurs . . . . .	87
7.3.1	Autres applications potentielles . . . . .	87
7.3.2	Optimisation du prototype . . . . .	88
	<b>A PLANS DÉTAILLÉS</b>	<b>91</b>
	<b>LISTE DES RÉFÉRENCES</b>	<b>95</b>



# LISTE DES FIGURES

2.1	Le Lithoclast Master de EMS [19] . . . . .	7
2.2	Système laser Ho:YAG Odyssey 30 de Cook Medical [13]. . . . .	8
2.3	Évolution d'une artère touchée par l'athérosclérose [58] . . . . .	9
2.4	Système Crosser utilisé lors de la recanalisation d'occlusions totales chroniques [23] . . . . .	11
2.5	Prototype à l'étude d'un fil guide ultrasonique visant la recanalisation d'occlusions coronariennes [27] . . . . .	11
2.6	Laser XeCl CVX-300 de Spectranetics [68] . . . . .	12
3.1	Représentation schématique des différentes conditions frontières appliquées au modèle numérique . . . . .	19
3.2	Représentation temporelle et fréquentielle d'un pulse gaussien ayant une fréquence centrale de 700 kHz et une largeur de bande correspond à 80 % de cette fréquence . . . . .	21
3.3	Représentation temporelle et fréquentielle du signal dispersé obtenu par calcul analytique et par simulation numérique . . . . .	22
3.4	Courbes de dispersion données en fonction du ratio entre la vitesse de groupe $c_g$ et la vitesse de propagation $c_0 = \sqrt{E/\rho}$ pour les trois premiers modes longitudinaux (L(0,1), L(0,2) et L(0,3)) dans un guide en aluminium de 3 mm de diamètre . . . . .	23
3.5	Représentation temporelle et fréquentielle du signal dispersé obtenu par simulation numérique et essai expérimental . . . . .	24
4.1	Schéma du concept préliminaire associé au générateur (pas à l'échelle) . . . . .	25
4.2	Représentation du processus de retournement temporel à travers un milieu hétérogène via l'utilisation de miroirs acoustiques [22] . . . . .	27
4.3	Courbes de dispersion en fonction de la vitesse de phase pour les trois premiers modes longitudinaux dans une tige dont le coefficient de Poisson $\nu$ est de 0.29 . . . . .	30
4.4	Déplacement axial $u_z$ du premier mode longitudinal L(0,1) en fonction de la fréquence . . . . .	31
4.5	Processus d'amplification par retournement temporel et dispersion à travers un guide d'ondes . . . . .	32
4.6	Trace temporelle du signal dispersé obtenu pour trois différents ratios $d/\lambda_s$ à partir d'une tige en aluminium de 254 mm de long excité par le pulse gaussien usuel (simulation numérique) . . . . .	34
4.7	Trace temporelle du signal reconstruit obtenu à partir d'une tige d'aluminium de 254 mm et des signaux de calibration de la figure 4.6 (simulation numérique) . . . . .	35

4.8	Exemple de saturation d'un signal dispersé obtenu à partir d'un guide d'ondes de 3 mm diamètre, 127 mm de long et excité par le pulse gaussien usuel centré à 700 kHz (simulation numérique) . . . . .	37
4.9	Signaux reconstruits obtenus à partir d'un guide dispersif de 3 mm et 127 mm de long calibré avec le pulse gaussien usuel centré à 700 kHz (simulation numérique) . . . . .	38
4.10	Signal dispersé obtenu à partir d'un pulse gaussien centré à 700 kHz injecté à l'extrémité d'un guide dispersif en aluminium de 3.2 mm de diamètre et 1.8 m de long (simulation numérique) . . . . .	40
4.11	Pulse gaussien reconstruit à partir du signal de calibration de la figure 4.10 et du processus d'amplification de la figure 4.5 (simulation numérique) . . . . .	40
4.12	Méthodes permettant de concentrer spatialement l'énergie acoustique à l'intérieur d'une cavité solide . . . . .	41
4.13	Champs de déplacement et d'énergie associés aux ondes en compression, cisaillement et surface produits suite à l'excitation d'une source harmonique normale à un milieu semi-infini ayant un coefficient de poisson 0.25 [28] . . . . .	42
4.14	Distribution du champ de contraintes axiales (selon $x$ ) à l'intérieur d'une cavité semi-infinie en aluminium en fonction de la taille de l'émetteur planaire (simulation numérique) . . . . .	43
4.15	Formes que pourraient prendre un concentrateur solide dans l'optique de focaliser l'énergie acoustique d'un ou de plusieurs émetteur(s) vers une même zone focale . . . . .	44
4.16	Schéma du concentrateur à émetteur unique . . . . .	45
4.17	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.16 lorsqu'un pulse gaussien centré à 700 kHz et d'amplitude unitaire est injecté par l'émetteur unique (simulation numérique) . . . . .	45
4.18	Processus d'amplification par retournement temporel et focalisation à travers une cavité solide . . . . .	46
4.19	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.16 une fois la réponse de la figure 4.17 retournée temporellement, normalisée à une amplitude unitaire et injectée par l'émetteur unique (simulation numérique) . . . . .	47
4.20	Schéma du concentrateur à émetteurs discrets . . . . .	48
4.21	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 lorsqu'un pulse gaussien centré à 700 kHz et d'amplitude unitaire est injecté par chacun des émetteurs discrets (simulation numérique) . . . . .	48
4.22	Signaux de calibration des différents étages du concentrateur de la figure 4.20 (simulation numérique) . . . . .	49
4.23	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 une fois les signaux de la figure 4.22 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique) . . . . .	49
4.24	Gain de focalisation en fonction du ratio de diamètres pour le cas d'un émetteur semi-sphérique unique avec et sans l'utilisation du processus d'amplification par retournement temporel (simulation numérique) . . . . .	50

4.25	Processus inversé d'amplification par retournement temporel et focalisation à travers une cavité solide : (1) émission du pulse, (2) réception du pulse focalisé, (3) retournement temporel, normalisation et réémission du signal focalisé et (4) réception du nouveau pulse reconstruit . . . . .	52
4.26	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 une fois le processus d'amplification de la figure 4.25 utilisé (simulation numérique) . . . . .	52
4.27	Design du concentrateur solide . . . . .	53
4.28	Modèle et dimensionnement (en mm) du concentrateur utilisé pour les simulations par éléments finis (pas à l'échelle) . . . . .	54
4.29	Signaux de calibration des différents étages du concentrateur de la figure 4.28 (simulation numérique) . . . . .	55
4.30	Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.28 une fois les signaux de la figure 4.29 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique) . . . . .	55
4.31	Représentation schématique du concept complet du générateur : source acoustique convergente composée de plusieurs transducteurs piézoélectriques plats, concentrateur solide, guide dispersif, réducteur de section et guide fonctionnel (pas à l'échelle) . . . . .	56
4.32	Amplitude du signal résultant à l'extrémité du réducteur de 1.6 mm de diamètre en fonction de la longueur du réducteur . . . . .	57
4.33	Signaux de calibration du générateur complet de la figure 4.31 (concentrateur, guide dispersif et réducteur de section) (simulation numérique) . . . . .	58
4.34	Réponse mesurée à l'extrémité du réducteur de section de la figure 4.31 une fois les signaux de la figure 4.33 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique) . . . . .	59
5.1	Transducteur piézoélectrique GWC500-D25-10 de marque Ultrason (Pennsylvanie, États-Unis) . . . . .	62
5.2	Concentrateur solide . . . . .	63
5.3	Assemblage des transducteurs piézoélectriques sur le concentrateur solide formant ainsi la source ultrasonique convergente . . . . .	64
5.4	Exemple d'un guide dispersif qui pourrait être mis en spirale pour former une géométrie plus compacte . . . . .	64
5.5	Réducteur de section soudé au guide dispersif . . . . .	65
5.6	Composantes électroniques utilisées pour émettre, amplifier et réaliser l'acquisition des différents signaux . . . . .	66
5.7	Schéma présentant les processus de calibration possible . . . . .	67
6.1	Montage expérimental utilisé pour la prise de mesure sur le générateur miniaturisé d'ondes mécaniques . . . . .	70
6.2	Hydrophone à aiguille HPM075 utilisé pour caractériser le champ de pression sous-marin généré à l'extrémité du réducteur . . . . .	71
6.3	Signaux de calibration mesurés expérimentalement à l'aide de l'hydrophone . . . . .	72
6.4	Pulse reconstruit mesuré dans l'eau avec l'hydrophone à la position (0,0,0) . . . . .	73

6.5	Distribution de la pression mesurée dans l'eau selon l'axe $z$ . . . . .	74
6.6	Champ de pression dans le plan $xy$ mesurée dans l'eau à la hauteur $z$ où la pression est maximale, c'est-à-dire à $z = 0$ . . . . .	75
6.7	Pénétration du générateur dans une pierre étalon . . . . .	76
6.8	Comparaison entre le signal reconstruit obtenu par simulation numérique et celui obtenu par mesure expérimentale avec l'hydrophone . . . . .	79
6.9	Fragment à l'extrémité libre du réducteur obtenu après quelques tirs lors d'un test de pénétration dans une pierre étalon . . . . .	81
6.10	Pince de serrage avec mâchoires en aluminium et en caoutchouc utilisées pour les essais visant à étudier l'impact d'un contact physique sur les performances dispersives d'un guide d'ondes . . . . .	82

# LISTE DES TABLEAUX

2.1	Résumé des avantages et désavantages relatifs aux principaux appareils utilisés en urétéroscopie . . . . .	6
2.2	Résumé des avantages et désavantages relatifs aux principaux appareils utilisés pour la recanalisation coronarienne . . . . .	10
2.3	Spécifications associées aux <i>technologies vibratoire</i> dans les domaines de la lithotritie intracorporelle et de la recanalisation coronarienne . . . . .	14
4.1	Gain par unité de surface attribuable à chacun des étages de la figure 4.20	51
6.1	Impact du pourcentage de saturation sur l'amplitude du pulse reconstruit .	75

# CHAPITRE 1

## INTRODUCTION

Ce mémoire a comme principal objectif de présenter et démontrer le potentiel technologique associé à un générateur miniaturisé d'ondes mécaniques dans le domaine de la lithotritie intracorporelle et de la cardiologie d'intervention. Le concept proposé exploite la propagation des ondes acoustiques dans un solide pour générer un profil de pression donné à l'extrémité d'une tige flexible pouvant être utilisée lors de procédures minimalement invasives. L'idée originale consiste à combiner la focalisation spatiale des ondes acoustiques dans un solide avec les effets dispersifs d'un guide pour obtenir le profil de pression désiré.

Ce chapitre fait d'abord état du contexte médical actuel dans les domaines de l'urologie (calculs urinaires) et de la cardiologie d'intervention (occlusions coronariennes). Ensuite, les objectifs du projet et la question de recherche sont définis. Après, la contribution originale des travaux de recherche est mise en valeur. Enfin, le plan détaillé du mémoire est présenté.

### 1.1 Mise en contexte et problématique

Les maladies cardiovasculaires sont actuellement la première cause de décès dans le monde [20, 63, 80]. L'athérosclérose est la cause principale des crises de coeur et des accidents vasculaires cérébraux (AVC). Elle représente une maladie dégénérative des artères favorisant la formation de dépôts adipeux (plaques) menant au blocage partiel ou total des vaisseaux. Les coûts directs et indirects associés aux maladies coronariennes sont estimés à 165.4 milliards US\$ seulement aux États-Unis pour l'année 2009 [2]. La part du marché européen associée à la cardiologie d'intervention a été évaluée à 560 milliards US\$ en 2003 et était projetée à 650 milliards US\$ pour 2009 [74]. À elles seules, ces interventions occupent la moitié du marché total de la cardiologie. À titre de référence, 1.26 million de patients ont subi une intervention percutanée aux États-Unis en 2005 [24].

En Amérique, 10 à 15 % de la population risquent de recevoir un diagnostic positif de calculs urinaires au cours de leur vie adulte [50, 69]. Des études récentes réalisées dans les pays industrialisés ont révélé la fréquence élevée et croissante de la formation des calculs urinaires [57]. De plus, il s'agit d'une maladie récurrente avec un taux de récurrence

de 50 % entre 5 à 10 ans après le premier diagnostic et de 75 % avant 20 ans [46, 57]. D'un point de vue financier, un peu plus de 2 milliards US\$ ont été dépensés en 2007 pour les traitements hospitaliers des patients recevant un premier diagnostic de calculs urinaires aux États-Unis [50]. Il s'agit là d'une augmentation de coûts d'environ 50 % par rapport à l'année 1994. À titre de référence, 387,000 procédures extracorporelles et 287,000 procédures intracorporelles ont été réalisées aux États-Unis en 2007 pour le traitement des calculs urinaires [24].

D'autre part, l'Organisation mondiale de la santé prévoit qu'entre 2005 et 2015 il y aura une augmentation de l'obésité de 6 % chez les femmes et de 8 % chez les hommes aux États-Unis [78]. Ces pourcentages sont inquiétants considérant que l'obésité est l'un des principaux facteurs de risques associés à la formation de calculs urinaires et d'occlusions coronariennes.

À la lumière de ces informations et en tenant compte du contexte médical actuel, le développement d'une solution innovante, performante et peu dispendieuse pour le traitement de ces maladies bénéficierait à l'ensemble de la société, en plus de présenter une occasion d'affaires intéressante.

## 1.2 Définition et objectifs du projet de recherche

L'objectif ultime du projet en cours consiste à concevoir et proposer un appareil fonctionnel répondant aux besoins cliniques associés aux domaines de la lithotritie intracorporelle et de la cardiologie d'intervention. Pour y parvenir, il est d'abord nécessaire de prouver le potentiel de la technologie proposée en concevant un premier prototype. L'objectif des présents travaux de recherche consiste donc à concevoir un générateur miniaturisé d'ondes mécaniques. À cet effet, les performances de ce prototype pourront être évaluées dans les domaines médicaux ciblés. En se basant sur la définition de projet proposée, il est possible de reformuler l'objectif du mémoire de manière à en faire ressortir la question de recherche suivante :

*Comment générer un profil de pression pouvant potentiellement briser un calcul urinaire ou traverser une occlusion coronarienne à l'extrémité d'une tige compatible avec les équipements d'intervention actuels (urétroscope et cathéter) ?*

Pour atteindre le but fixé et ainsi répondre à la question de recherche, les différents sous-objectifs suivants devront être atteints :

1. résumer les technologies comparables et en dégager les principales caractéristiques ainsi que les opportunités d'amélioration ;
2. établir les spécifications d'ingénierie permettant de guider la conception du générateur ;
3. proposer un concept respectant ces critères ;
4. valider et optimiser ce concept à l'aide de modèles et de simulations numériques ;
5. concevoir, fabriquer et réaliser un prototype ;
6. évaluer et caractériser les performances réelles de ce prototype.

### 1.3 Contribution originale

La contribution originale des travaux de recherche se retrouve dans l'intégration de différentes techniques pour amplifier passivement un signal acoustique désiré. Pour y parvenir, les phénomènes régissant la propagation des ondes dans un solide sont exploités. Notamment, l'utilisation de la dispersion dans un guide cylindrique ainsi que l'exploitation des ondes en compression et en cisaillement lors de la focalisation spatiale d'ondes acoustiques dans un solide forment le coeur du concept associé au générateur présenté. Aussi, le générateur proposé permet une certaine modulation du profil généré. Cette caractéristique présente un avantage considérant que la forme du signal émis peut affecter l'efficacité du traitement. De plus, le fait de développer un prototype d'appareil médical basé sur le concept proposé représente un potentiel d'innovation. À cet effet, les recherches réalisées dans le cadre de ma maîtrise s'inscrivent dans les travaux qui ont mené au dépôt d'un brevet préliminaire intitulé *Mechanical wave generator and method thereof* [6]. Comme il pourra être apprécié au cours de la présentation de mes travaux de recherche, les principes et la composition du générateur proposé suggèrent un fort potentiel technologique et commercial par rapport aux appareils et technologies comparables.

### 1.4 Plan du mémoire

Ce mémoire est divisé en sept chapitres présentant respectivement l'état de l'art, le modèle numérique, le concept, le prototype, les résultats et une synthèse. De manière plus détaillée, le deuxième chapitre résume les principaux appareils et technologies présentement utilisés dans les domaines d'intérêt. Les spécifications d'ingénierie sont ensuite définies à partir de ces comparables. Le troisième chapitre présente le modèle numérique utilisé lors de l'analyse et l'optimisation du concept. Le quatrième chapitre présente le concept retenu. Plus particulièrement, ce chapitre fait état du guide dispersif, du concentrateur solide



et de leur combinaison dans le but de générer le pulse de pression désiré. Le cinquième chapitre présente le prototype fabriqué. L'électronique de contrôle ainsi que le système d'acquisition utilisés sont aussi décrits. Le sixième chapitre, résume les principaux résultats obtenus suite à la caractérisation du prototype. Ses performances sont ensuite analysées et comparées avec les requis initiaux. De plus, certaines propriétés particulières associées au concept proposé et au prototype sont discutées. Enfin, les principales étapes du projet de recherche ainsi que les principaux résultats sont résumés et une liste des travaux futurs est dressée.

# CHAPITRE 2

## ÉTAT DE L'ART

Ce chapitre a pour but de présenter les différentes technologies et appareils qui s'apparentent au concept du générateur miniaturisé d'ondes mécaniques proposé dans le cadre de cette maîtrise. À cet effet, les caractéristiques et spécifications des technologies vibratoires et des lasers sont illustrés afin d'élaborer les critères de conception utilisés pour le design du générateur. Pour terminer, les principales opportunités d'innovation extraites des appareils actuels ainsi que des tendances futures sont mises en évidence dans le but d'introduire le concept retenu pour le générateur à l'étude.

### 2.1 Technologies actuelles

Différents appareils sont employés pour briser les calculs urinaires ou pour traverser les occlusions coronariennes. Toutefois, il est intéressant de remarquer les technologies sous-jacentes à ces appareils sont similaires dans ces deux domaines. Les sections suivantes présentent un aperçu des appareils utilisés en lithotritie ainsi qu'en cardiologie d'intervention et tentent d'en faire ressortir les points communs.

#### 2.1.1 Appareils de lithotritie

La lithotritie est une procédure chirurgicale visant à éliminer la présence de lithiases dans le système urinaire. Ces lithiases, ou calculs urinaires, sont composés de cristaux organiques et inorganiques amalgamés avec des protéines. Ces pierres prennent normalement naissance dans les reins, soit l'arbre supérieur du système urinaire. Les calculs peuvent ensuite migrer et se loger dans l'uretère, la vessie ou l'urètre [36]. Il existe trois grandes catégories de traitements : la thérapie par ondes de choc extracorporelle (TOC), l'urétéroscopie (UR) ou lithotritie intracorporelle et la néphrolithotomie percutanée (NPL). Ces procédures représentent respectivement 54 %, 40 % et 5 % des opérations en lithotritie [24]. Bien que la thérapie par ondes de choc demeure la procédure la plus utilisée à ce jour, cette technologie stagne depuis son apparition dans les années 1980 [71]. En effet, les récentes avancées technologiques sont basées uniquement sur la commodité et l'interface des systèmes plutôt que sur la compréhension des mécanismes de fragmentation [84]. Les appareils actuels (de 2<sup>e</sup> et 3<sup>e</sup> générations) ne réussissent donc pas à se démarquer par

rapport à leurs prédécesseurs, et ce, notamment du point de vue de leur efficacité et des risques accrus qu'ils posent.

La technologie proposée ici vise davantage les procédures par urétéroscopie. Ces dernières consistent plutôt à broyer les calculs de manière minimalement invasive en utilisant les voies urinaires comme chemin d'accès. Un endoscope est utilisé conjointement avec l'appareil de lithotritie pour faciliter son positionnement ainsi que pour permettre une meilleure visibilité du site d'intervention au chirurgien.

Tableau 2.1 Résumé des avantages et désavantages relatifs aux principaux appareils utilisés en urétéroscopie

Technologies	Appareils	Points forts	Points faibles
Vibratoire	Lithoclast Master (EMS)	+ Efficace + Sécuritaire + Faible coût + Tend à devenir le nouveau standard	- Semi-rigide ou rigide - Migration rétrograde - Grand diamètre (selon l'application) - Plus utilisé en NPL
Laser	Odyssey 30 (Cook Medical)	+ Efficace + Faible diamètre + Encore favorisé par l'EAU <sup>1</sup>	- Dispendieux - Fragile - Moins sécuritaire

Le tableau 2.1 résume les principales technologies et appareils utilisés en urétéroscopie. Une liste de leurs points forts et de leurs points faibles est aussi donnée. Comme démontré par ce tableau, les deux principales catégories d'appareils sont la technologie vibratoire et le laser. Les paragraphes suivants s'attardent à décrire plus en détail chacune d'elle.

L'appareil le plus prometteur du point de vue de la technologie vibratoire est le Lithoclast Master (EMS, Nyon, Suisse). Ce système, illustré à la figure 2.1, intègre à la fois la technologie vibratoire balistique et la technologie vibratoire piézoélectrique. La fréquence d'excitation du système piézoélectrique se situe autour de 25 kHz. Ce système comprend un transducteur, un résonateur et une tige. Les vibrations induites par le transducteur sont amplifiées par un résonateur solide qui les transmet ensuite à la tige. Ces vibrations induisent un déplacement de l'ordre de 100  $\mu\text{m}$  à l'extrémité distale de la tige [66]. Le système balistique, quant à lui, utilise un circuit pneumatique pour propulser un projectile contre la face proximale de la sonde. L'impact est ensuite transmis par la sonde jusqu'au calcul. La fréquence de tirs maximale pour le système pneumatique est de 12 Hz [31].

<sup>1</sup>European Association of Urology (EAU).

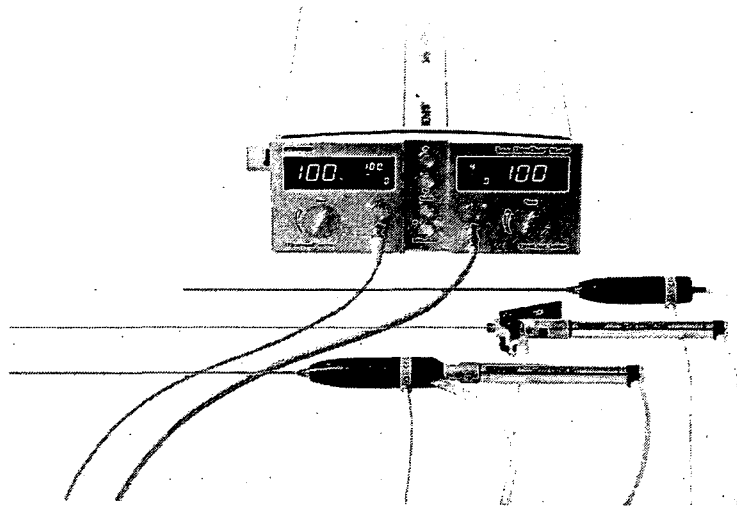


Figure 2.1 Le Lithoclast Master de EMS [19]

Cet appareil peut être utilisé avec des sondes de diamètre variant entre 0.8 et 3.2 mm. Ces deux technologies peuvent être utilisées simultanément ou individuellement. Selon les données du fournisseur, l'énergie maximale disponible avec le système balistique uniquement est de 85 mJ tandis que la puissance du système ultrasonique est de 78 W [19]. Toutefois, comme soulevé par Grocela et Dretler [29], même une faible courbure de la tige peut réduire les performances du système. Par conséquent, le Lithoclast Master est plutôt utilisé en néphrolithotripsie percutanée où un endoscope rigide est favorisé. Cette procédure consiste à éliminer les calculs urinaires en pratiquant quelques incisions sur le flanc du patient afin d'y insérer les outils endoscopiques appropriés. Les impacts répétés de la sonde du Lithoclast Master sur le calcul peuvent être comparés au fonctionnement d'un marteau piqueur. Toutefois, ce mécanisme induit une migration rétrograde (déplacement distale) du calcul lorsque celui-ci se situe dans un espace libre tel que l'uretère [66]. Dans ce cas, divers outils peuvent être employés pour maintenir le calcul en place. À noter que les technologies exploitées par le Lithoclast Master ont démontré qu'elles étaient plus sécuritaires que le laser, en plus d'être moins coûteuses. Toutefois, le fait que cet appareil soit utilisé de manière percutanée s'éloigne des tendances futures dans le domaine médical qui tendent à rendre les chirurgies de moins en moins invasives.

D'autres appareils utilisent de façon indépendante les vibrations ultrasoniques et les vibrations balistiques. Par exemple, le Cyberwand (Cybersonics, Pennsylvanie, États-Unis) utilise la technologie ultrasonique en combinant l'action de deux tiges solides concentriques tandis que le Lithoclast standard utilise uniquement la méthode balistique [37]. Toutefois,

il faut noter que ces appareils n'ont pas su se distinguer suffisamment du Lithoclast Master pour justifier leur utilisation clinique.

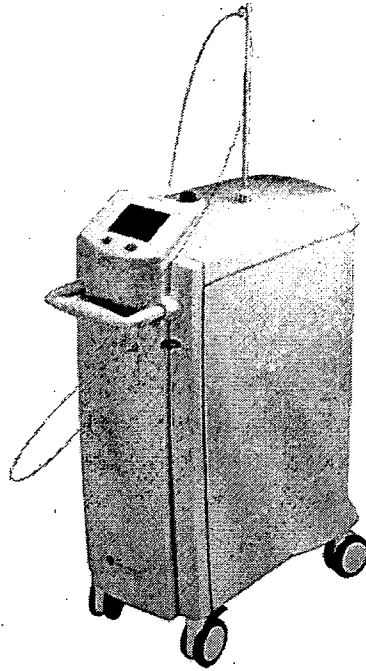


Figure 2.2 Système laser Ho:YAG Odyssey 30 de Cook Medical [13]

La principale technologie laser utilisée en urétéroscopie est le Ho:YAG (Holmium:yttrium-aluminium-garnet) [66]. D'autres types de laser ont aussi été étudiés (Ne:YAG et l'Alexandrite), mais aucun n'a réussi à démontrer un potentiel clinique supérieur au Ho:YAG [76]. En outre, dans le but de minimiser l'impact sur les structures environnantes, les nouveaux lasers sont utilisés en mode pulsation plutôt qu'en mode continu. Le Ho:YAG émet une énergie par pulse de 200 à 4000 mJ selon le niveau choisi et le type d'appareil [83]. Le signal émit dure entre 250 et 350  $\mu$ s. La grande longueur d'onde de ce laser (2100 nm) lui permet d'atteindre une pénétration d'environ 0.5 mm [29]. La figure 2.2 illustre le système laser Holmium Odyssey 30 (Cook Medical, Indiana, États-Unis). Cet appareil émet à une fréquence de tir variant entre 5 et 20 Hz et peut être utilisé avec des fibres de diamètre variant entre 150 et 940  $\mu$ m [13]. Dornier MedTech (Wessling, Allemagne) avec le Medilas H20 et Boston Scientific (Massachusetts, États-Unis) avec le VersaPulse sont d'autres compagnies offrant un système laser Ho:YAG [18, 42]. Le coût relativement élevé<sup>1</sup> ainsi que les risques encourus restreignent l'utilisation du laser par rapport aux nouvelles technologies vibratoires développées. De plus, une attention particulière doit être portée lors

<sup>1</sup>Par exemple, le coût d'un système laser Ho:YAG se situe entre 45,000 et 150,000 US\$, tandis que le coût du Lithoclast Master est plutôt de 39,500 US\$ [66].

de son utilisation étant donné qu'un contact direct avec les tissus peut provoquer leur perforation en moins de une seconde [66].

Pour conclure, il faut retenir que les appareils vibratoires offrent de nombreux avantages (coût et efficacité) par rapport aux lasers. Il s'avère donc logique que la technologie développée ici tire profit des vibrations.

### 2.1.2 Appareils de recanalisation coronarienne

La cardiologie d'intervention est une nouvelle branche de la médecine moderne qui se spécialise dans les traitements cardiaques nécessitant une opération percutanée et l'emploi de cathéters. La procédure visée par les présents travaux est l'angioplastie, aussi nommée recanalisation coronarienne. Il s'agit ici d'une intervention qui a pour but de rétablir le calibre d'un vaisseau sanguin partiellement ou totalement bloqué. Pour y arriver, un cathéter est positionné en bordure de la zone à traiter. Ensuite, un ballon est utilisé pour préparer la zone à l'implantation d'une endoprothèse vasculaire (stent) qui a pour but de maintenir la lumière du vaisseau. Dans 10 à 15 % des cas, l'artère est complètement bloquée et des outils spéciaux sont nécessaires pour traverser et traiter l'occlusion [24]. Selon Stone *et al.* [70], l'intervention percutanée réalisée sur les occlusions totales chroniques représente le plus grand défi technique dans le domaine de la cardiologie d'intervention. Le générateur faisant l'objet des présents travaux de recherche vise à relever ce défi.

Le processus de formation des plaques d'athérosclérose est long et complexe [20]. Après l'apparition initiale de la plaque, celle-ci croît en grosseur et peut même se calcifier, ce qui lui confère sa dureté. La plaque est aussi composée de débris cellulaires, de cholestérol, de collagène et de cellules macrophages [59]. Dans certains cas, la plaque peut se détacher et former un thrombus migratoire. La figure 2.3 présente l'évolution du processus d'athérosclérose.

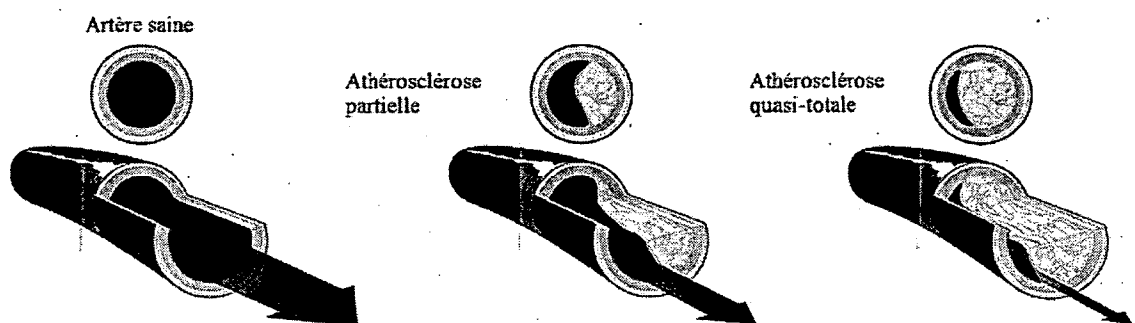


Figure 2.3 Évolution d'une artère touchée par l'athérosclérose [58]

Le tableau 2.2 résume les principales technologies et appareils utilisés présentement dans le domaine de la recanalisation des occlusions totales chroniques. Les deux grandes technologies présentées s'apparentent à celles de l'urétéroscopie. Le fil guide, quant à lui, représente une technologie obsolète, moins efficace et moins sécuritaire qui est seulement présentée à titre comparatif.

Tableau 2.2 Résumé des avantages et désavantages relatifs aux principaux appareils utilisés pour la recanalisation coronarienne

Technologies	Appareils	Points forts	Points faibles
Ultrasonique	Crosser (FlowCardia)	+ Efficace + Sécuritaire + Faible coût	- Risque de perforation - Nouvelle technologie
Laser	CVX-300 (Spectranetics)	+ Efficace + Faible diamètre	- Dispendieux - Moins sécuritaire - Risque de resténose plus élevé
Fil guide	Magum (Boston Scientific)	+ Faible diamètre + Faible coût + Outil de première ligne	- Efficacité réduite - Risque de perforation

Parmi les appareils ultrasoniques, il y a le Crosser (FlowCardia, Californie, États-Unis) FlowCardia, Inc. [23] illustré à la figure 2.4. Ce dernier peut être utilisé comme cathéter ultrasonique (figure 2.4b) ou bien comme fil ultrasonique à l'intérieur d'un cathéter pouvant lui aussi vibrer (figure 2.4a). Cet appareil fonctionne à une fréquence de 20 kHz. Les vibrations sont transmises par un fil guide en nitinol (alliage de titane et de nickel) jusqu'à l'extrémité distale du cathéter [72]. Cette extrémité, en acier inoxydable, possède un diamètre de 1.1 mm. Un système d'irrigation peut aussi être utilisé à travers le cathéter. Le fil guide utilisé pour l'étape de positionnement possède un diamètre de 0.36 mm (ou 0.014"). Le Crosser 14 permet d'avancer le fil guide dans la lésion en même temps que le cathéter ultrasonique est activé. Bien que cette technologie soit relativement récente, des résultats prometteurs ont été obtenus jusqu'à maintenant. Toutefois, davantage d'études randomisées sont nécessaires pour confirmer l'implantation de cette technologie [25].

Un autre appareil ultrasonique est proposé par Gavin *et al.* [27]; tel qu'illustré à la figure 2.5. Ce prototype utilise le même principe du fil guide ultrasonique couplé à un transducteur ultrasonique via un résonateur solide. L'appareil expérimental fonctionne à une fréquence de 23.5 kHz. Le résonateur proposé est composé d'un alliage de titane tandis

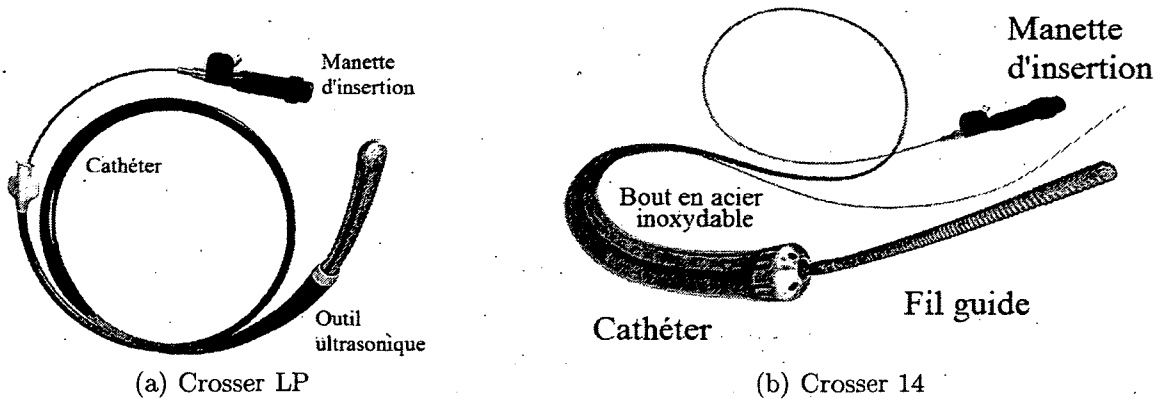


Figure 2.4 Système Crosser utilisé lors de la recanalisation d'occlusions totales chroniques [23]

que le fil est en nitinol. Le fil guide, d'un diamètre de 1 mm, est fixé au résonateur à l'aide d'une vis. Lorsque le transducteur excite le résonateur, celui-ci amplifie les vibrations induites et il les transmet au fil guide. Un déplacement de l'ordre de  $100 \mu\text{m}$  a été mesuré expérimentalement au bout d'un guide d'environ 175 mm de long. À l'aide de simulations par éléments finis réalisées sur un modèle similaire à celui présenté à la figure 2.5, la présence de cavitation a été confirmée à l'extrémité du fil [26]. À noter qu'avec un prototype similaire, Rosenschein *et al.* [62] avaient mesuré expérimentalement des pressions supérieures au seuil de cavitation.

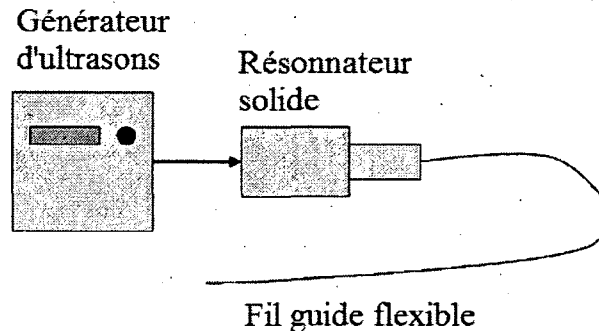


Figure 2.5 Prototype à l'étude d'un fil guide ultrasonique visant la recanalisation d'occlusions coronariennes [27]

L'un des systèmes lasers utilisé en recanalisation coronarienne est le CVX-300 (Spectranetics, États-Unis, Colorado Springs). Il s'agit d'un laser excimère XeCl ayant une longueur d'onde de 308 nm (ultraviolet). Le pulse est émis pendant 135 ns tandis que la fréquence de tirs peut atteindre jusqu'à 40 Hz. La densité d'énergie émise est d'environ  $60 \text{ mJ}/\text{mm}^2$  [65]. Comme illustré à la figure 2.6, un fil guide peut être utilisé conjointement avec le cathéter laser pour faciliter le positionnement de cet outil. Ce système exploite principalement les



mécanismes thermiques pour réussir à travers l'occlusion, bien qu'il peut y avoir présence de cavitation suite à l'évaporation soudaine des liquides. Il a été démontré que le taux de resténose après 6 mois est plus élevé avec le laser qu'avec un appareil de type vibratoire [65]. Cela est principalement causé par une prolifération cellulaire rapide qui favorise un épaissement de la couche interne des vaisseaux. Selon Niemz [52], bien que le laser propose une solution simple pour la procédure de recanalisation, les effets à long terme encourus limitent son utilisation clinique.

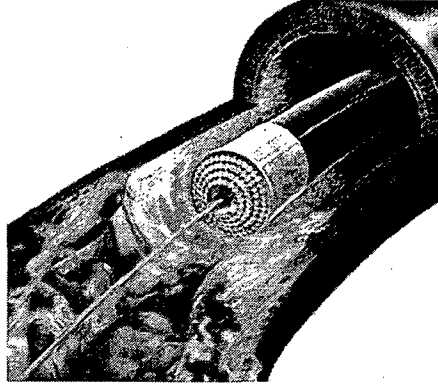


Figure 2.6 Laser XeCl CVX-300 de Spectranetics [68]

Tout comme en lithotritie, les appareils vibratoires utilisés en recanalisation semblent être mieux adaptés que les lasers. Cela confirme donc le choix de favoriser une technologie vibratoire.

## 2.2 Paramètres et critères de conception

Plusieurs critères permettent de caractériser les appareils décrits à la section 2.1. La liste suivante énumère ces principales spécifications critères, et ce, plus particulièrement au niveau des appareils vibratoires étant donné qu'il s'agit de la technologie favorisée dans le cadre des présents travaux :

- Pression maximale  $P^+$
- Pression minimale  $P^-$
- Énergie  $E$
- Zone -6 dB<sup>2</sup> (considérée comme la zone focale  $A_f$ )
- Diamètre  $d$
- Fréquence d'utilisation  $f_{tir}$

<sup>2</sup>Surface pour laquelle l'amplitude du signal est supérieur à 50 % de la valeur maximale.

La technologie vibratoire est caractérisée par le profil de pression qui est émis mécaniquement à l'extrémité distale du fil. À cet effet, les amplitudes maximales et minimales de ce profil représentent des données importantes. De plus, la pression minimale mesurée permet d'évaluer la possibilité de produire de la cavitation. Ce profil permet aussi de déterminer l'énergie émise à partir des équations 2.1 et 2.2 tirées de la norme l'IEC 61846<sup>3</sup> (*Ultrasonics - Pressure pulse lithotripters - Characteristics of fields*) [12] où  $p$  correspond au profil de pression temporel,  $Z$  à l'impédance acoustique du milieu qui est donnée par le produit de sa densité  $\rho$  et de sa vitesse du son  $c$ .

$$E_s = \int \frac{p^2}{Z} dt \quad [J/m^2] \quad (2.1)$$

$$E = \iint (E_s) dA \quad [J] \quad (2.2)$$

Ici, la surface  $A$  considérée pour le calcul de l'énergie est généralement représentée par la zone -6 dB, et ce, afin de standardiser la comparaison entre différents appareils. Le diamètre  $d$  de la tige et le profil de pression permettent généralement de déduire la taille de cette zone -6 dB. La fréquence d'utilisation  $f_{vir}$  permet de contrôler le nombre de tirs par seconde, tandis que le taux de pénétration permet de définir l'efficacité du système.

Le tableau 2.3 résume les différentes spécifications décrites ci-haut pour les technologies vibratoires associées aux domaines de la lithotritie intracorporelle et de la recanalisation coronarienne. À cet effet, il peut exister une grande plage admissible pour une même spécification. À noter que la pression négative donnée correspond au seuil nécessaire pour produire de la cavitation, phénomène essentiel à la fragmentation des calculs et des occlusions coronariennes. Pour la technologie vibratoire, aucune donnée n'a été trouvée pour le niveau d'énergie. Les articles cités se contentent plutôt d'évaluer les pics de pressions et le déplacement induit. À noter que la spécification concernant la zone -6 dB est donnée comme le rayon formant la demi-sphère caractéristique de cette zone. La spécification associée au taux de pénétration est donnée en g/min pour l'urétéroscopie et elle correspond à la mesure de l'érosion sur une pierre artificielle. De manière similaire, cette spécification est donnée en mm/min pour le domaine de la recanalisation coronarienne et elle correspond au ratio entre la longueur moyenne des occlusions et le temps moyen d'activation du système ultrasonique lors d'une procédure chirurgicale.

---

<sup>3</sup>International Electrotechnical Commission (IEC).

Outre ces critères, d'autres spécifications de nature plus géométrique peuvent s'ajouter. Par exemple, la longueur fonctionnelle ainsi que la flexibilité de la tige sont aussi des éléments à considérer lors du design. La longueur fonctionnelle du guide devrait être compatible avec les équipements actuels, c'est-à-dire une longueur d'environ 1.5 m. Un rayon de courbure de 1 cm devrait être admissible au niveau du guide en contact avec le patient considérant les domaines ciblés [66].

Tableau 2.3 Spécifications associées aux *technologies vibratoire* dans les domaines de la lithotritie intracorporelle et de la recanalisation coronarienne

Spécifications	Niveaux		Références
	<i>Lithotritie</i>	<i>Recanalisation</i>	
$P^+$	200 bar	50 bar	[8, 80]
$P^-$	-20 bar	-2 bar	[26, 30, 62, 83]
$E^1$	NA <sup>2</sup>	NA	
Zone -6 dB	$> 100 \mu m$	50 à 100 $\mu m$	[27, 29, 60]
$d$	0.8 à 3.2 mm	0.36 à 1.1 mm	[23, 31, 72]
$f_{tir}$	5 à 40 Hz	20 kHz	[26, 66, 72]
Pénétration	1.2 à 6.8 g/min	$\approx 9$ mm/min	[39, 72]

## 2.3 Opportunités d'innovation

À bien des niveaux, les calculs urinaires et les occlusions coronariennes présentent des caractéristiques similaires. Par exemple, leur composition ainsi que leurs propriétés mécaniques sont comparables, et ce, particulièrement lorsqu'il y a calcification des plaques d'athérosclérose. À cet effet, les structures environnantes sont souvent plus compliantes que le calcul ou l'occlusion [7]. Cette caractéristique importante permet aux structures plus molles (comme les tissus) de se déformer, d'absorber et d'atténuer le passage des ondes mécaniques. De façon opposée, les structures plus rigides et fragiles (comme les plaques calcifiées ou les calculs urinaires) seront plus facilement brisées et fracturées suite

<sup>1</sup>L'énergie des appareils vibratoires ne semble pas être un paramètre clairement défini dans la littérature. À titre de référence, il est toutefois possible de mentionner que l'énergie des appareils lasers varie entre 85 et 2000 mJ [19, 65, 73, 83].

<sup>2</sup>Ne s'applique pas.

au passage des ondes mécaniques. À cet égard, il n'est pas surprenant d'observer des technologies et appareils similaires dans ces domaines. Toutefois, aucun appareil actuel ne possède les requis nécessaires (géométrie et performance) pour pouvoir être utilisé autant en lithotritie intracorporelle qu'en recanalisation coronarienne. Par conséquent, il existe donc une opportunité intéressante pour la conception d'un appareil qui permettrait à la fois le traitement des occlusions coronariennes et celui des calculs urinaires.

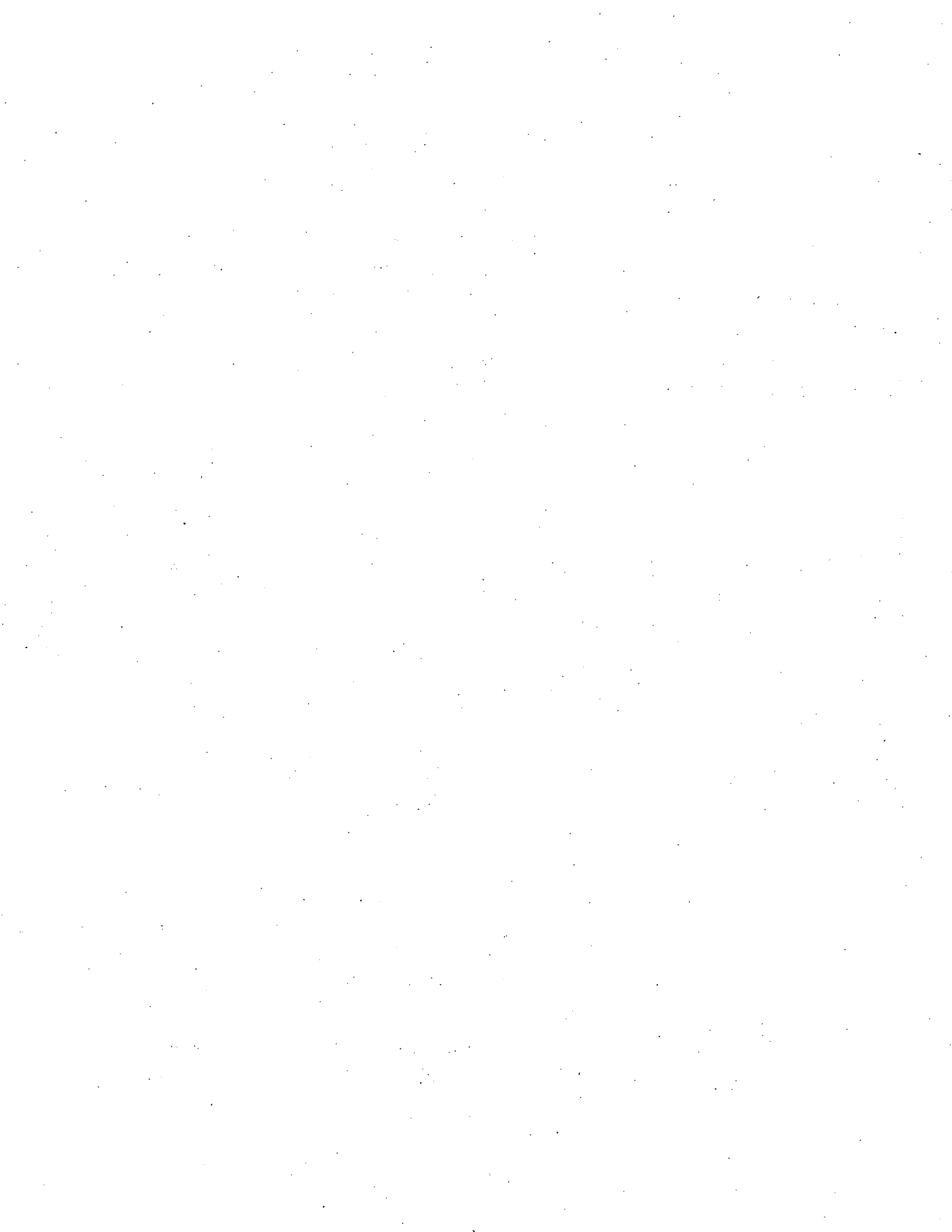
Aussi, l'analyse des points faibles et inconvénients des appareils d'urétéroscopie et d'angioplastie soulevés aux tableaux 2.1 et 2.2 confirme qu'il y a encore certains besoins non comblés par ces technologies. Parmi ces besoins, il y a notamment l'efficacité, les risques pour le patient et le coût des équipements. Ainsi, un appareil qui répondrait mieux à ces besoins présenterait un avancement considérable.

Encore aujourd'hui, les mécanismes de fragmentation des calculs urinaires et des plaques d'athérosclérose ne sont pas totalement compris [41, 59, 64]. À cet effet, de nouvelles stratégies sont étudiées pour proposer des traitements plus sécuritaire et plus efficace. Par exemples, certains chercheurs proposent de varier le niveau d'énergie durant la procédure afin de réduire les risques d'hémorragie tandis que d'autres proposent de modifier la séquence des tirs pour maximiser l'impact de la cavitation [71, 84]. Cependant, à part certains paramètres comme l'amplitude et la fréquence de tirs, les appareils actuels ne permettent pas de faire varier la forme du profil de pression ou bien de maximiser l'onde en tension, par exemple. Dans l'optique de poursuivre le développement de nouvelles stratégies ainsi que pour arriver à proposer une procédure optimale, un appareil polyvalent capable de varier ses paramètres d'utilisation ( $P^+$ ,  $P^-$ ,  $f_{tir}$ , profil de pression, etc.) présenterait un avantage marqué.

En conclusion, une technologie médicale respectant les spécifications du tableau 2.3 ainsi que les items de la liste suivante représenterait une opportunité d'innovation importante :

- minimalement invasive ;
- sécuritaire ;
- abordable ;
- fonctionnelle pour plus d'un domaine ;
- capable de varier ses paramètres d'utilisation.

C'est dans le but de répondre à ces besoins qu'est présenté, aux chapitres suivants, le concept d'un générateur miniaturisé d'ondes mécaniques basé sur l'exploitation des propriétés acoustiques d'un milieu solide pour amplifier passivement un profil de pression donné.



# CHAPITRE 3

## MODÈLE NUMÉRIQUE

Avant d'entamer la conception du générateur, le modèle numérique utilisé comme outil de design est d'abord présenté. En effet, considérant la complexité des mécanismes associés à la propagation des ondes acoustiques dans un matériau solide (diffraction, conversion de modes, dispersion, réverbération, etc.) ainsi que leurs interactions mutuelles, un simple modèle analytique ne permettrait pas une évaluation rigoureuse. Ici, une représentation simple du modèle est présentée pour le cas d'un guide d'ondes cylindrique. Toutefois, il faut comprendre que ce modèle peut aussi être utilisé pour des géométries plus complexes.

C'est dans l'optique de proposer un concept fidèle et réaliste qu'un modèle numérique est réalisé. Ce chapitre a donc pour but de présenter ses caractéristiques ainsi que le logiciel de simulations utilisé. Plus spécifiquement, les propriétés du modèle, les conditions frontières et les conditions d'excitation sont décrites. Pour démontrer l'exactitude du modèle, ce dernier est validé en comparant ses résultats avec ceux obtenus par calculs analytiques et par mesures expérimentales pour un cas comparable.

*PZFlex* est un logiciel de simulations par éléments finis commercialisé par Weidlinger Associates (Californie, États-Unis) et spécialisé dans l'étude de la propagation des ondes. Combinant à la fois les méthodes de résolution implicite et explicite, ce logiciel permet de résoudre une grande variété de problèmes dans le domaine acoustique, et ce, très efficacement. Notamment, ce logiciel est largement utilisé dans la conception de transducteurs piézoélectriques. De plus, ce logiciel est bien adapté à la conception dans le domaine médical ainsi que pour la résolution de problème présentant une réponse non-linéaire (dispersion acoustique, atténuation, ondes de choc, tissus, etc.). Bien que d'autres logiciels commerciaux par éléments finis auraient pu être utilisés (ANSYS ou COMSOL), l'efficacité, la simplicité ainsi que la spécificité de *PZFlex* en font le meilleur choix.

La version 2.3 de ce logiciel a été utilisée. Pour améliorer la qualité des résultats, la licence académique professionnelle est utilisée afin d'avoir accès à un nombre illimité d'éléments. De plus, pour faciliter les simulations et améliorer le temps de calcul, le module électrique n'est pas utilisé. En effet, il n'est pas jugé nécessaire d'étudier le comportement piézoélectrique du transducteur. La source acoustique est plutôt modélisée par l'application d'une contrainte, variant dans le temps, sur une série de noeuds.

### 3.1 Propriétés du modèle

Le milieu de propagation des ondes, formant ici le corps du générateur, est composé exclusivement d'aluminium 6061. Les propriétés mécaniques utiles de ce matériau sont donc données ci-dessous [43] :

- Module de Young  $E$  : 68.9 GPa
- Coefficient de Poisson  $\nu$  : 0.33
- Densité  $\rho$  : 2700 kg/m<sup>3</sup>
- Vitesse de propagation en compression  $c_L$  : 6149 m/s
- Vitesse de propagation en cisaillement  $c_S$  : 3097 m/s
- Atténuation : aucune

Les conditions frontières du modèle numérique sont les mêmes que celles utilisées par Pochhammer-Chree [28, 35, 55] lors de leur résolution de l'équation d'ondes en trois dimensions<sup>1</sup>. La figure 3.1 résume de façon schématique ces différentes conditions frontières pour le cas d'un guide d'ondes cylindrique. Les extrémités du modèle (par rapport à l'axe des  $z$ ) sont considérées totalement absorbantes, c'est-à-dire qu'elles représentent une surface qui s'étend vers l'infini. À cet effet, les réflexions pouvant avoir lieu aux extrémités ne sont pas considérées dans le cas d'un guide cylindrique. La surface du dessus, parallèle à l'axe des  $z$ , est considérée libre et sans contrainte. De plus, cette paroi est considérée être en contact avec du vide. Pour simplifier la modélisation et réduire le temps de calcul, la géométrie considérée est axisymétrique autour de l'axe  $z$ . Cette astuce permet de passer d'une géométrie 3D à une géométrie 2D. La hauteur donnée selon l'axe  $y$  correspond donc à la composante radiale du cylindre tandis que la distance selon  $z$  correspond à la composante axiale. Bien que le modèle proposé ressemble à un modèle 1D, les effets latéraux sont considérés et il est possible d'extraire des réponses dans les deux dimensions à l'étude ( $z$  et  $y$ ).

L'excitation du modèle est réalisée en imposant un profil de contraintes variant dans le temps sur une série de noeuds. Ce profil est toujours appliqué perpendiculairement à une ligne de noeuds formant la surface émettrice. De manière similaire, la mesure du signal se fait simultanément sur une série de noeuds. La mesure utile correspond à la moyenne de ces contraintes temporelles. Encore une fois, la contrainte mesurée est toujours celle perpendiculaire à la surface formée par la ligne de noeuds. Dans le cas de la figure 3.1, une contrainte axiale est émise et uniquement la composante de la contrainte en  $z$  est prise en

<sup>1</sup>Pochhammer (1876) et Chree (1889) dérivèrent de façon indépendante l'équation d'ondes en trois dimensions qui a permis de caractériser les effets dispersifs associés à la propagation d'ondes acoustiques dans un cylindre solide [28].

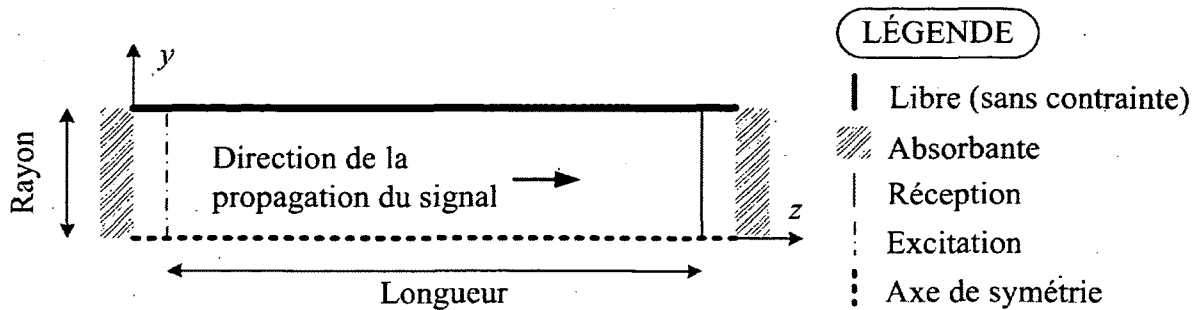


Figure 3.1 Représentation schématique des différentes conditions frontières appliquées au modèle numérique

compte à l'autre extrémité, et ce, comme si des transducteurs auraient été utilisés. De plus, à noter que les surfaces d'émission et de réception ne sont jamais positionnées exactement sur une surface absorbante étant donné que la valeur retournée serait nulle. Lorsqu'une contrainte est appliquée sur une surface d'excitation, deux champs de contraintes sont générés. Ceux-ci voyageant en sens opposé avec la même amplitude, mais en opposition de phase. Afin de tenir compte de cette particularité, l'amplitude du signal émis est ajustée et la surface d'émission est toujours positionnée à proximité d'une frontière absorbante. De cette manière, l'onde émise en sens opposé est complètement supprimée.

L'un des paramètres importants dans une analyse numérique est la résolution du maillage. Pour les problèmes en acoustique, cette discrétisation est généralement exprimée comme le nombre d'éléments par longueur d'onde. Par conséquent, plus la fréquence d'intérêt est élevée et plus le maillage devra être raffiné. À titre de référence, *PZFlex* suggère de ne pas utiliser un nombre d'éléments par longueur d'onde inférieur à 20. De façon similaire, Puckett [54] a étudié l'impact du nombre d'éléments par longueur d'onde sur la précision des calculs associés à la propagation du premier mode longitudinale  $L(0,1)$  dans une tige. Ses recherches ont permis de conclure qu'un ratio de 40 permet d'obtenir des résultats acceptables en comparaison avec ceux obtenus par l'équation d'ondes 1D. À noter qu'une augmentation du ratio éléments par longueur d'onde améliore la qualité des résultats. Toutefois, cela se fait au détriment du temps de calcul. Ici, un ratio de 60 est plutôt utilisé étant donné que la taille du modèle permet de conserver un temps de calcul raisonnable.

## 3.2 Validation du modèle

La première étape avant de se lancer dans les simulations numériques consiste à valider le modèle avec un cas simple dont la réponse peut être trouvée analytiquement. Ici, la validation analytique est réalisée à partir de la résolution des équations de Pochhammer-Chree.



Un code Matlab adapté par Dion [16] à partir des travaux de Puckett [54] est utilisé pour la résolution de ces équations. Il est aussi possible de procéder à une validation du modèle numérique en comparant sa réponse avec celle obtenue expérimentalement pour un cas équivalent. Ces deux méthodes font l'objet des sous-sections suivantes.

### 3.2.1 Validation Analytique

La dispersion, phénomène discuté plus en détail à la section 4.2, est caractérisée par le fait qu'un signal composé de plusieurs longueurs d'onde se propagera à différentes vitesses de phase. L'exemple suivant, qui exploite la dispersion dans une tige solide, est donné à titre de référence pour la validation analytique. Lorsqu'un pulse gaussien, tel que celui illustré à la figure 3.2, est émis à l'une des extrémité d'un guide cylindrique en aluminium de 3 mm de diamètre et 914.4 mm de long, le signal dispersé de la figure 3.3 est obtenu à l'autre extrémité. Comme les différentes longueurs d'onde composant le signal initial ont voyagé à des vitesses différentes, le signal dispersé obtenu à l'autre extrémité est beaucoup plus long dans le temps et il est de plus faible amplitude. Si le guide n'avait pas été dispersif, le même signal aurait été obtenu à l'extrémité opposé (en absence d'atténuation).

La figure 3.3 présente aussi une comparaison entre la réponse du signal dispersé obtenue analytiquement (courbes foncée) et celle obtenue à partir du modèle numérique (courbe grisée). À noter que la réponse analytique est obtenue en considérant seulement les deux premiers modes longitudinaux de propagation. La réponse numérique, quant à elle, est obtenue en fixant une résolution de 60 éléments par longueur d'onde. De plus, un ratio de 2:1 est défini entre le nombre d'éléments sur le rayon par rapport à ceux sur l'axe principal du guide. Du point de vue temporel, les deux solutions sont relativement comparables. En effet, la réception des signaux dispersés à l'extrémité du guide se fait au même moment tandis que la durée des signaux est assez similaire. Bien que l'amplitude des signaux ait été normalisée, leur décroissance dans le temps est aussi assez similaire.

Du point de vue fréquentiel, les deux réponses sont bien centrées autour de 700 kHz. De même, l'allure du spectre est conséquente avec celle du pulse gaussien utilisé. À noter que l'amplitude du spectre est donnée en décibel dont la référence est l'amplitude maximale<sup>2</sup>. Les deux méthodes permettent aussi de prédire l'apparition du 2<sup>e</sup> mode longitudinal autour de 1.2 MHz, c'est-à-dire à sa fréquence critique dans une tige d'aluminium de 3 mm de

---

<sup>2</sup>Tous les autres spectres en fréquences présentés dans ce mémoire seront référencés de la même manière.

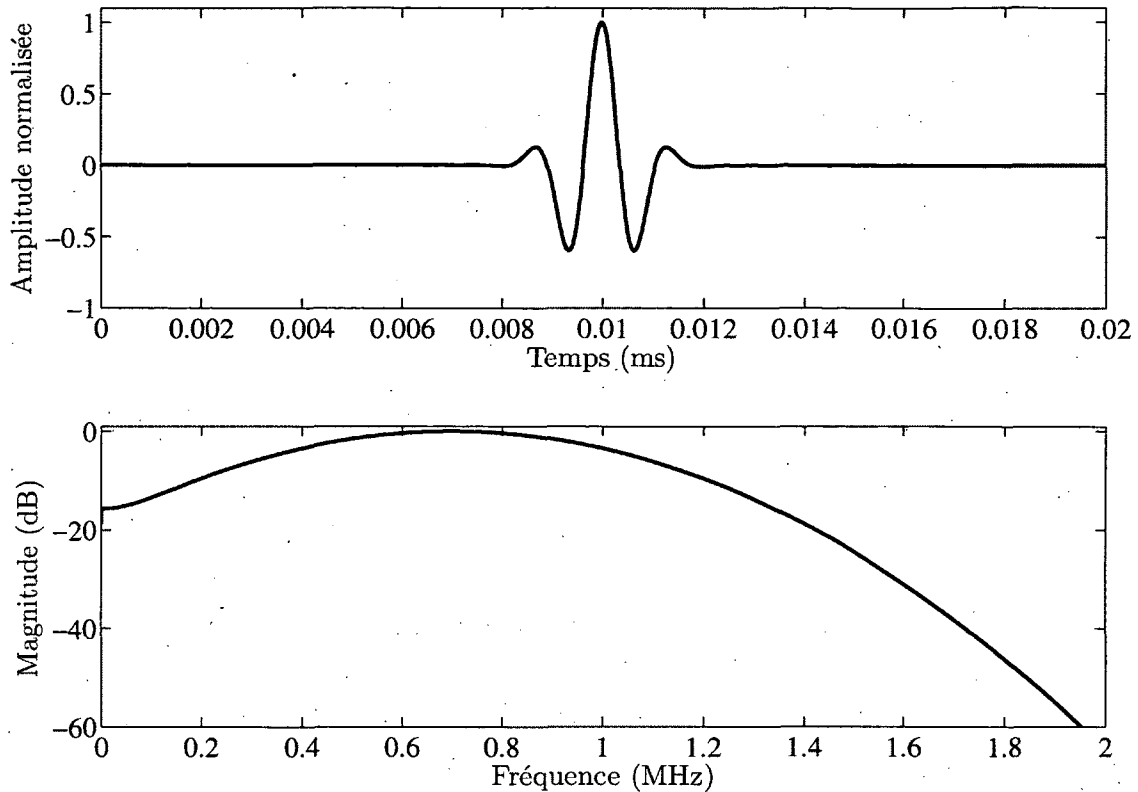


Figure 3.2 Représentation temporelle et fréquentielle d'un pulse gaussien ayant une fréquence centrale de 700 kHz et une largeur de bande correspond à 80 % de cette fréquence

diamètre. D'ailleurs, la figure 3.4, qui illustre la vitesse de propagation de groupe  $v_g$ <sup>3</sup> en fonction de la fréquence pour les trois premiers modes longitudinaux, confirme l'importance du premier mode par rapport à la plage d'excitation du pulse gaussien utilisé ainsi que l'apparition du deuxième mode à l'extrémité du spectre.

Les faibles discordances entre le modèle analytique et le modèle numérique peuvent être attribuables aux conditions d'excitation qui sont propres à chacun d'eux. En effet, les conditions frontières du modèle numérique simulent davantage le cas d'un cylindre infini où l'excitation n'est pas réalisée sur une surface libre, mais plutôt à une distance arbitraire à l'intérieur du cylindre. De manière opposée, le modèle analytique tient compte de la longueur finie du guide ainsi que des conditions particulières que pose l'excitation sur une surface libre [54, 56]. Malgré tout, il est possible d'admettre la fiabilité du modèle numérique à prédire la propagation dispersive des ondes acoustiques dans un guide cylindrique.

<sup>3</sup>La vitesse de groupe  $v_g$  correspond à la dérivée de la vitesse de phase  $v_p$ . Mathématiquement,  $v_p = \omega/k$  et  $v_g = \partial\omega/\partial k$  où  $\omega$  est la fréquence angulaire et  $k$  le nombre d'onde [28].

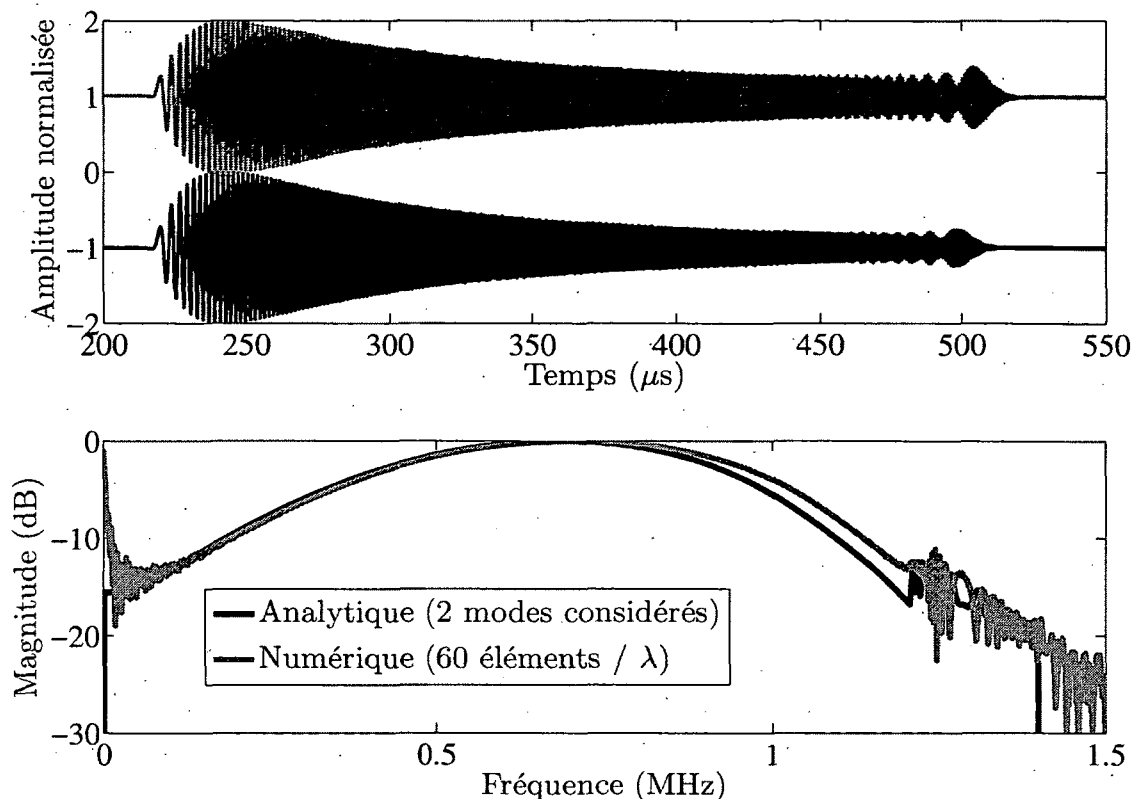


Figure 3.3 Représentation temporelle et fréquentielle du signal dispersé obtenu par calcul analytique et par simulation numérique. Ces résultats sont présentés pour un tige en aluminium de 3 mm de diamètre et 914.4 mm de long. Un pulse gaussien centré à 700 kHz et ayant une largeur de bande correspondant à 80 % de sa fréquence centrale est utilisé comme signal d'excitation

### 3.2.2 Validation expérimentale

La validation expérimentale est réalisée en comparant le signal dispersé mesuré à partir d'une tige en aluminium de 3.16 mm de diamètre et 609.6 mm de long avec son équivalent obtenu par simulation numérique. La tige est d'abord excitée via un transducteur piézo-électrique de marque Ultrat (Rhode Island, États-Unis) dont la fréquence de résonance  $f_r$  se situe autour de 700 kHz. Un transducteur identique est ensuite utilisé pour mesurer le signal dispersé à l'autre extrémité de la tige. À noter que la tige est libre à l'exception de ces deux contacts. Une pulse carré dont la largeur temporelle  $\Delta t = 1/(2f_r)$  est utilisé comme signal d'excitation. Cela revient à exciter le transducteur avec une impulsion, similaire à un pulse gaussien, dont la largeur de bande couvre celle de l'émetteur. Considérant que le transducteur peut altérer le signal d'excitation lors de son émission, le véritable signal injecté est mesuré et utilisé dans la simulation numérique. Cette mesure est réalisée par un second transducteur mis en contact avec l'émetteur. Ces deux transducteurs pos-

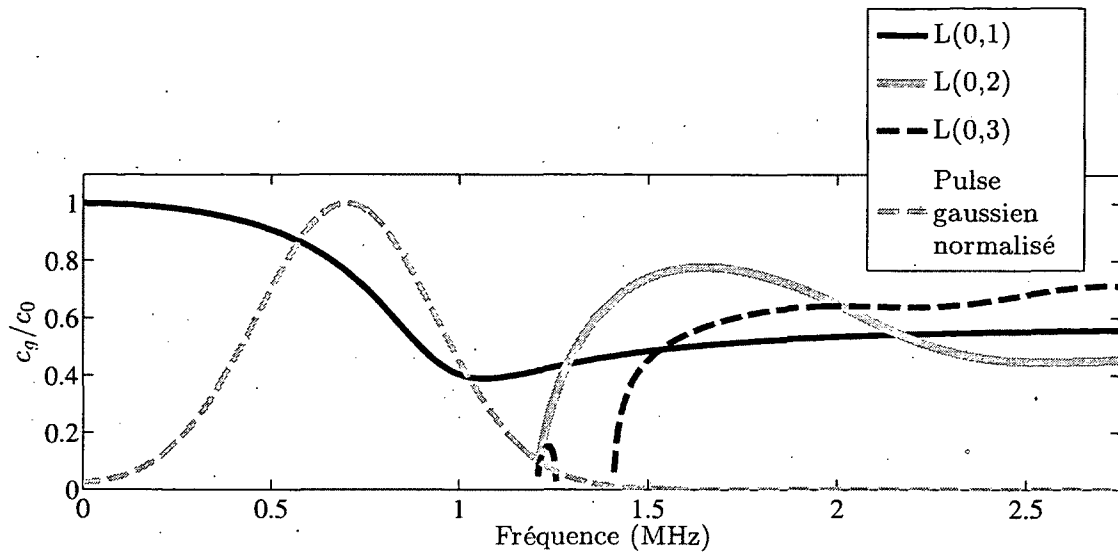


Figure 3.4 Courbes de dispersion données en fonction du ratio entre la vitesse de groupe  $c_g$  et la vitesse de propagation  $c_0 = \sqrt{E/\rho}$  pour les trois premiers modes longitudinaux ( $L(0,1)$ ,  $L(0,2)$  et  $L(0,3)$ ) dans un guide en aluminium de 3 mm de diamètre

sèdent les mêmes caractéristiques acoustiques et géométriques afin de ne pas dénaturer le signal. À noter que les transducteurs piézoélectriques émettent et mesurent des déplacements comparativement au modèle numérique qui utilise des contraintes. Toutefois, en considérant que le problème demeure dans le domaine élastique linéaire, il est possible de relier ces valeurs via la loi de Hooke [28].

La figure 3.5 présente les résultats obtenus sous une forme normalisée. Il existe une bonne similitude entre le signal mesuré expérimentalement et celui obtenu par simulation numérique. Outre les premières oscillations temporelles, les deux signaux affichent une amplitude et une décroissance relativement identique. Du point de vue de leur spectre, les deux méthodes affichent un contenu fréquentiel similaire, bien que le signal expérimental présente un peu plus d'oscillations. En tenant compte du bruit électrique, des erreurs de positionnement des transducteurs, il est possible d'affirmer que le modèle numérique est suffisamment robuste et fiable pour caractériser la dispersion dans un guide d'ondes.

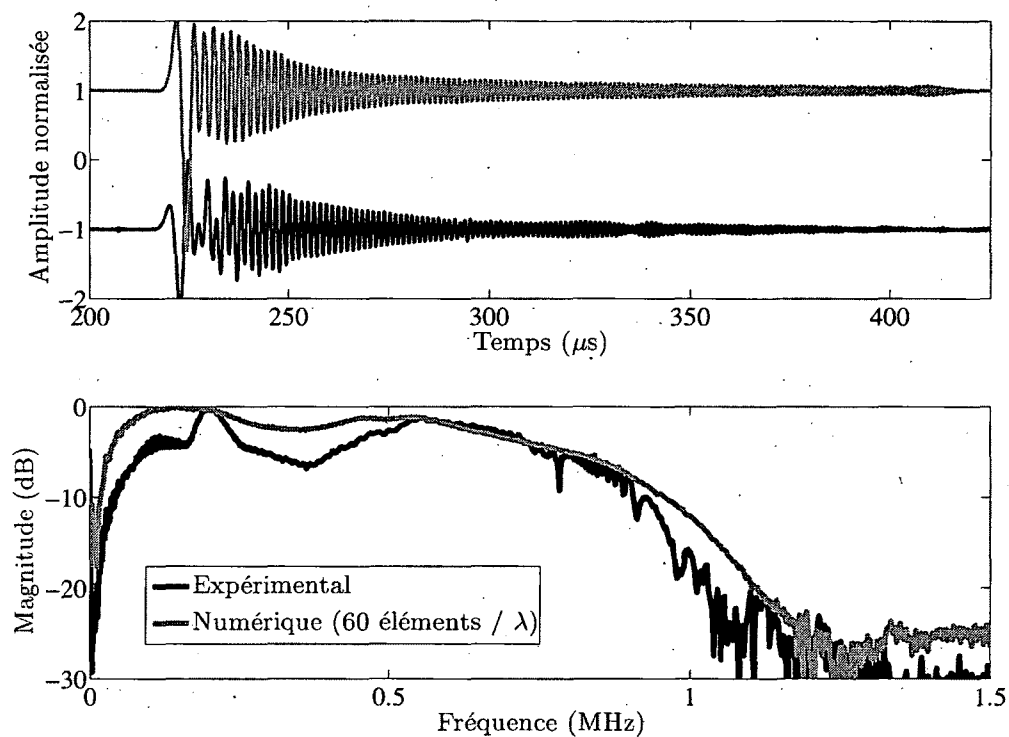


Figure 3.5 Représentation temporelle et fréquentielle du signal dispersé obtenu par simulation numérique et essai expérimental. La configuration utilisée correspond à une tige en aluminium de 3.16 mm de diamètre et 609.6 mm de long, excitée par un transducteur piézoélectrique

# CHAPITRE 4

## CONCEPT

Ce chapitre décrit le concept du générateur proposé. À cet effet, les différents phénomènes exploités pour amplifier passivement un signal acoustique sont décrits. Parmi ceux-ci, il y a notamment le retournement temporel, la dispersion à travers un guide d'ondes et la focalisation acoustique dans une cavité solide. Pour étudier l'impact de ces phénomènes sur le générateur, le modèle numérique du chapitre 3 est utilisé. Ce modèle est utilisé pour présenter divers exemples ainsi que pour optimiser et valider les configurations choisies.

La figure 4.1 illustre d'abord le schéma du générateur théorique proposé. Ce concept est composé d'une source acoustique convergente, d'un concentrateur solide, d'un guide dispersif, d'un réducteur de section et d'un guide fonctionnel. La source et le concentrateur ont une forme semi-sphérique qui permet de focaliser spatialement l'énergie acoustique disponible à l'entrée du guide d'ondes. Ce dernier est représenté par une longue et mince tige dont l'axe principal est ici aligné avec l'axe des  $z$ . Quant à lui, le réducteur de section permet la jonction entre le guide dispersif et le guide fonctionnel de plus faible diamètre. Enfin, le guide fonctionnel permet d'acheminer, avec le moins de perte possible, le profil de pression désiré jusqu'à la condition à traiter à l'intérieur du patient.

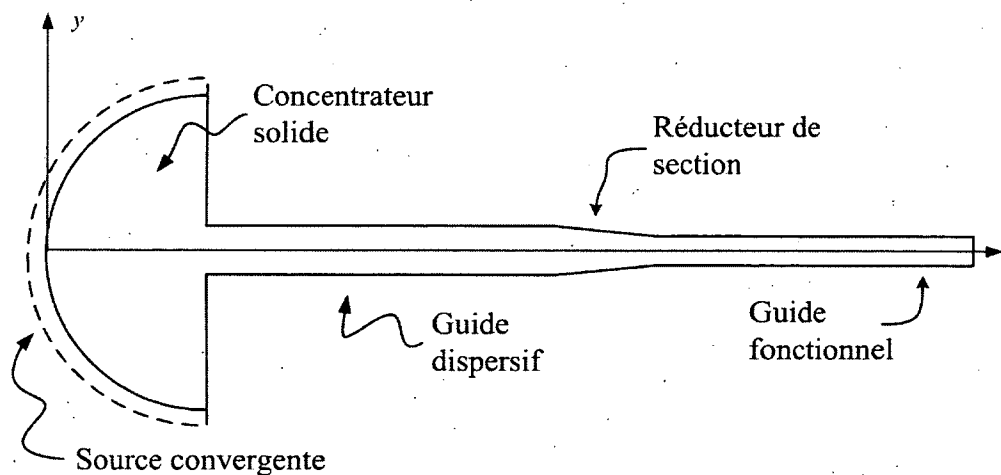


Figure 4.1 Schéma du concept préliminaire associé au générateur (pas à l'échelle)

Le générateur proposé a deux fonctions principales. D'abord, il sert à amplifier un profil de pression donné. Ensuite, il permet d'émettre ce signal à l'endroit ciblé. L'idée d'amplifier

passivement le signal en même temps qu'il se propage à travers le générateur permet de réduire le nombre d'émetteurs et de simplifier l'électronique de contrôle nécessaire. Cela représente un avantage certain au niveau des coûts et de la complexité de l'appareil. Pour réaliser l'étape d'amplification, les deux méthodes suivantes sont proposées :

- focalisation spatiale via le concentrateur ;
- dispersion temporelle via le guide d'ondes.

Le processus d'amplification exploité nécessite une étape préliminaire de calibration qui permet de caractériser les propriétés acoustiques du milieu de propagation (incluant le concentrateur, le guide dispersif, le réducteur et le guide fonctionnel). À noter que cette étape est réalisée une seule fois et sert à trouver la fonction de transfert associée au système. Tirant profit du retournement temporel ou d'autres techniques, il est ensuite possible de focaliser spatialement (à travers le concentrateur) et de compresser temporellement le signal de calibration (à travers le guide dispersif) pour former le profil de pression désiré à l'extrémité du réducteur. Le guide fonctionnel permet ensuite de propager ce profil de pression jusqu'au calcul ou jusqu'à l'occlusion, et ce, avec le moins de distorsion et de pertes possible. Le gain combiné du concentrateur et du guide dispersif permet d'obtenir un profil de pression à l'extrémité du générateur dont les caractéristiques se rapprochent de celles énoncées au tableau 2.3.

Le retournement temporel est d'abord décrit à la section 4.1, suivi de la dispersion dans une tige à la section 4.2 et de la focalisation dans un concentrateur solide à la section 4.3. Plus spécifiquement, les sections 4.2 et 4.3 expliquent les processus d'amplification exploités, les facteurs d'optimisation, les configurations choisies en fonction des ressources disponibles ainsi que l'évaluation du gain d'amplification associé aux designs retenus. Enfin, la section 4.4 présente le concept complet du générateur et propose une évaluation numérique des performances anticipées.

## 4.1 Retournement temporel

Le retournement temporel (RT) est essentiellement un processus qui exploite la réversibilité des ondes mécaniques. Cette technique implique qu'une version inversée temporellement d'un champ de pression incident se refocalisera naturellement en temps et en espace vers la source originale, et ce, peu importe l'hétérogénéité du milieu [47]. La figure 4.2 présente un exemple de miroirs acoustiques utilisés dans un exercice de retournement temporel [22]. La première étape du processus de RT correspond à la calibration acoustique du système. Celle-ci s'effectue en mesurant, à l'aide de plusieurs transducteurs piézoélectriques posi-

tionnés autour de la source, la réponse acoustique du système suite à l'émission d'un signal connu. Ensuite, la réponse de chacun de ces capteurs est retournée temporellement. Après, les signaux ainsi inversés sont émis par chacun de leur transducteur associé. Il s'en suit une refocalisation naturelle des signaux vers la source originale, et ce, comme s'ils remontaient le temps. Le signal résultant à la source représente une copie du signal initialement émis. Ce processus est suffisamment robuste pour être employé dans un milieu fortement hétérogène, voir même avec un seul capteur lorsque la situation le permet [5, 15].

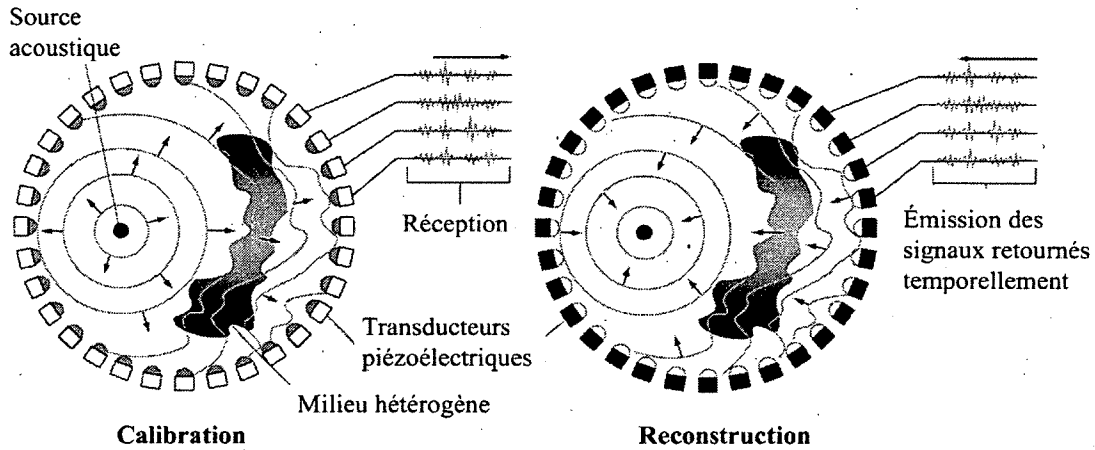


Figure 4.2 Représentation du processus de retournement temporel à travers un milieu hétérogène via l'utilisation de miroirs acoustiques [22]

En fixant le signal désiré à la sortie du système, plusieurs méthodes permettent de déterminer le signal à injecter en entrée. L'idée générale consiste à caractériser les propriétés acoustiques du milieu de propagation. Cette caractérisation sert à établir la fonction de transfert du système. Connaissant cette fonction ainsi que le signal désiré en sortie, il est possible de fixer le signal à émettre à l'entrée. Contrairement à l'exemple précédent, en pratique cette étape consiste plutôt à caractériser le milieu de propagation de chacun des capteurs vers la source [21]. Plus précisément, chaque capteur du miroir de la figure 4.2 émet un signal  $e_1(t)$ . La réponse  $r_1(t)$ , mesurée au point focal désiré est donnée par l'équation 4.1 où  $h_i(t)$  représente la fonction de transfert du système entre l'émetteur  $i$  et le récepteur.

$$r_1(t) = h_1(t) \star e_1(t) \quad (4.1)$$

À noter que le symbole  $\star$  représente le produit de convolution. Pour procéder à l'étape de reconstruction, les signaux  $e_2(t) = h_i(-t)$  sont émis par chaque émetteur  $i$  du système. La réponse  $r_2(t)$  ainsi obtenue au point focal correspond au signal  $e_1(t)$  choisi initialement.



À noter que ces deux dernières méthodes sont équivalentes étant donné la réversibilité de l'équation d'ondes.

D'autres méthodes permettent de caractériser le milieu de propagation. Par exemple, selon la complexité du système choisi, il est possible de déterminer la fonction de transfert associée au milieu par des méthodes analytiques ou numériques. De telles méthodes sont utilisées aux sections 4.2 et 4.3 pour évaluer le gain potentiel associé au phénomène de dispersion et au processus de focalisation.

## 4.2 Dispersion

La dispersion est un phénomène selon lequel des signaux composés de plusieurs longueurs d'onde se propagent à des vitesses de phase différentes. Simplement dit, la dispersion est caractérisée par le fait que la vitesse de propagation dans un milieu devient une fonction de la fréquence. Selon la nature du milieu de propagation, sa géométrie, les conditions frontières imposées et le signal d'excitation, les effets dispersifs seront plus ou moins prononcés. En acoustique, il est coutume d'associer une ou plusieurs fréquences avec une seule et même vitesse de propagation. Cependant, lorsqu'il y a dispersion, une onde associée à une fréquence donnée se propagera potentiellement à plus d'une vitesse selon les modes (champs de déformation) et le type d'oscillation (longitudinale, en flexion ou en torsion) qu'elle excite. De la même manière, il est possible d'observer deux ondes, ayant des fréquences différentes, voyager à des vitesses distinctes. L'exemple le plus commun de dispersion est représenté par la propagation des vagues à la surface d'un plan d'eau excité par une perturbation ponctuelle (par exemple, l'impact d'une roche lancée dans l'eau) [28]. Il est aussi possible d'observer la dispersion ailleurs en physique, notamment avec la lumière dans une fibre optique ou lors de l'évaluation non-destructive de matériaux [3, 85].

Dans le cadre des présents travaux de recherche, la dispersion dans un guide d'ondes solide de forme cylindrique est exploitée pour amplifier passivement un signal large bande donné. Plusieurs raisons motivent ce choix dont, entre autres, le fait qu'il s'agisse d'une géométrie simple, facilement réalisable, peu dispendieuse et dont les propriétés dispersives peuvent être déterminées analytiquement et numériquement. En l'absence d'une force externe et en considérant l'élasticité du matériau, l'équation d'onde 1D pour une tige mince est donnée par l'expression 4.2 où  $z$  représente la position sur l'axe principal,  $u(z, t)$  le déplacement longitudinal,  $t$  le temps,  $c_o = \sqrt{E/\rho}$ ,  $E$  le module de Young et  $\rho$  la densité du milieu [28].

$$\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} \quad (4.2)$$

Lorsque la longueur d'onde du signal demeure supérieure au diamètre de la tige, la propagation reste non-dispersive et l'équation 4.2 permet de prédire le comportement du système. Toutefois, tel n'est pas le cas lorsque la longueur d'onde est similaire ou inférieure au diamètre de la tige. Cela peut s'expliquer par le fait que l'expression 4.2 ne tient pas compte des effets dus à l'inertie latérale du milieu de propagation [28]. Pour remédier à cette problématique, Pochhammer (1876) et Chree (1889) dérivèrent de façon indépendante l'équation d'ondes en trois dimensions [54]. Leurs travaux ont donné lieu à l'équation de fréquences qui a permis de relier la longueur d'onde  $k$  à la fréquence angulaire  $\omega$  pour les différents modes de propagation [35, 81]. À noter que cette équation est valide pour un cylindre isotrope, homogène, de section constante, de longueur infinie et dont la paroi cylindrique est libre. L'équation 4.3 illustre la solution pour le cas particulier des modes longitudinaux où  $J_0$  et  $J_1$  sont respectivement les fonctions de Bessel de première espèce d'ordre 0 et d'ordre 1,  $a$  le rayon du cylindre,  $c_L$  la vitesse de propagation longitudinale et  $c_S$  la vitesse de propagation en cisaillement [56].

$$\frac{2p}{a}(q^2 + k^2)J_1(pa)J_1(qa) - (q^2 - k^2)J_0(pa)J_1(qa) - 4k^2pqJ_1(pa)J_0(qa) = 0, \quad (4.3)$$

avec  $p^2 = \frac{\omega^2}{c_L^2} - k^2$  et  $q^2 = \frac{\omega^2}{c_S^2} - k^2$

De par sa complexité, cette équation n'a pu être résolue que plusieurs années après sa première apparition. En effet, il a fallu attendre l'arrivée des techniques numériques pour réussir à résoudre ses racines [28]. Pour chaque fréquence, une infinité de nombre d'onde  $k$  peuvent satisfaire l'équation 4.3. Certains sont purement réels et représentent les modes qui se propagent tandis que d'autres sont purement imaginaires et représentent les modes qui ne se propagent pas. Aussi, une infinité de nombres d'onde sont complexes et représentent les modes évanescents. Ces derniers sont présents en paires complexe conjuguées, ce qui a pour effet de former une onde stationnaire dont l'amplitude décroît rapidement en fonction de la distance parcourue en  $z$ . À cet effet, ces modes complexes sont négligeables à partir d'une distance supérieure à 5 fois le diamètre du guide [56]. Bien que les modes de cette dernière catégorie ne transportent pas d'énergie, il peut être pertinent de les considérer afin de satisfaire les conditions frontières, particulièrement dans le cas d'un guide semi-

infini [82]. La figure 4.3 illustre les courbes de dispersion d'un guide en aluminium pour les trois premiers modes longitudinaux obtenus par la résolution de l'équation 4.3.

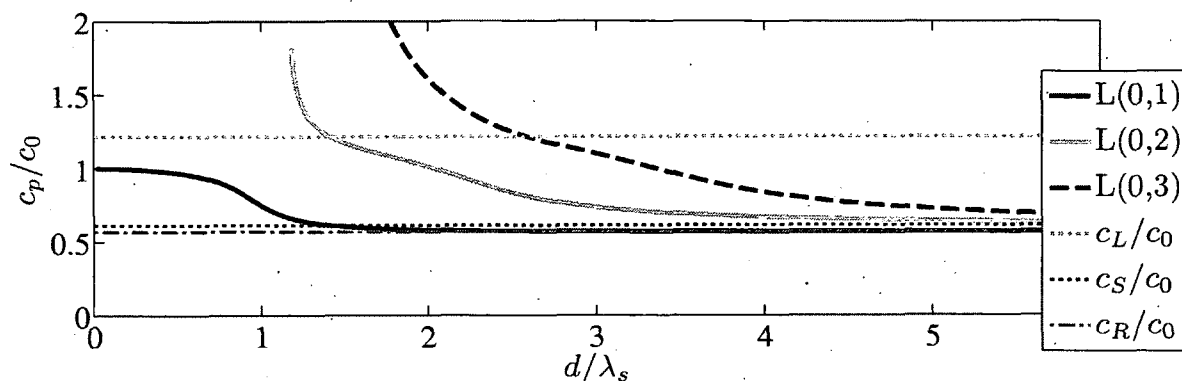


Figure 4.3 Courbes de dispersion en fonction de la vitesse de phase pour les trois premiers modes longitudinaux dans une tige dont le coefficient de Poisson  $\nu$  est de 0.29, où  $L(0, 1)$ ,  $L(0, 2)$  et  $L(0, 3)$  sont respectivement les trois premiers modes longitudinaux,  $c_L$  est la vitesse de propagation des ondes en compression,  $c_S$  est la vitesse de propagation des ondes en cisaillement et  $c_R$  est la vitesse de propagation des ondes de surface (simulation analytique)

Les axes de la figure 4.3 sont exprimés sous forme adimensionnelle. L'axe vertical est exprimé par le ratio de la vitesse de phase  $c_p$  sur la vitesse de propagation  $c_0$ , tandis que l'axe horizontal est exprimé par le ratio entre le diamètre  $d$  et longueur d'onde en cisaillement  $\lambda_s = c_S/f$  avec  $f$  la fréquence d'excitation. À noter que la vitesse de propagation en cisaillement est plutôt utilisée ici pour le calcul de la longueur d'onde. Toutefois, la vitesse de propagation en compression et celle en cisaillement sont reliées par une constante et des résultats similaires seraient obtenus pour la figure 4.3 si  $\lambda_L$  avait plutôt été utilisée. Il est intéressant d'observer qu'à basse fréquence, c'est-à-dire pour un faible ratio  $d/\lambda_s$ , la vitesse de propagation du mode principal tend vers  $c_0$ , tel que prédit par l'équation d'onde simplifiée. De plus, à ces fréquences, seul le premier mode existe tandis que les autres modes apparaissent seulement au-delà d'une certaine fréquence critique. De l'autre côté de la plage fréquentielle (hautes fréquences), la vitesse de propagation des modes tend vers la vitesse de Rayleigh  $c_R$ , c'est-à-dire la vitesse des ondes de surface. À noter que l'onde de surface n'est pas dispersive (sa vitesse ne varie pas en fonction de la fréquence) et que sa vitesse de propagation est légèrement inférieure à celle en cisaillement. Par exemple, pour un milieu dont le coefficient de poisson est de 0.33,  $c_R$  peut être estimée à environ 93 % de  $c_S$ .

D'autre part, un mode peut être décrit comme étant un champ de déformation qui se propage à travers le guide. En fonction des conditions d'excitation et des propriétés du

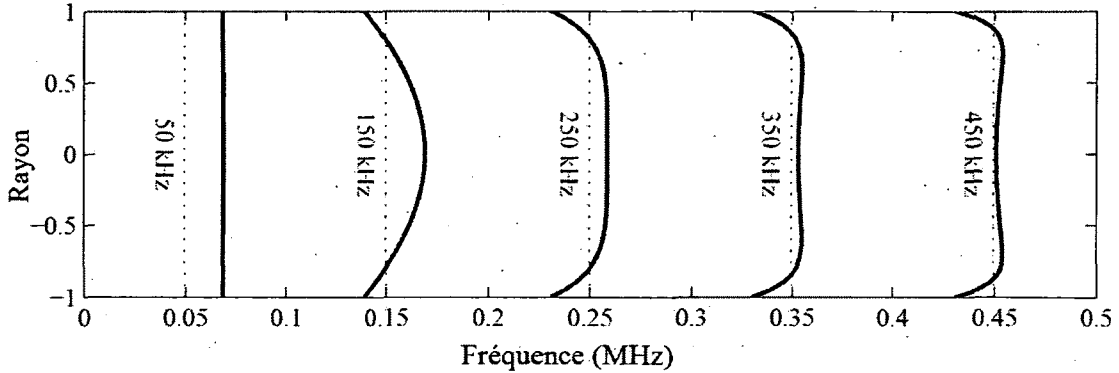


Figure 4.4 Déplacement axial  $u_z$  du premier mode longitudinal  $L(0,1)$  en fonction de la fréquence (les lignes pointillées correspondent au champ de déformation nul) [55]. Ces résultats ont été obtenus à partir d'un guide cylindrique de 10 mm de diamètre en quartz

guide, un seul ou plusieurs modes peuvent coexister. L'équation de Pochhammer-Chree prédit trois types de modes pouvant se propager : longitudinal, flexion et torsion. Dans la majorité des cas, les modes en torsion ne sont pas considérés étant donné que les conditions frontières ne permettent pas de les exciter. Les modes symétriques sont associés aux modes longitudinaux et sont exprimés par le symbole  $L(0, m)$  où  $m$  représente l'ordre du mode. De manière similaire, les modes antisymétriques sont associés aux modes de flexion et sont exprimés par le symbole  $F(n, m)$  où  $n$  représente à la  $n$ ème valeur de l'expression de la matrice des cofacteurs associée à la résolution complète de l'équation de Pochhammer-Chree<sup>1</sup> et  $m$  l'ordre du mode. Pour une situation en absence de dispersion, seul le premier mode  $L(0,1)$  existe et il est associé à une onde de compression qui se propage selon l'axe principal du guide. Les résultats de Davies, tels que présentés par Puckett [55], ont démontré que le champ de déformation d'un même mode varie aussi en fonction de la fréquence tel qu'illustré pour le premier mode à la figure 4.4. Pour les modes d'ordre supérieur, le déplacement axial  $u_z$  du champ de propagation est davantage concentré au centre du guide [81]. De façon opposée, le déplacement radial  $u_r$  est plutôt concentré en périphérie du cylindre. Dans le cadre du générateur proposé, seuls les modes longitudinaux sont considérés. En effet, la méthode d'excitation employée (transducteur piézoélectrique) admet seulement une stimulation axiale.

<sup>1</sup>Cette expression mathématique, non présentée ici, est donnée sous la forme d'une matrice  $3 \times 3$  dont le déterminant doit être trouvé pour la solutionner. L'équation 4.3 est dérivée de cette matrice pour le cas particulier où  $n = 0$ .

### 4.2.1 Amplification dispersive

La figure 4.5 illustre schématiquement le processus exploité pour l'amplification passive via un guide d'ondes dispersif. Les étapes 1 et 2 correspondent à la phase de calibration. Ces étapes représentent respectivement l'émission du signal désiré à l'une des extrémités du guide et la réception du signal résultant à l'autre. Les étapes 3 et 4 correspondent à la phase de reconstruction qui vise à reformer le signal original par propagation inverse. Plus particulièrement, l'étape 3 consiste à inverser temporellement le signal dispersé, à le normaliser à l'amplitude du signal initial ainsi qu'à l'émettre par l'une ou l'autre des extrémités du guide. En effet, une fois les propriétés dispersives du guide connues, la reconstruction peut être réalisée dans un sens comme dans l'autre étant donné la symétrie du système. Enfin, l'étape 4 permet la réception du signal reconstruit. Ce dernier s'apparente au signal original, mais avec une amplitude plus élevée proportionnelle aux effets dispersifs.

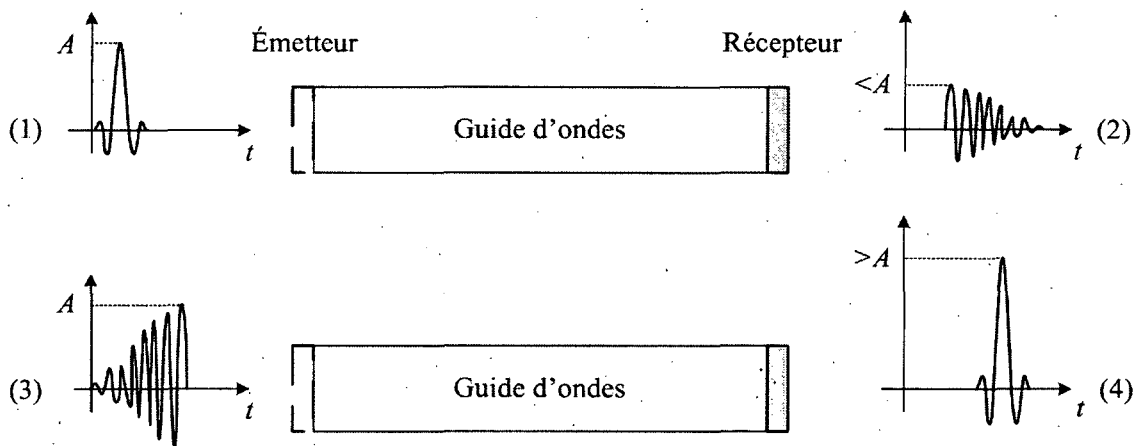


Figure 4.5 Processus d'amplification par retournement temporel et dispersion à travers un guide d'ondes : (1) émission du pulse, (2) réception du pulse dispersé, (3) retournement temporel, normalisation et réémission du signal dispersé et (4) réception du nouveau pulse reconstruit

### 4.2.2 Optimisation du guide dispersif

En observant le processus de la figure 4.5, la dispersion à travers le guide semble bien être le paramètre qui permet de maximiser le gain d'amplification. En effet, plus un guide est dispersif, plus l'amplitude du signal dispersé est faible et plus l'écart temporel entre l'arrivée des ondes voyageant rapidement et celles voyageant lentement est grand. À cet effet, les travaux de Dion [16, 17] ont permis de caractériser les paramètres favorisant

le gain dispersif, c'est-à-dire l'étalement temporel du signal. Les trois facteurs principaux soulevés par ces travaux sont, le ratio entre le diamètre du guide  $d$  et la longueur d'onde  $\lambda_s$ , le coefficient de Poisson  $\nu$  du guide et sa longueur. Ces paramètres ont été démontrés analytiquement pour une tige cylindrique de longueur finie excitée par un pulse gaussien. En plus des propriétés du guide, la saturation du signal de calibration et le couplage acoustique à l'extrémité du guide en contact avec le milieu externe sont d'autres paramètres favorisant les performances du guide dispersif. Les paragraphes suivants présentent plus en détail à chacun de ces facteurs.

Toutefois, avant d'aller plus loin, il est pertinent de présenter le signal désiré étant donné qu'il sera utilisé tout au long de ce mémoire. Ici, un pulse de type gaussien est choisi. Sa fréquence centrale est de 700 kHz tandis que sa largeur de bande correspond à environ 80 % de sa fréquence centrale. La trace temporelle et le contenu fréquentiel de ce pulse ont été présentés à la figure 3.2 de la section 3.2. Considérant que ce pulse est assez court, soit environ 4  $\mu s$ , son spectre en fréquences est plutôt large. Les propriétés de ce signal sont fixées de manière à faciliter son excitation par les émetteurs disponibles. D'ailleurs, la fréquence centrale et la largeur de bande du signal correspondent à la fréquence de résonance et à la plage fréquentielle admissible par les émetteurs qui seront utilisés sur le prototype présenté au chapitre 5. Enfin, ce type de signal est similaire à ceux utilisés dans les domaines d'intérêts, c'est-à-dire de brèves impulsions temporelles.

### Ratio $d/\lambda_s$

Le paramètre le plus important est fixé par le ratio entre le diamètre de la tige et la longueur d'onde. Le ratio idéal est donné à l'équation 4.4 où  $d$  est le diamètre du guide et  $\lambda_s$  la longueur d'onde calculée à partir de la vitesse de propagation en cisaillement et de la fréquence centrale du signal d'excitation.

$$\frac{d}{\lambda_s} \approx 0.8 \quad (4.4)$$

En se référant à la figure 4.3, ce ratio correspond au point d'inflexion de la courbe de dispersion du premier mode longitudinal  $L(0,1)$ . Par conséquent, un signal large bande excitera essentiellement la portion de la courbe où la pente entre la vitesse de phase et la fréquence est non nulle. De plus, le fait d'exploiter le premier mode  $L(0,1)$  est intéressant étant donné que ce mode est le plus facile à exciter par un transducteur planaire. De

manière opposée, les autres modes ont des formes plus complexes et sont potentiellement plus difficiles à exciter avec des émetteurs conventionnels.

À titre de comparatif, la figure 4.6 présente le signal de calibration pour trois ratios  $d/\lambda_s$  différents. À noter que ces résultats sont présentés pour une tige en aluminium de 254 mm de long excité par le pulse gaussien usuel. Ici, c'est le diamètre de la tige qui est varié. En se référant à la figure 4.3, il est possible d'interpréter les réponses obtenues. Un ratio de 0.24 indique un guide faiblement dispersif, ce qui est confirmé par la faible distorsion et la faible atténuation du signal mesuré. À l'autre extrême, un ratio de 2.24 est caractéristique d'un guide dispersif où plusieurs modes sont excités simultanément. Toutefois, les multiples interactions entre ces modes rendent la dispersion non optimale. Enfin, un ratio idéal de 0.8 confirme le plus grand étalement temporel ainsi que la plus grande réduction d'amplitude.

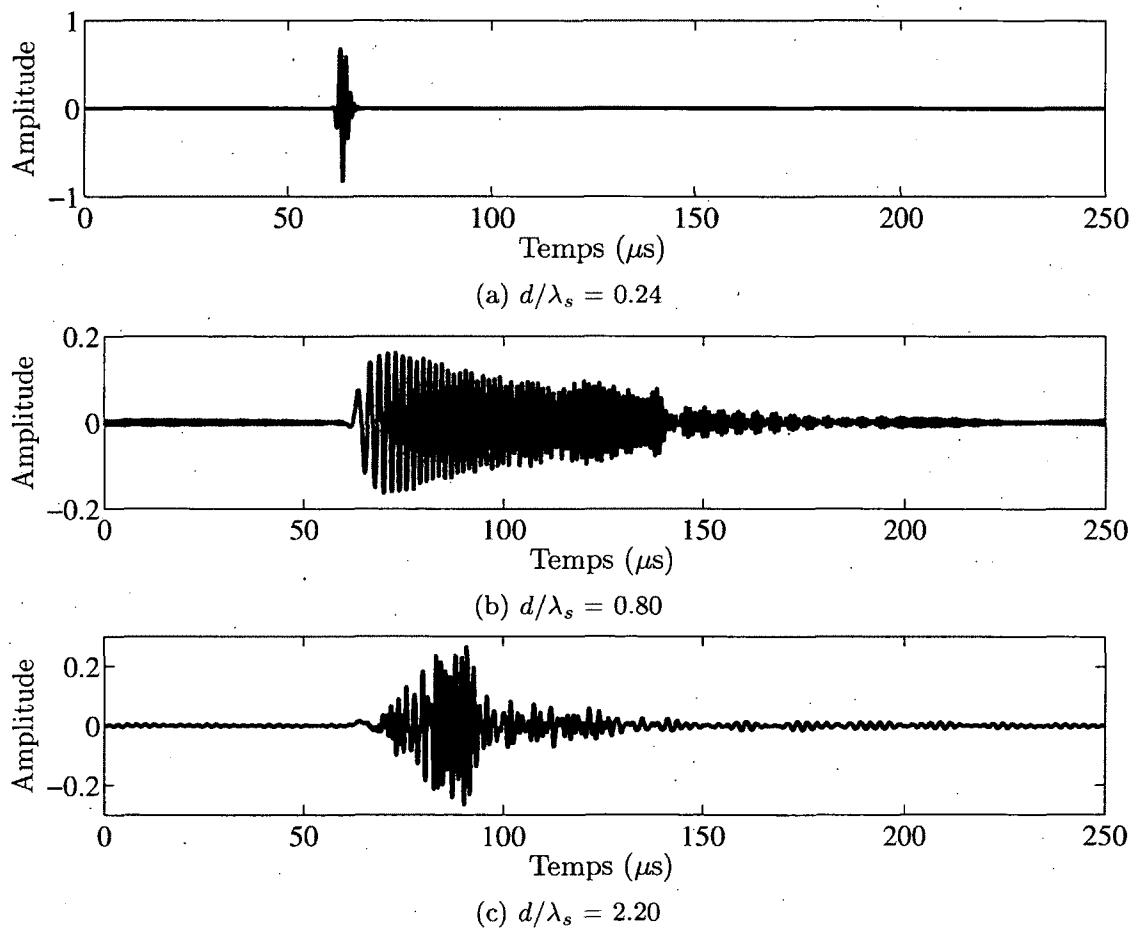


Figure 4.6 Trace temporelle du signal dispersé obtenu pour trois différents ratios  $d/\lambda_s$  à partir d'une tige en aluminium de 254 mm de long excité par le pulse gaussien usuel (simulation numérique)

Pour confirmer le gain de dispersion obtenu à partir de ces différents ratios, la figure 4.7 montre les pulses reconstruits à partir de chacun des signaux de calibration de la figure 4.6. Comme suspecté, le pulse de plus haute amplitude est obtenu pour un ratio  $d/\lambda_s$  de 0.8.

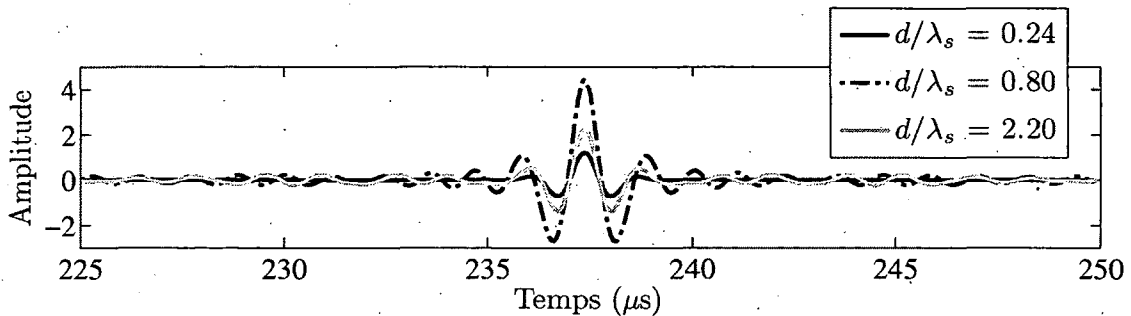


Figure 4.7 Trace temporelle du signal reconstruit obtenu à partir d'une tige d'aluminium de 254 mm et des signaux de calibration de la figure 4.6 (simulation numérique)

### Coefficient de Poisson $\nu$

La dispersion est aussi affectée par le coefficient de Poisson  $\nu$  du milieu de propagation. Cette propriété du matériau influence principalement la pente de la section dispersive du premier mode longitudinal [4]. Par exemple, pour un coefficient  $\nu$  élevé, la zone de transition entre les deux plateaux du mode L(0,1) de la figure 4.3 sera plus large, c'est-à-dire qu'un plus grand nombre de composantes fréquentielles pourront voyager à des vitesses différentes. Règle générale, les matériaux métalliques possèdent un coefficient  $\nu$  d'environ 0.3, ce qui laisse peu de place à l'optimisation.

### Longueur du guide

La longueur du guide peut aussi influencer la dispersion. En effet, plus le guide est long et plus l'écart temporel entre les ondes voyageant rapidement et celle voyageant lentement est grand. Toutefois, l'atténuation intrinsèque du milieu de propagation suggère une longueur critique au-delà de laquelle le gain dispersif est totalement compensé par les pertes résultantes.

À ce niveau, une polémique fait rage quant à la quantification de l'atténuation dans un milieu solide. Prenant l'exemple de l'aluminium 6061, certaines bases de données reconnues suggèrent que l'atténuation dans ce matériau est trop faible pour être quantifiée [10, 53]. Dans le même ordre d'idées, des essais menés par notre groupe de recherche n'ont pas



permis de détecter une atténuation significative à l'intérieur d'un guide en aluminium de 162 mm de diamètre et 107 mm de long. À noter que ces tests ont été réalisés en utilisant la méthode proposée par Treiber *et al.* [75] qui tient compte à la fois de la dispersion et de la diffraction. Toutefois, une tendance inverse a été observée lors d'une autre série d'essais expérimentaux sur des guides dispersifs de plus petit diamètre (8 mm) dont la longueur variait entre 285 et 3500 mm. Ces essais ont permis de conclure qu'une longueur d'environ 1800 mm semble être un compromis adéquat entre le gain de dispersion et l'atténuation dans un guide cylindrique en aluminium.

### Saturation du signal de calibration

La saturation du signal de calibration est une méthode simple permettant d'accroître l'amplitude du pulse reconstruit. Cette méthode de traitement des signaux consiste à compresser l'amplitude du signal dispersé jusqu'au seuil désiré. Ce seuil est généralement fixé comme un pourcentage de l'amplitude maximale du signal original dispersé. En agissant de la sorte, le potentiel d'amplification devient plus élevé, et ce, comme si les effets dispersifs étaient plus prononcés, c'est-à-dire que l'amplitude du signal dispersé était plus faible.

Essentiellement, la saturation revient à tronquer le signal en amplitude. Suite à cette étape, le nouveau signal ainsi obtenu est normalisé. La figure 4.8 présente des exemples de saturation à 0, 50 et 75 %. Le signal de calibration original est obtenu à partir d'un guide en aluminium de 3 mm de diamètre et 127 mm de long excité par le pulse gaussien usuel.

Pour mieux comprendre l'impact de la saturation du signal de calibration, il est possible de faire un parallèle avec la saturation d'une onde sinusoïdale. Un tel traitement a pour effet de transformer le sinus en une onde carrée. Du point de vue fréquentiel, cela a pour effet de générer des harmoniques à plus hautes fréquences. Dans le cas de la figure 4.8, le signal saturé est large bande. Aussi, considérant la forme effilée du signal, la saturation affecte davantage ses premières oscillations. Comme spécifié à la figure 4.3, illustrant la vitesse de propagation en fonction de la fréquence, ces premières oscillations sont plutôt associées aux basses fréquences. Par conséquent, le fait de saturer le signal génère des harmoniques de ces basses fréquences qui s'additionnent avec les autres fréquences composant le spectre du signal dispersé. Cela explique donc pourquoi la fréquence centrale du signal dispersé semble se déplacer vers les hautes fréquences. D'autre part, la normalisation du signal saturé permet d'augmenter la contribution de chacune des fréquences composant son spectre, d'où le gain attribuable à cette technique.

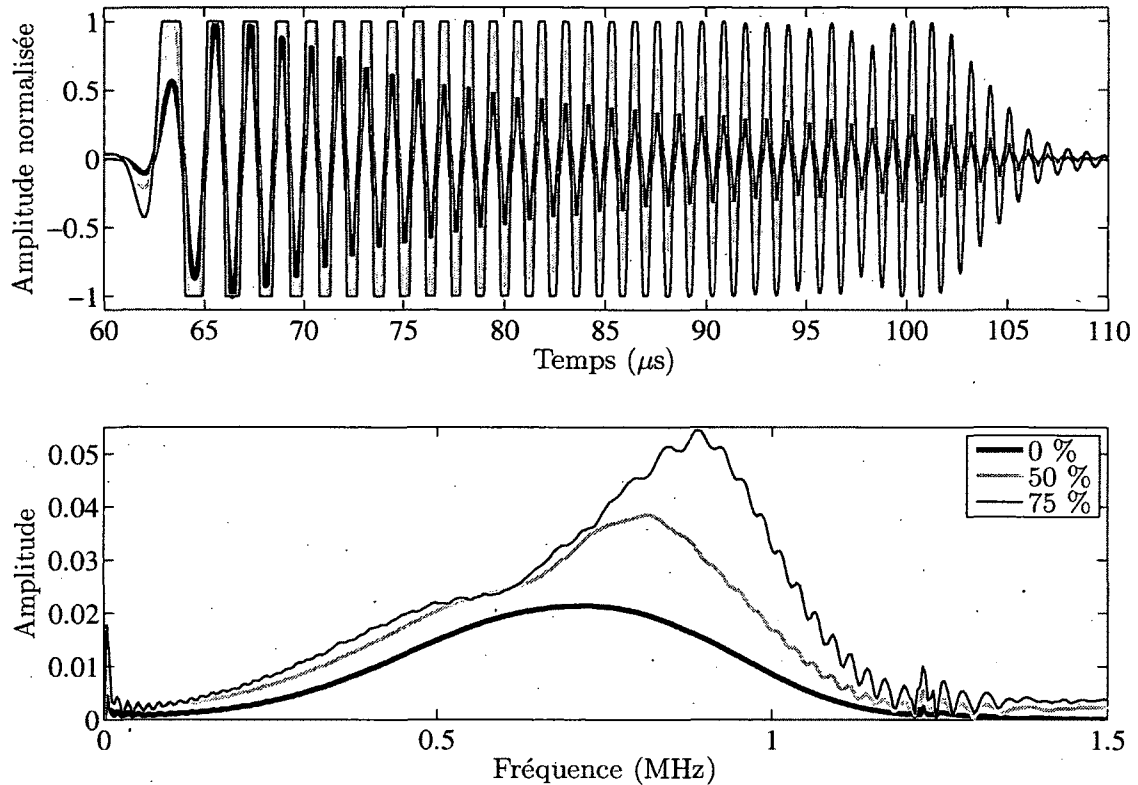


Figure 4.8 Exemple de saturation d'un signal dispersé obtenu à partir d'un guide d'ondes de 3 mm diamètre, 127 mm de long et excité par le pulse gaussien usuel centré à 700 kHz (simulation numérique)

Comme l'information principale du signal dispersé est contenue dans sa phase instantanée, la reconstruction du signal original s'avère possible même après avoir saturé le signal de calibration. La saturation extrême consiste à conserver uniquement la valeur du signe (+ ou -) du signal, c'est-à-dire à mémoriser le signal sur seulement 1 bit [47, 48]. Toutefois, un tel traitement réduit la qualité du signal reconstruit. À titre d'exemple, la figure 4.9 présente le signal reconstruit avec une saturation de 0, 50, 90 et 98 %. La même configuration que celle utilisée pour la figure 4.8 est employée. Le gain d'amplification dispersif obtenu sans saturation est d'environ 3.2 tandis que celui obtenu en saturant le signal de calibration à 98 % est de 8.1.

### Couplage acoustique à l'extrémité du guide

Un coupleur acoustique permet de réduire le saut d'impédance entre deux milieux et ainsi maximiser le coefficient de transmission résultant. En assumant que le milieu externe au générateur possède une impédance similaire à celle de l'eau (1.5 MRayls) et que le générateur est réalisé en aluminium 6061 (17 MRayls), un coefficient de transmission

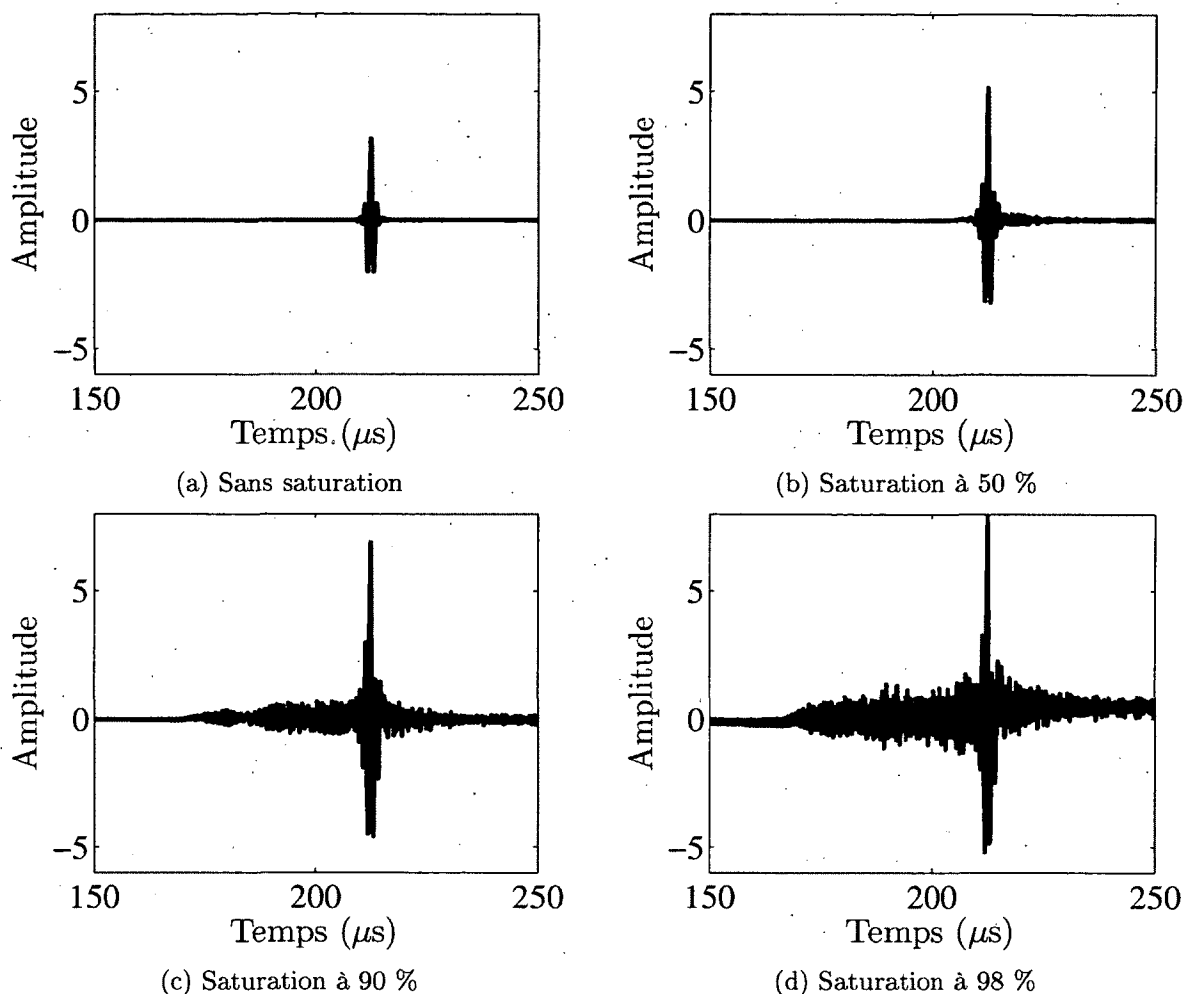


Figure 4.9 Signaux reconstruits obtenus à partir d'un guide dispersif de 3 mm et 127 mm de long calibré avec le pulse gaussien usuel centré à 700 kHz (simulation numérique)

de 16 % est calculé à partir de l'équation 4.5, où  $Z_1$  et  $Z_2$  représentent respectivement l'impédance du milieu incident et celle du milieu de transmission.

$$T = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (4.5)$$

En réduisant le saut d'impédance effectif, il est possible d'augmenter le coefficient de transmission. Un coupleur acoustique est composé d'une ou plusieurs couches de matériau d'impédance intermédiaire. L'épaisseur de chaque couche doit correspondre au quart de sa longueur d'onde [9, 44]. Cet agencement permet de tirer profit des réflexions aux interfaces pour maximiser l'amplitude du signal transmis. Par exemple, l'utilisation d'un coupleur composé d'une première couche en magnésium (14.8 MRayls) et d'une deuxième en PEEK

(3.25 MRayls) permet d'augmenter à 22.7 % le coefficient de transmission entre l'aluminium et l'eau. De façon similaire, un coefficient de transmission de 24.3 % est obtenu avec une seule couche intermédiaire d'époxy<sup>2</sup> (3.35 MRayls). Ces pourcentages sont déterminés en multipliant entre eux les coefficients de transmission à chacune des interfaces. Des résultats similaires ont aussi été obtenus par simulation numérique en tenant compte de la forme temporelle du signal d'excitation. De la même manière, des essais expérimentaux sur un guide d'ondes en aluminium de 25.4 mm de diamètre couplé avec une couche d'époxy et une couche de verre ont permis de démontrer la capacité d'un tel coupleur à augmenter le coefficient de transmission.

Pour des raisons pratiques de fabrication, le coupleur acoustique ne sera pas réalisé dans le cadre du prototype présenté au chapitre 5. En effet, les dimensions et les ressources disponibles ne permettent pas la fabrication et l'assemblage du coupleur à l'extrémité du générateur. Toutefois, il est pertinent de savoir qu'une telle solution existe et qu'elle pourra être éventuellement implémentée sur le concept final.

### 4.2.3 Configuration du guide dispersif

L'aluminium 6061 est choisi comme matériau pour la tige dispersive. Son coût, ses propriétés mécaniques et son accessibilité motivent ce choix. Le diamètre de la tige dispersive est dicté par la fréquence centrale de l'émetteur utilisé. Considérant les ressources disponibles au Laboratoire d'Ondes de Choc de l'Université de Sherbrooke (LOCUS), un transducteur piézoélectrique dont la fréquence centrale se situe autour de 700 kHz est employé comme émetteur. Pour respecter le ratio  $d/\lambda_s$ , optimisant la dispersion (équation 4.4), le diamètre du guide est fixé à 3.2 mm (1/8"). Enfin, la longueur du guide dispersif est de 1.8 m, tel que spécifié à la section 4.2.2.

### 4.2.4 Gain dispersif et résultats de simulations

En se basant sur la géométrie et les propriétés du guide dispersif données à la section précédente, il est possible d'évaluer le gain d'amplification associé à cette tige. À cet effet, le modèle numérique présenté au chapitre 3 est utilisé pour l'évaluation des performances. La figure 4.10 présente le signal dispersé mesuré à l'extrémité du guide une fois le pulse gaussien usuel propagé. En exploitant le processus de la figure 4.5, un gain dispersif de 25 est obtenu par simulation telle que présentée à la figure 4.11.

---

<sup>2</sup>Marine Epoxy de Lepage.

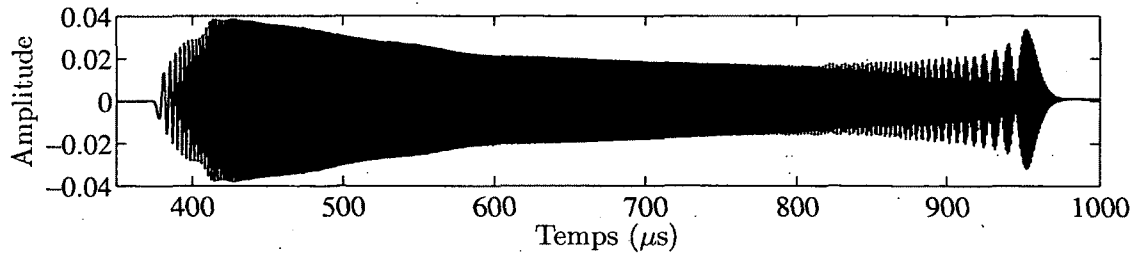


Figure 4.10 Signal dispersé obtenu à partir d'un pulse gaussien centré à 700 kHz injecté à l'extrémité d'un guide dispersif en aluminium de 3.2 mm de diamètre et 1.8 m de long (simulation numérique)

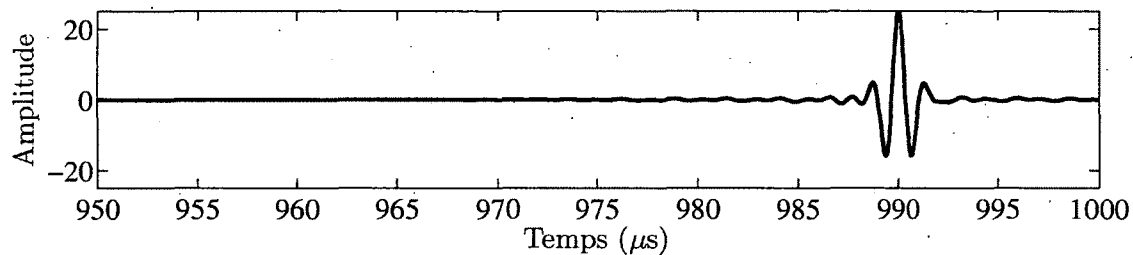


Figure 4.11 Pulse gaussien reconstruit à partir du signal de calibration de la figure 4.10 et du processus d'amplification de la figure 4.5 (simulation numérique)

La faible taille de la tige dispersive (3.2 mm de diamètre) limite la quantité d'énergie acoustique pouvant être délivrée. Bien qu'il est possible de réaliser un gain d'amplification appréciable, l'utilisation d'une tige dispersive seule n'est pas suffisante pour atteindre les spécifications fixées. C'est dans le but d'injecter une plus grande quantité d'énergie acoustique à l'entrée du guide dispersif que le concentrateur solide est ajouté. Ce dernier est présenté à la section suivante.

### 4.3 Focalisation

Le principe de focalisation permet de concentrer l'énergie acoustique d'une grande source vers une zone focale de plus faible superficie. Différents procédés sont utilisés pour réaliser cette focalisation à l'intérieur d'une cavité solide. La méthode la plus intuitive consiste à utiliser une source acoustique convergente. Une autre méthode consiste à utiliser une source planeaire composée de plusieurs émetteurs discrets (*array*) pour concentrer l'énergie diffractée de chacun des émetteurs vers une même zone focale. Une troisième méthode exploite les réverbérations à l'intérieur d'une cavité solide pour augmenter la taille effective de la source, donc le potentiel de focalisation. La figure 4.12 résume schématiquement ces trois méthodes.

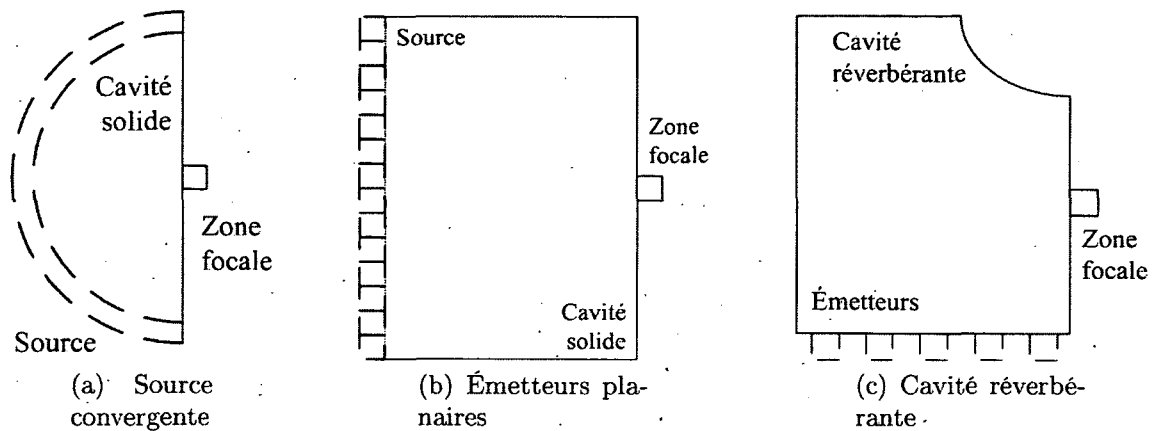


Figure 4.12 Méthodes permettant de concentrer spatialement l'énergie acoustique à l'intérieur d'une cavité solide

Il est intéressant de pousser un peu plus en détail l'étude des phénomènes pouvant influencer la propagation des ondes à l'intérieur d'une cavité solide. Parmi ces facteurs, il y a, entre autres, la nature du milieu de propagation, les paramètres de la source acoustique ainsi que leurs effets résultants (diffraction et réverbérations).

Le milieu de propagation, ses conditions frontières et les paramètres de la source influenceront le type d'onde pouvant se propager à l'intérieur du milieu. Par exemple, lorsque la source est de plus faibles dimensions que le milieu solide dans lequel elle émet, il y aura propagation d'ondes longitudinales, en cisaillement et de surfaces [33]. La figure 4.13 illustre un exemple où une source circulaire émet un signal harmonique normal à la surface d'un milieu semi-infini ayant un coefficient de poisson de 0.25. Si le milieu de propagation avait été un fluide, seules les ondes de compression et de surfaces seraient admissibles.

Le produit entre le rayon  $a$  d'une source acoustique et le nombre d'onde  $k = 2\pi/\lambda$  dicte le patron de diffraction résultant dans un milieu solide de coefficient de poisson connu [33]. Par exemple, la figure 4.14 illustre la diffraction associée aux contraintes axiales (selon  $x$ ) en fonction du produit  $ka$  lorsqu'une excitation normale à la surface d'un milieu semi-infini est générée. Le signal d'excitation utilisé ici correspond au pulse gaussien usuel centré à 700 kHz. Considérant les propriétés du signal et du milieu ainsi que les dimensions de la source (3 et 26 mm de diamètre), les résultats sont donc présentés pour des coefficients  $ka$  de 1 et 9.

Deux phénomènes peuvent être observés à partir de la figure 4.14. D'abord, comme énoncé précédemment, lorsqu'une source plane de dimensions finies émet dans un milieu de propagation solide, différents fronts d'ondes peuvent prendre naissance à l'émission. Dans le cas présent, une onde en compression est émise initialement et une onde en cisaillement

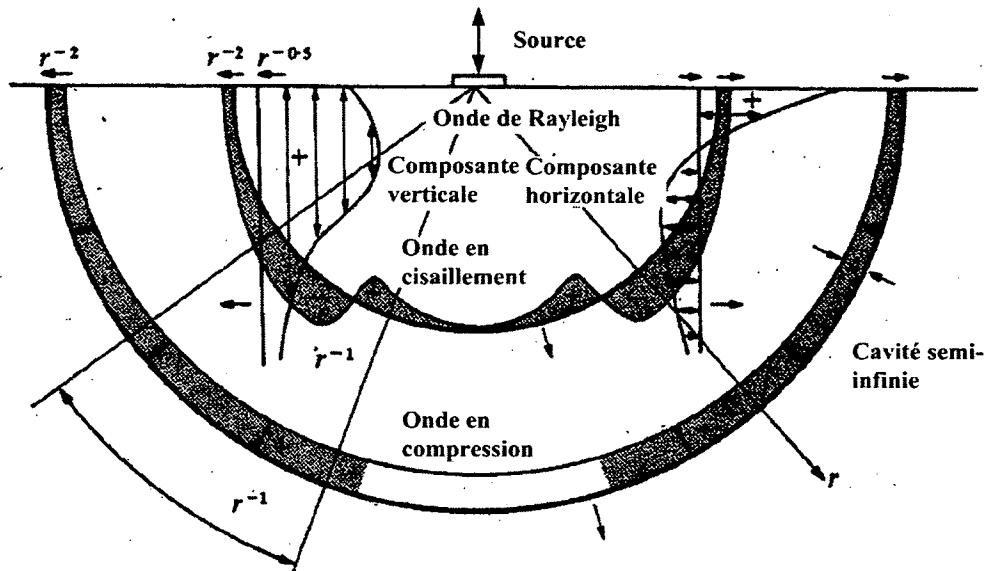


Figure 4.13 Champs de déplacement et d'énergie associés aux ondes en compression, cisaillement et surface produits suite à l'excitation d'une source harmonique normale à un milieu semi-infini ayant un coefficient de poisson 0.25 [28]

résulte des effets de bords. Ensuite, il est intéressant de noter la directivité du champ de propagation en fonction du produit  $ka$ . En effet, lorsque ce coefficient est faible (environ 1), l'onde plane émise est rapidement transformée en une onde sphérique, et ce, comme si une source ponctuelle était plutôt utilisée. Toutefois, lorsque ce coefficient est suffisamment élevé (environ 9), l'onde plane émise reste relativement plane au cours de sa propagation. Cela est particulièrement vrai pour l'onde en compression. L'onde en cisaillement, quant à elle, ne peut pas être directive étant donné qu'elle prend naissance à la frontière de la source, ce qui revient plus ou moins à une excitation ponctuelle. Bref, cette directivité est une caractéristique importante à considérer lorsque le but est de concentrer la plus grande quantité d'énergie possible au même endroit.

Un autre phénomène à considérer est la présence de réverbérations à l'intérieur de la cavité solide. Ces dernières représentent les réflexions résultantes lorsqu'une onde rencontre une paroi. Chacune de ces réflexions donne naissance à deux nouveaux fronts d'onde, soit un en compression et l'autre en cisaillement. Cette conversion de modes suit une loi de Snell pour les milieux élastiques qui dicte l'angle et l'amplitude des ondes réfléchies [28]. Dans certains cas, les réverbérations sont désirées et la cavité est conçue de manière à maximiser leur nombre entre la surface d'émission et la surface de réception. Ces réverbérations contribuent alors à augmenter la taille effective de la source, ce qui augmente le potentiel d'amplification. D'ailleurs, Montaldo *et al.* [48] ont conçu un générateur d'ondes de choc à partir de ce principe.

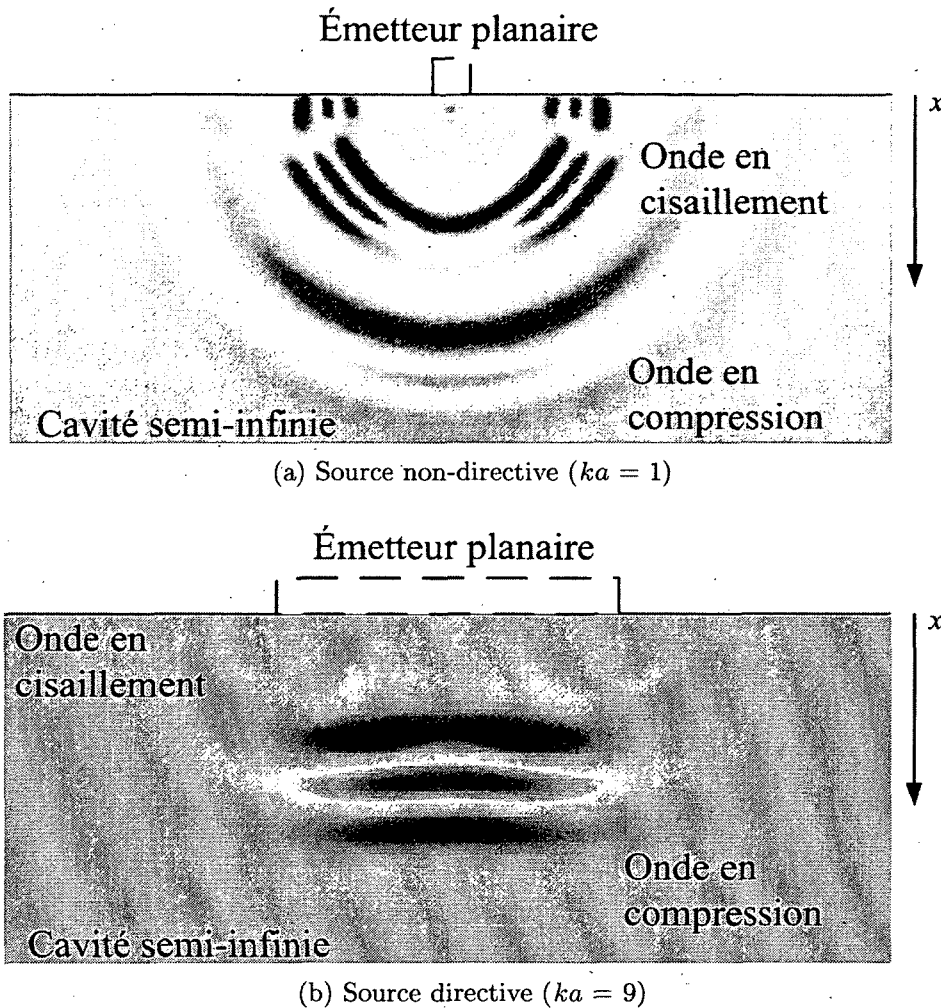


Figure 4.14 Distribution du champ de contraintes axiales (selon  $x$ ) à l'intérieur d'une cavité semi-infinie en aluminium en fonction de la taille de l'émetteur planaire (simulation numérique)

Une version modifiée du concentrateur semi-sphérique est choisie ici. Cette méthode est favorisée étant donné qu'elle permet d'obtenir le meilleur gain de focalisation, elle requiert une électronique plus simple, elle nécessite un moins grand nombre d'émetteurs discrets et elle est compatible avec la méthode d'amplification dispersive. Ce dernier aspect est particulièrement intéressant étant donné que la combinaison de ces deux méthodes d'amplification permet de réduire davantage le nombre d'émetteurs, ce qui réduit les coûts et la complexité de l'appareil. Cette combinaison entre le guide dispersif et le concentrateur solide est traitée plus en détail à la section 4.4.

Une source acoustique convergente telle que celle schématisée à la figure 4.12a est très difficile à réaliser en pratique. En effet, un tel émetteur n'existe pas de façon standard. Il doit donc être réalisé sur mesure pour les besoins précis du client. Considérant les coûts



que cela engendre, il s'avère plus réaliste d'utiliser des émetteurs discrets positionnés de manière à couvrir la surface extérieure d'une cavité solide de forme semi-sphérique. De plus, en les plaçant de façon stratégique, il sera possible de réduire l'électronique de contrôle tel que spécifié à la section 6.3.1. À titre de référence, la figure 4.15 présente trois modèles de concentrateurs ayant sensiblement la même surface d'émission et dont toutes les faces convergent vers le même centre géométrique.

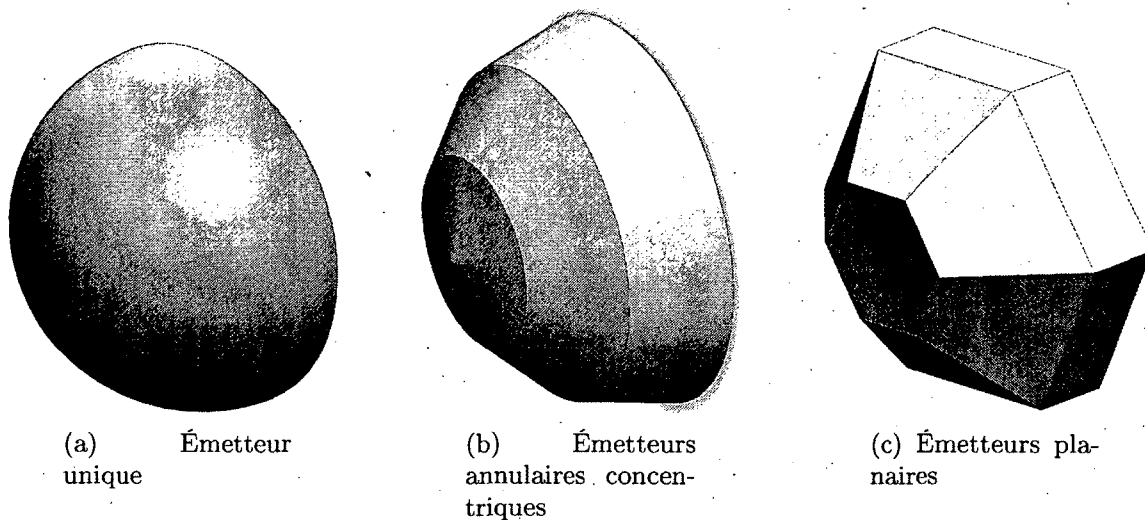


Figure 4.15 Formes que pourraient prendre un concentrateur solide dans l'optique de focaliser l'énergie acoustique d'un ou de plusieurs émetteur(s) vers une même zone focale

### 4.3.1 Amplification par focalisation spatiale

Pour expliquer le processus d'amplification par focalisation spatiale et dans l'optique de comparer le concentrateur à émetteur unique avec celui à émetteurs discrets, l'exemple de la figure 4.16 est d'abord présenté. Sur cette figure, la coupole semi-sphérique représente la source convergente tandis que le rectangle grisé représente un récepteur planaire placé dans la zone focale de la cavité solide. Les propriétés mécaniques de l'aluminium 6061 sont utilisées pour le milieu de propagation. Des conditions frontières similaires à celles présentées à la section 3.1 sont utilisées pour le modèle du concentrateur. Ici, l'émission est réalisée à partir de la surface semi-sphérique du concentrateur de la figure 4.16. Une condition absorbante est donc ajoutée à gauche de cette surface d'émission. Quant à elle, la paroi verticale (à droite du concentrateur) est considérée libre à l'exception de la zone délimitée par le récepteur. La condition imposée à ce récepteur lui permet de mesurer uniquement la composante du champ de contrainte perpendiculaire à sa face. À noter que

les possibles réflexions produites à la paroi verticale sont ignorées étant donné qu'elles seront entièrement absorbées par la condition frontière à l'autre extrémité du modèle.

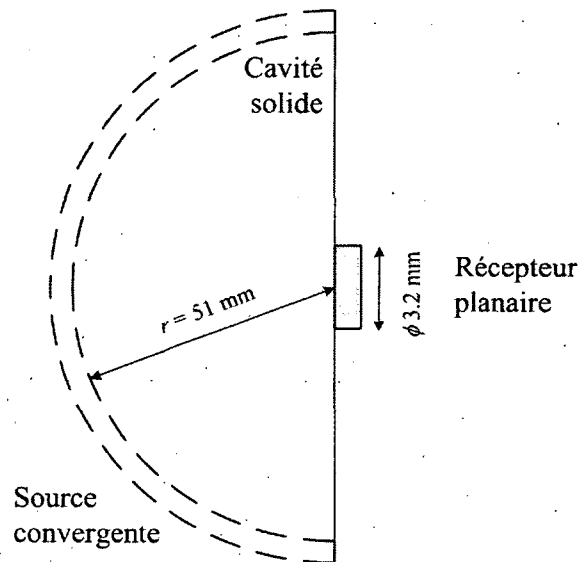


Figure 4.16 Schéma du concentrateur à émetteur unique

La réponse du récepteur planaire suite à l'excitation du pulse gaussien usuel par l'émetteur est donnée à la figure 4.17. En assumant que le pulse injecté a une amplitude unitaire, le gain de focalisation ainsi obtenu est d'environ 28. Aussi, la figure 4.17 permet de mettre en évidence l'apparition d'un second pulse. Comme décrit précédemment, ces deux pulses sont introduits lors de l'émission et ils correspondent à l'onde en compression et celle en cisaillement. Cela peut être confirmé en calculant le calcul du décalage temporel  $\Delta t$  imposé par les différentes vitesses de propagation dans l'aluminium. Ce calcul est présenté à l'équation 4.7 où  $r$  est le rayon du concentrateur (51 mm),  $c_L$  la vitesse de propagation en compression (6150 m/s) et  $c_S$  la vitesse de propagation en cisaillement (3075 m/s).

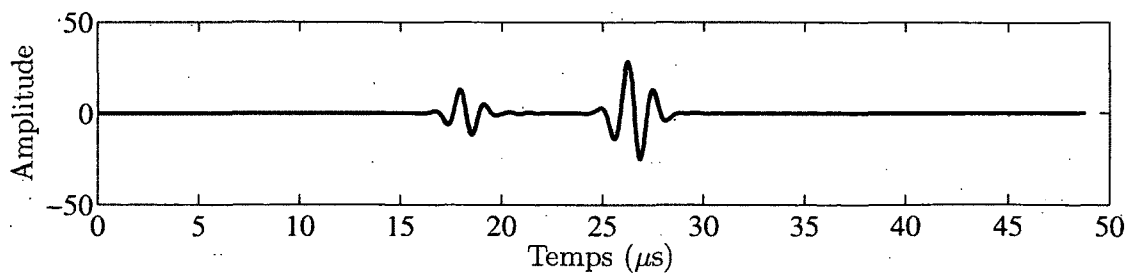


Figure 4.17 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.16 lorsqu'un pulse gaussien centré à 700 kHz et d'amplitude unitaire est injecté par l'émetteur unique (simulation numérique)

$$\Delta t = r/c_S - r/c_L \quad (4.6)$$

$$\approx 8 \mu s$$

En réutilisant l'exemple précédent, mais cette fois-ci en appliquant le processus d'amplification de la figure 4.18, une réponse différente est obtenue. Ce processus est similaire à celui présenté pour le guide dispersif (voir section 4.2). En effet, il utilise une étape de calibration ainsi que le retournement temporel pour amplifier davantage le signal mesuré dans la zone focale. Toutefois, plutôt qu'exploiter les propriétés dispersives d'un guide d'ondes pour amplifier un signal donné, la composante en cisaillement introduite lors de l'émission dans le concentrateur est utilisée.

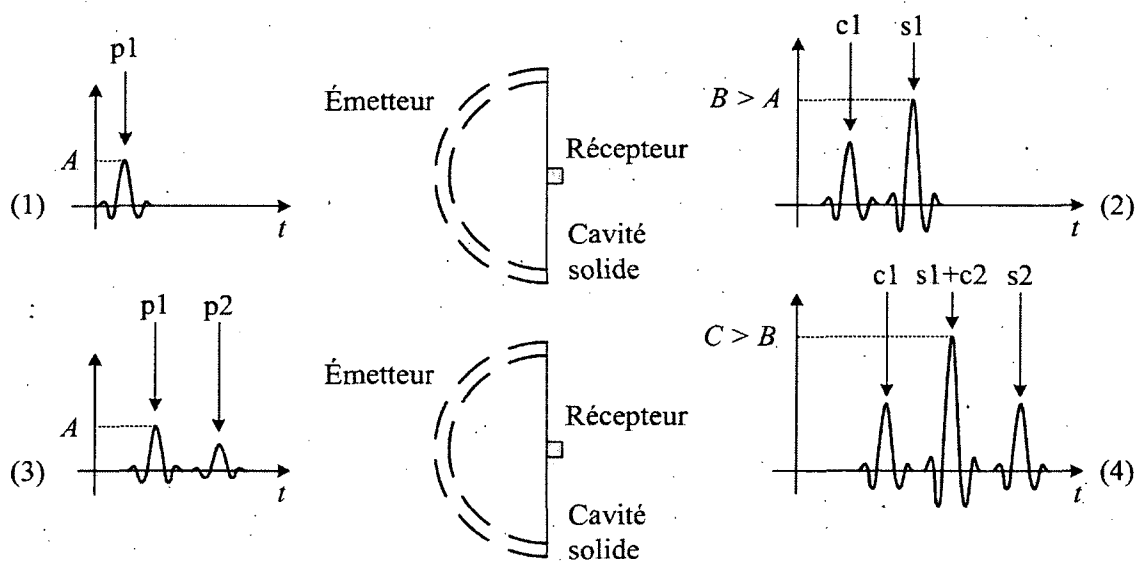


Figure 4.18 Processus d'amplification par retournement temporel et focalisation à travers une cavité solide (avec  $p$  signifiant pulse,  $c$  compression et  $s$  cisaillement) : (1) émission du pulse, (2) réception du pulse focalisé, (3) retournement temporel, normalisation et réémission du signal focalisé et (4) réception du nouveau pulse reconstruit

La figure 4.19 présente le pulse reconstruit mesuré par le récepteur planaire une fois le processus par retournement temporel réalisé. Un gain de 41 est obtenu et trois pulses caractéristiques peuvent être observés. En effet, lors de la reconstruction, les deux pulses du signal de calibration produisent chacun deux nouveaux fronts d'onde caractéristiques. Étant donné que la distance parcourue est la même que lors de la phase de calibration, le signal reconstruit présente dorénavant trois pulses caractéristiques. De plus, il est démontré que le pulse principal possède une amplitude plus élevée que celui obtenu sans le processus

d'amplification par retournement temporel. En effet, comme illustré à la figure 4.18 lors de l'étape de reconstruction, la composante en cisaillement du premier pulse émis se combine avec la composante en compression du deuxième pulse pour former le pulse principal dans la zone focale. Ce processus a donc permis d'exploiter la composante axiale de l'onde en cisaillement via le retournement temporel pour amplifier davantage le signal focalisé. Contrairement au processus d'amplification utilisé avec le guide dispersif, ici il n'est pas possible d'exploiter cette méthode dans les deux sens du concentrateur. Ce dernier point sera traité plus en détail à la section 4.3.2.

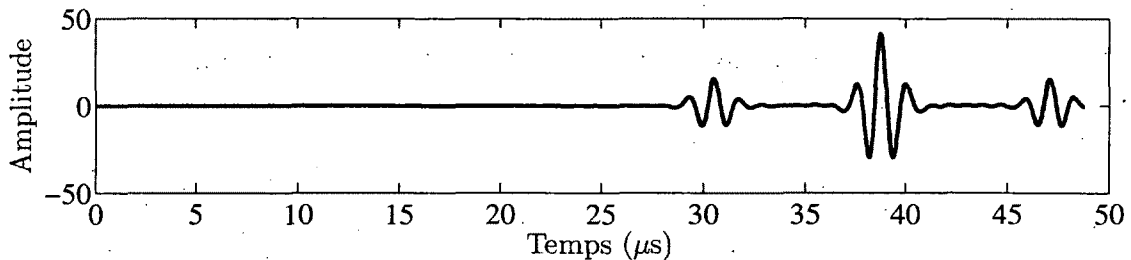


Figure 4.19 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.16 une fois la réponse de la figure 4.17 retournée temporellement, normalisée à une amplitude unitaire et injectée par l'émetteur unique (simulation numérique)

Le prochain exemple permet d'inclure une discrétisation des émetteurs à la surface du concentrateur. La figure 4.20 présente un concentrateur similaire à celui de la figure 4.16, mais où trois nouvelles surfaces recouvrent dorénavant la paroi semi-sphérique. Dans le cas présent, la simulation numérique utilisée admet une condition d'axisymétrie autour de l'axe central du concentrateur. Par conséquent, les trois étages à la figure 4.16 représentent trois émetteurs annulaires tels qu'illustrés en 3D à la figure 4.15b.

Afin d'évaluer ce concept, chacune des nouvelles surfaces agit comme émetteur discret. En synchronisant l'émission du pulse gaussien usuel, la contrainte axiale résultante à l'autre extrémité du concentrateur (contrainte normale à la surface du récepteur) est présentée à la figure 4.21. Encore une fois, il y a deux pulses caractéristiques et comme il était possible d'anticiper, l'amplitude maximale (21) est plus faible que dans le cas de l'émetteur unique (28). Cela s'explique considérant le fait qu'une moins grande surface émettrice est directement concentrée vers la zone focale.

Il est possible d'utiliser le concentrateur de la figure 4.20 tout en appliquant le processus d'amplification de la figure 4.18. À cet effet, la figure 4.22 présente les signaux de calibration pour chacune des étages. Il est intéressant d'observer la contribution respective de l'onde en compression et de l'onde en cisaillement au fur et à mesure que l'angle entre la

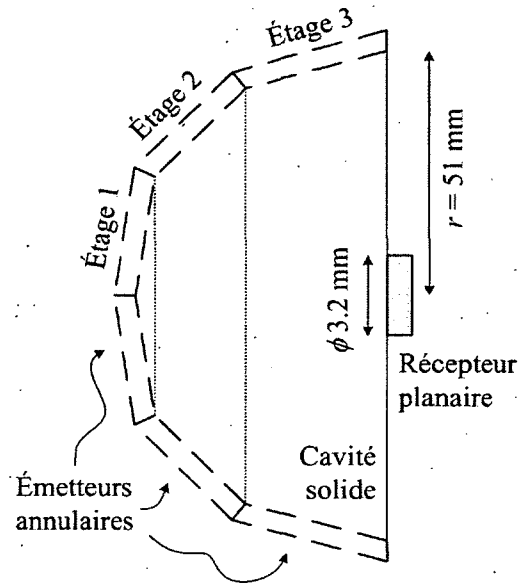


Figure 4.20 Schéma du concentrateur à émetteurs discrets

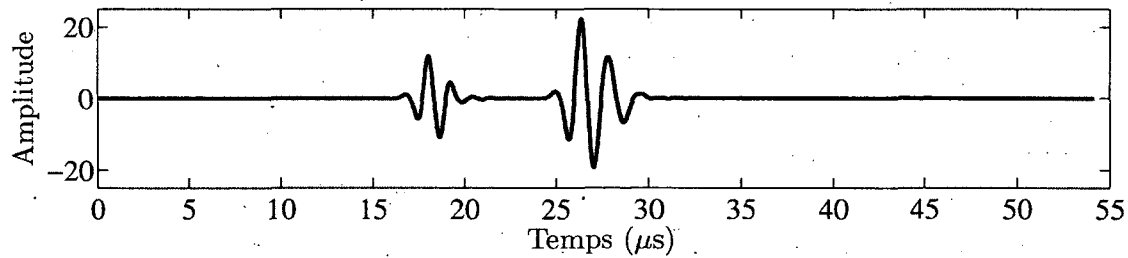


Figure 4.21 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 lorsqu'un pulse gaussien centré à 700 kHz et d'amplitude unitaire est injecté par chacun des émetteurs discrets (simulation numérique)

surface émettrice et la surface réceptrice varie. Aussi, à noter que la taille de la surface d'émission varie d'un étage à l'autre, ce qui explique les amplitudes variables. L'onde en cisaillement de l'étage 3, c'est-à-dire le dernier pulse de la figure 4.22c, semble avoir subi de la distorsion. Cela s'explique par la réflexion qui se produit avec la paroi du concentrateur lors de la propagation du signal émit. La figure 4.23 affiche la réponse mesurée une fois le processus d'amplification exploité. L'amplitude et la forme temporelle du signal résultant sont identiques à la réponse obtenue avec le processus d'amplification réalisé à partir de l'émetteur unique. À la lumière de ces résultats, il semble possible de pouvoir discrétiser un concentrateur solide de forme semi-sphérique par plusieurs sources indépendante, et ce, sans subir une réduction de performance.

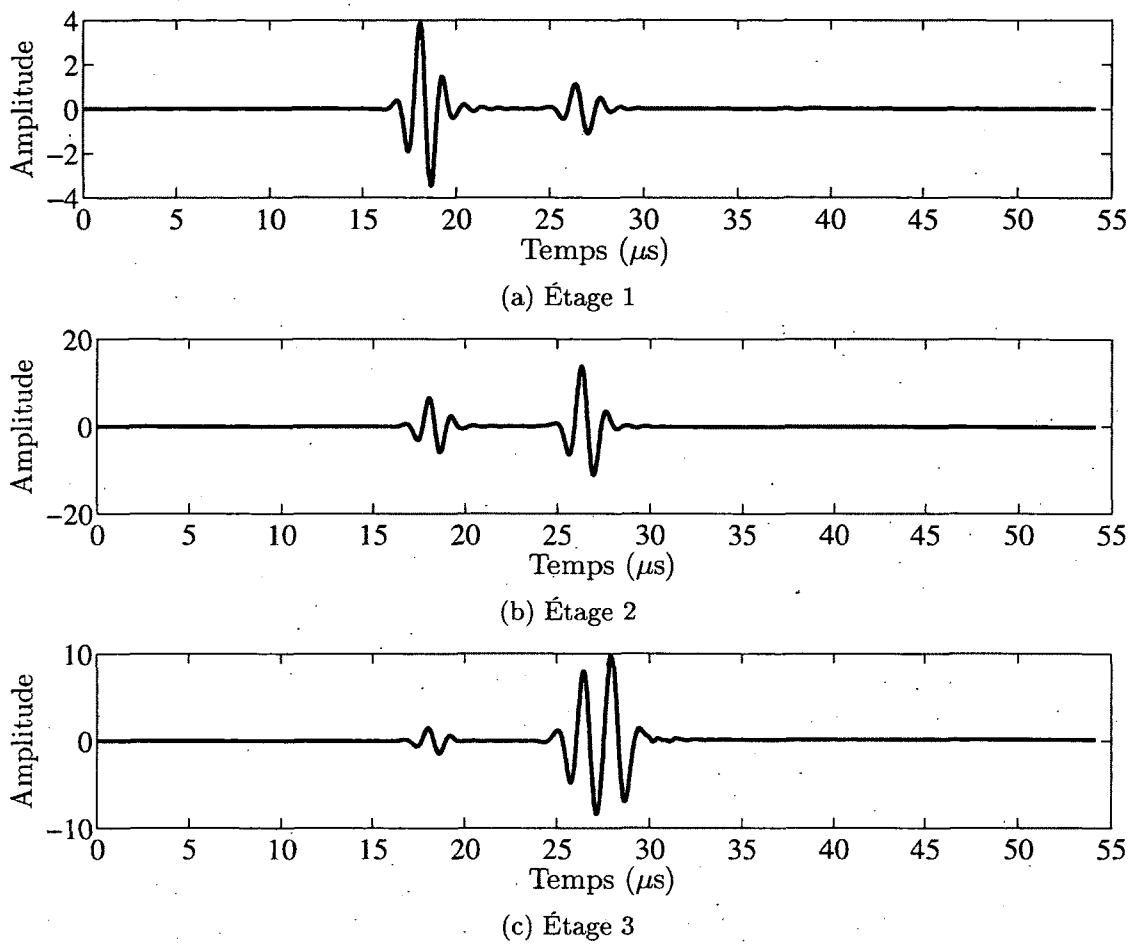


Figure 4.22 Signaux de calibration des différents étages du concentrateur de la figure 4.20 (simulation numérique)

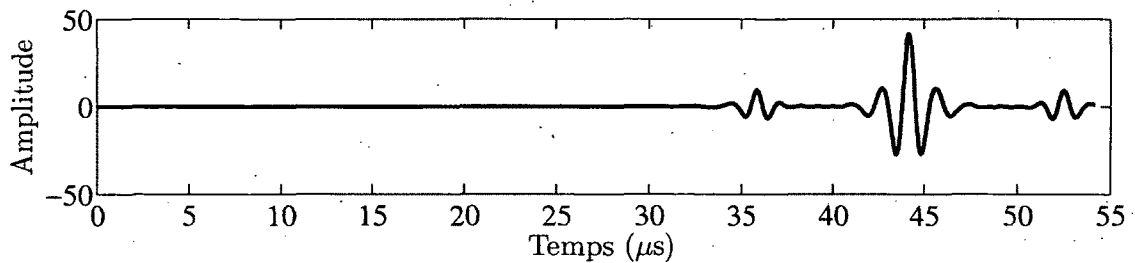


Figure 4.23 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 une fois les signaux de la figure 4.22 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique)

### 4.3.2 Optimisation du concentrateur

Pour optimiser le gain de focalisation à travers le concentrateur solide, les critères suivants doivent être pris en compte :

- ratio entre le diamètre du concentrateur et le diamètre de la zone focale ;
- pourcentage de recouvrement des émetteurs par rapport à la surface du concentrateur ;
- positionnement des émetteurs autour du concentrateur ;
- sens de la calibration ;
- directivité des émetteurs.

Le premier point à considérer est le ratio entre le diamètre du concentrateur  $\phi_c$  et le diamètre de la zone focale  $\phi_{zf}$ . Plus ce ratio est élevé et meilleur est le gain de focalisation. À cet effet, la figure 4.24 présente le gain de focalisation en fonction du ratio de diamètres pour le cas d'un émetteur semi-sphérique unique avec et sans l'utilisation du processus d'amplification par retournement temporel. Dans les deux cas, la relation entre le gain et le ratio de diamètres est quasi-linéaire. De plus, il est intéressant d'observer que le gain obtenu avec le processus d'amplification par retournement temporel croît plus rapidement que l'autre étant donné que la composante en cisaillement est mieux focalisée plus le concentrateur est grand.

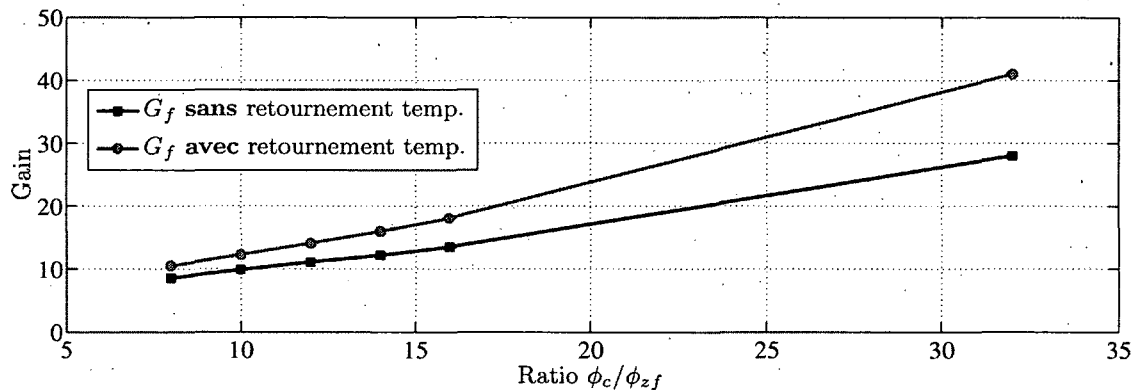


Figure 4.24 Gain de focalisation en fonction du ratio de diamètres pour le cas d'un émetteur semi-sphérique unique avec et sans l'utilisation du processus d'amplification par retournement temporel (simulation numérique)

Le pourcentage de recouvrement des émetteurs par rapport à la surface convergente du concentrateur est aussi un facteur à considérer. En effet, le fait de ne pas recouvrir entièrement cette surface revient au même que de réduire le ratio entre le diamètre du concentrateur et le diamètre de la zone focale. Il est donc important de réaliser un design qui permet d'exploiter la plus grande densité d'émetteurs à la surface convergente du concentrateur.

Un autre paramètre à tenir en compte est le positionnement des émetteurs autour du concentrateur. En observant les figures 4.13 et 4.22, il semble y avoir une position autour

du concentrateur où il est possible de favoriser une exploitation optimale du front d'onde en compression et du front d'onde en cisaillement. Cette position est représentée lorsqu'un émetteur forme un angle avoisinant  $45^\circ$  par rapport à l'axe principal du concentrateur, c'est-à-dire son axe de révolution. Pour confirmer cette hypothèse, le gain par unité de surface obtenu de manière indépendante pour chaque étage de la figure 4.20 est calculé, et ce, une fois le processus d'amplification appliqué. Le tableau 4.1 résume les réponses obtenues. À la lumière de ces résultats, il est possible d'affirmer que si un nombre limité d'émetteurs est disponible, il s'avère bénéfique de favoriser la densité de recouvrement de l'étage 2.

Tableau 4.1 Gain par unité de surface attribuable à chacun des étages de la figure 4.20

Étage	Gain	Surface $mm^2$	Gain / surface $mm^{-2}$	Pourcentage %
1	5.2	2261	0.00229	31
2	18.7	6176	0.00303	41
3	17.5	8436	0.00207	28

Contrairement au processus d'amplification réalisé à partir du guide dispersif, celui avec le concentrateur est sensible au sens de la calibration. Pour illustrer ce fait, le processus d'amplification de la figure 4.18 est revisité. En effet, plutôt que de calibrer le concentrateur de sa grande surface vers la zone focale, la calibration est plutôt réalisée ici de la zone focale vers la grande surface. Le nouveau processus d'amplification qui en découle est présenté à la figure 4.25.

Le figure 4.26 présente la réponse du système une fois le processus de la figure 4.25 appliqué à la géométrie du concentrateur de la figure 4.20. Un gain de 25 est ainsi obtenu et deux pulses caractéristiques sont observés. En comparant ce résultat avec celui de la figure 4.21, il est possible d'observer des différences majeures au niveau de l'amplitude et de la séquence des pulses. Cela s'explique par la directivité des sources qui est différente d'un cas à l'autre. En effet, considérant la variation importante du rayon de la source, les signaux résultants se propagent différemment. De plus, les signaux de calibration ne sont pas mesurés par rapport à la même surface, ce qui contribue davantage aux différences. Il est donc possible de conclure que le processus d'amplification par focalisation utilisant une calibration de la grande surface du concentrateur vers la zone focale (figure 4.18) représente l'option à favoriser.



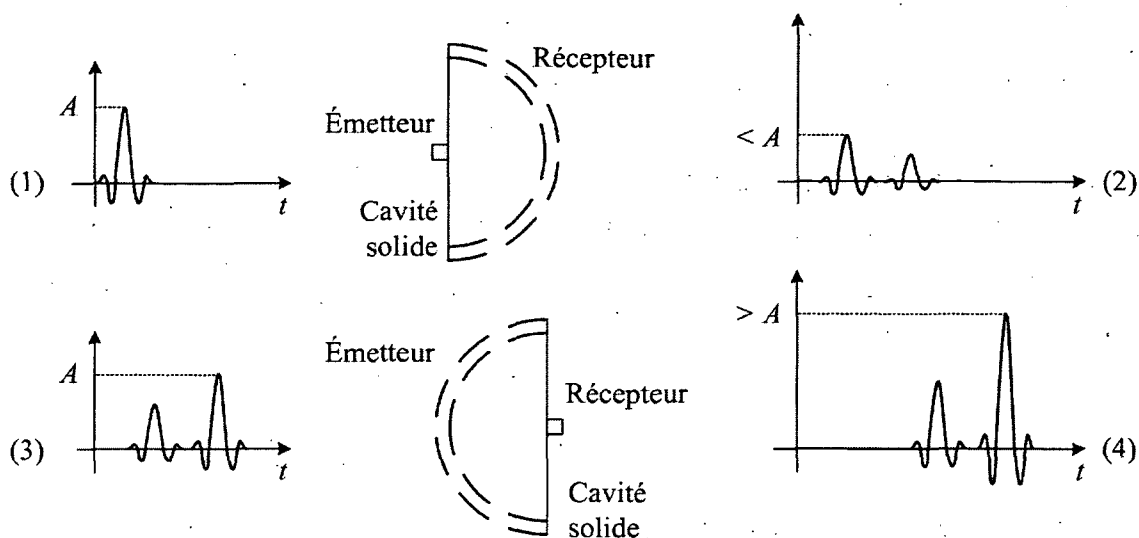


Figure 4.25 Processus inversé d'amplification par retournement temporel et focalisation à travers une cavité solide : (1) émission du pulse, (2) réception du pulse focalisé, (3) retournement temporel, normalisation et réémission du signal focalisé et (4) réception du nouveau pulse reconstruit

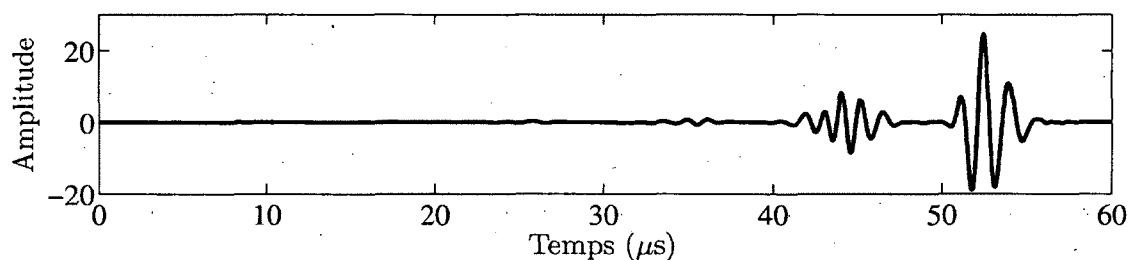


Figure 4.26 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.20 une fois le processus d'amplification de la figure 4.25 utilisé (simulation numérique)

Pour conclure cette section portant sur l'optimisation du processus d'amplification par focalisation, il faut mentionner l'importance de la directivité des émetteurs (dictée par ses dimensions et sa longueur d'onde) sur les résultats présentés. En effet, si les émetteurs avait été excités par un signal de plus grande longueur d'onde, des résultats différents auraient sans doute été trouvés. À cet effet, il est important de noter que la longueur d'onde choisie admet une excellente directivité des émetteurs à travers le concentrateur solide, ce qui contribue significativement à augmenter le gain de focalisation.

### 4.3.3 Configuration du concentrateur solide

Comme mentionné précédemment, une source convergente unique n'est pas envisageable ici. Par conséquent, la géométrie du concentrateur est principalement dictée par la forme et

le nombre d'émetteurs discrets utilisés. Comme décrit à la section 4.2.3 traitant du guide dispersif, des transducteurs piézoélectriques dont la fréquence centrale se situe autour de 700 kHz sont employés. Ces transducteurs sont de forme circulaire et possèdent un diamètre actif de 25.4 mm. Un total de sept transducteurs sont utilisés. En se basant sur les caractéristiques des émetteurs ainsi que sur les critères d'optimisation présentés à la section 4.3.2, la figure 4.27 présente le design du concentrateur solide. L'annexe A présente les plans détaillés associés à ce dernier.

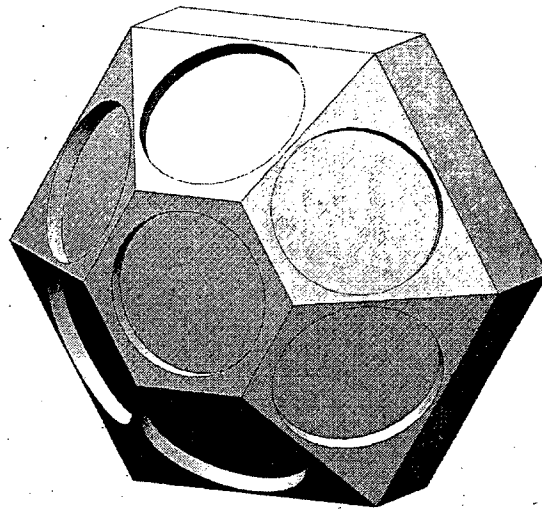


Figure 4.27 Design du concentrateur solide

Les ouvertures circulaires à la surface du concentrateur sont ajoutées de manière à faciliter le positionnement des transducteurs lors des essais expérimentaux. Le diamètre de la demi-sphère tangente aux sept parois circulaires usinées à la surface du concentrateur est de 90 mm. À cet effet, le pourcentage de recouvrement des transducteurs est d'environ 28 %. Considérant leur nombre et leur forme, la géométrie proposée est la plus compacte possible. L'angle que forment les transducteurs en périphérie par rapport à la surface focale est d'environ  $45^\circ$ .

#### 4.3.4 Gain de focalisation et résultats de simulations

La figure 4.28 présente le modèle 2D simplifié du concentrateur de la figure 4.27. Cette configuration sert de géométrie de référence dans les simulations numériques conduites pour l'évaluation du gain de focalisation. Cette géométrie est choisie étant donné la condition d'axisymétrie imposée au modèle numérique. Cette condition permet de conserver les simulations en 2D, et donc, de réduire considérablement le temps de calcul. À noter que

les parois du concentrateur, à l'exception des zones d'émission et de réception, sont considérées en contact avec du vide et libres (admet un déplacement)<sup>3</sup>. Cette caractéristique permet donc d'anticiper la présence de réverbérations à l'intérieur de la cavité (réflexions totales). De plus, la surface des différentes zones d'émission du modèle de la figure 4.28 sont fixées de manière à respecter le pourcentage de recouvrement énoncé à la section 4.3.3.

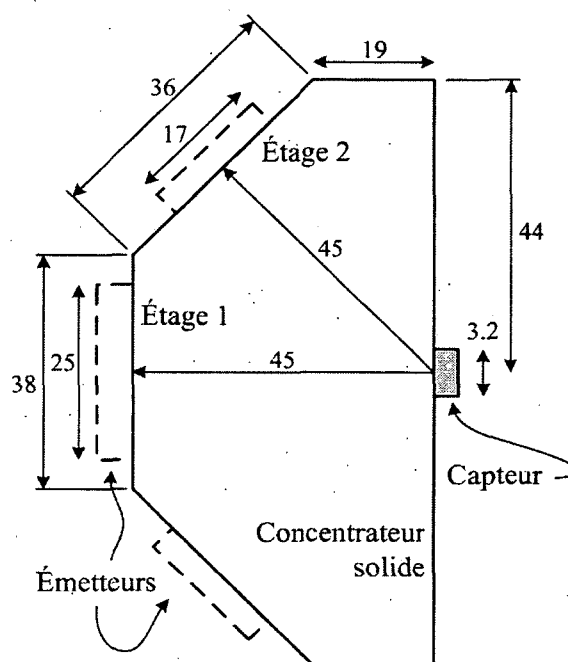
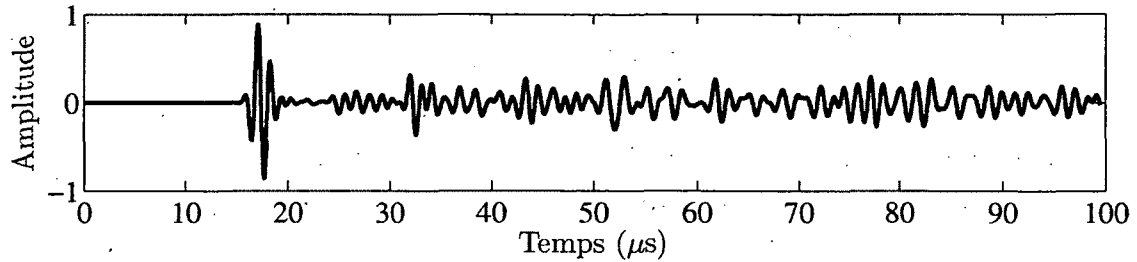


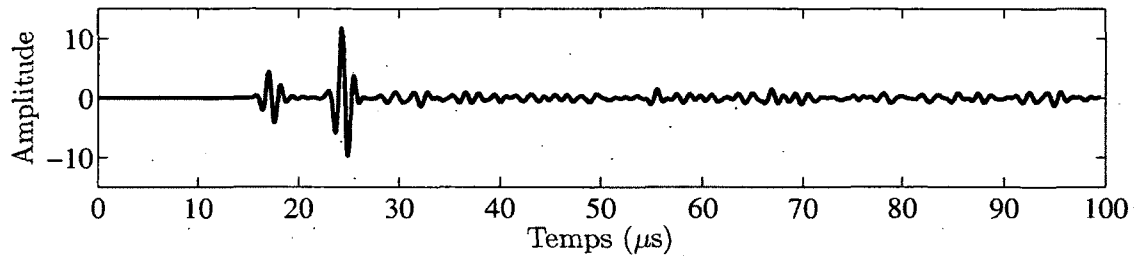
Figure 4.28 Modèle et dimensionnement (en mm) du concentrateur utilisé pour les simulations par éléments finis (pas à l'échelle)

La figure 4.29 présente les signaux de calibration du concentrateur simplifié de la figure 4.28, tandis que la figure 4.30 présente la réponse mesurée une fois le processus d'amplification réalisé. Comme anticipé, des réverbérations sont générées à l'intérieur de la cavité telles qu'illustrées par les nombreuses oscillations supplémentaires chez les signaux de calibration. Toutefois, malgré ces dernières, il est possible de réaliser convenablement l'étape de reconstruction. À cet effet, les trois pulses caractéristiques sont retrouvés et un gain de 21 est obtenu à partir du concentrateur seul. Considérant le faible pourcentage de recouvrement évoqué (28 %), ces résultats sont intéressants et ils démontrent la robustesse et le potentiel du processus d'amplification à travers le concentrateur pour augmenter la quantité d'énergie acoustique à l'entrée de la tige dispersive.

<sup>3</sup>Acoustiquement, l'air ( $Z_{air} \approx 400$  Rayls) est considéré équivalent au vide ( $Z_{vide} = 0$  Rayls) lorsqu'il est comparé à l'aluminium ( $Z_{alu} \approx 17.6$  MRayls) par exemple.



(a) Étage 1



(b) Étage 2

Figure 4.29 Signaux de calibration des différents étages du concentrateur de la figure 4.28 (simulation numérique)

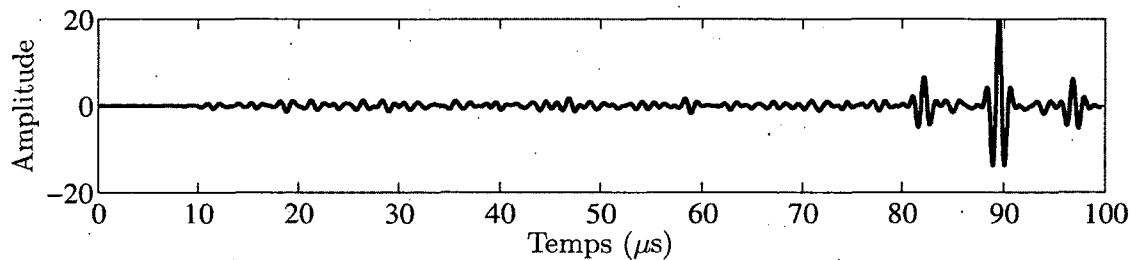


Figure 4.30 Réponse mesurée par le récepteur planaire de la figure 4.28 une fois les signaux de la figure 4.29 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique)

## 4.4 Concept complet

### 4.4.1 Configuration du générateur

À la lumière des résultats obtenus aux sections précédentes, la figure 4.31 présente de manière schématisée le concept complet du générateur. Ce dernier concept est mis à jour avec le guide dispersif de la section 4.2.3 et le concentrateur à émetteurs discrets de la section 4.3.3.

Maintenant que la taille du guide dispersif est fixée (3.2 mm de diamètre), il est plus clair pourquoi le réducteur de section et le guide fonctionnel sont nécessaires. En effet, ces

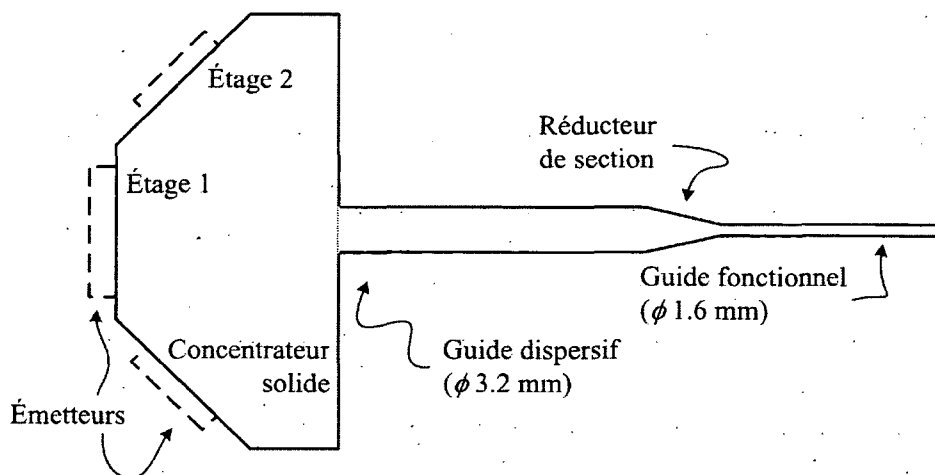


Figure 4.31 Représentation schématique du concept complet du générateur : source acoustique convergente composée de plusieurs transducteurs piézoélectriques plats, concentrateur solide, guide dispersif, réducteur de section et guide fonctionnel (pas à l'échelle)

derniers sont ajoutés dans l'optique de se rapprocher davantage du diamètre ciblé par les spécifications du tableau 2.3, c'est-à-dire un diamètre inférieur à 1 mm.

Le rôle du guide fonctionnel est essentiellement de transporter, avec le moins de perte et de distorsion possible, le profil de pression généré à l'extrémité du réducteur jusqu'à la condition à traiter. Avec un diamètre plus faible que le guide dispersif, cette tige fonctionnelle est pratiquement non-dispersive. Par exemple, pour une tige de 1.6 mm de diamètre en aluminium, le ratio  $d/\lambda_s$  résultant est d'environ 0.36. La figure 4.3, qui illustre le comportement dispersif d'une tige en aluminium en fonction de son diamètre et de la fréquence d'excitation, confirme que pour un tel ratio, le premier mode  $L(0,1)$  est principalement excité dans sa zone non-dispersive. Enfin, même en supposant que le guide fonctionnel puisse être faiblement dispersif, ces effets pourront être pris en compte lors de la calibration de l'appareil. Considérant cela, il est suggéré que le profil de pression désiré pourra être transmis sans distorsion à travers de la tige fonctionnelle.

À ce stade-ci du projet, il n'a pas été jugé pertinent d'inclure le guide fonctionnel dans les analyses numériques étant donné le temps de calcul supplémentaire que cela nécessite. De même, considérant les difficultés d'assemblage et les inconnus supplémentaires que posent l'ajout de ce guide, le prototype présenté à la section suivante n'est pas équipé de ce sous-système. Toutefois, à noter que cette tige devra faire partie intégrante du prototype final étant donné son rôle majeur dans le fonctionnement du générateur. À cette fin, des études supplémentaires devront être réalisées pour évaluer les pertes possibles à travers ce dernier système.

Le réducteur, quant à lui, est inclus dans l'analyse numérique. Dans l'optique de présenter des résultats numériques comparables aux essais expérimentaux, un réducteur dont la plus faible section possède un diamètre de 1.6 mm est utilisé. En effet, considérant les ressources de fabrication disponibles, cette valeur représente la limite minimale admissible en fonction de la longueur choisie. Afin d'évaluer cette longueur, l'étude suivante est proposée.

Une onde plane de forme gaussienne centrée à 700 kHz et d'amplitude unitaire est injectée à l'extrémité de 3.2 mm de diamètre du réducteur. Le signal résultant est mesuré à l'extrémité de 1.6 mm de diamètre. Pour compenser les effets dispersifs, une copie du signal mesuré est retournée temporellement et réinjectée à l'extrémité de grand diamètre. À noter que, contrairement aux méthodes précédentes, le signal de calibration n'est pas normalisé. La figure 4.32 résume l'amplitude du signal reconstruit en fonction de la longueur du réducteur. Comme le ratio de diamètre est faible, le réducteur a pour effet de concentrer le pulse incident, d'où les amplitudes supérieures à 1. Cette figure confirme qu'un changement de section trop brusque n'est pas recommandé étant donné la réflexion importante qui en résulte. La longueur du réducteur est donc fixée à 50.8 mm.

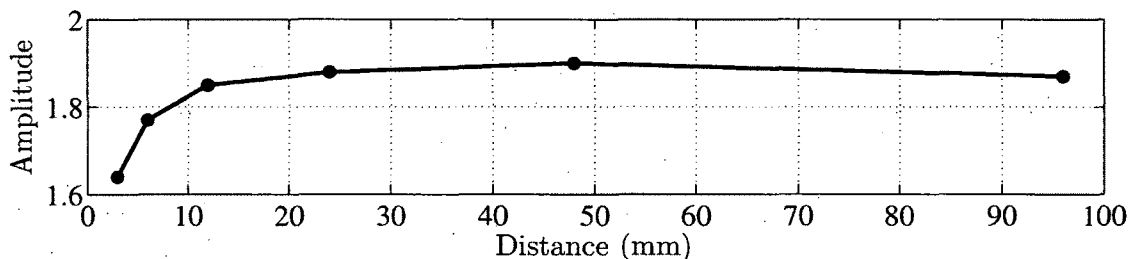


Figure 4.32 Amplitude du signal résultant à l'extrémité du réducteur de 1.6 mm de diamètre en fonction de la longueur du réducteur. Le processus de retournement temporel (sans normalisation) est appliqué au signal de calibration obtenu suite à la propagation d'une onde plane gaussienne centrée à 700 kHz injectée à l'extrémité de 3.2 mm du réducteur (simulation numérique)

#### 4.4.2 Gain total du générateur et résultats de simulations

La figure 4.33 présente les signaux de calibration obtenus pour les étages 1 et 2 du générateur de la figure 4.31 (sans le guide fonctionnel). Ces signaux correspondent à la contrainte axiale résultante à l'extrémité du réducteur de 1.6 mm une fois le pulse gaussien usuel propagé à travers le système. Ces signaux démontrent bien l'étalement temporel à travers le générateur par rapport au pulse original. En effet, de la même manière qu'à la figure 4.10, qui présente le signal dispersé dans un guide seul ayant les mêmes caractéristiques que celui utilisé ici, l'étalement temporel est d'environ 700  $\mu s$ . Toutefois, l'ajout du concen-

trateur à l'entrée du guide dispersif a eu pour effet de modifier l'allure générale du signal de calibration mesuré en sortie. Cela peut s'expliquer par l'introduction du second pulse à l'entrée du guide ainsi que par les nombreuses réverbérations générées à l'intérieur du concentrateur qui peuvent ensuite s'être propagées et dispersées dans le guide.

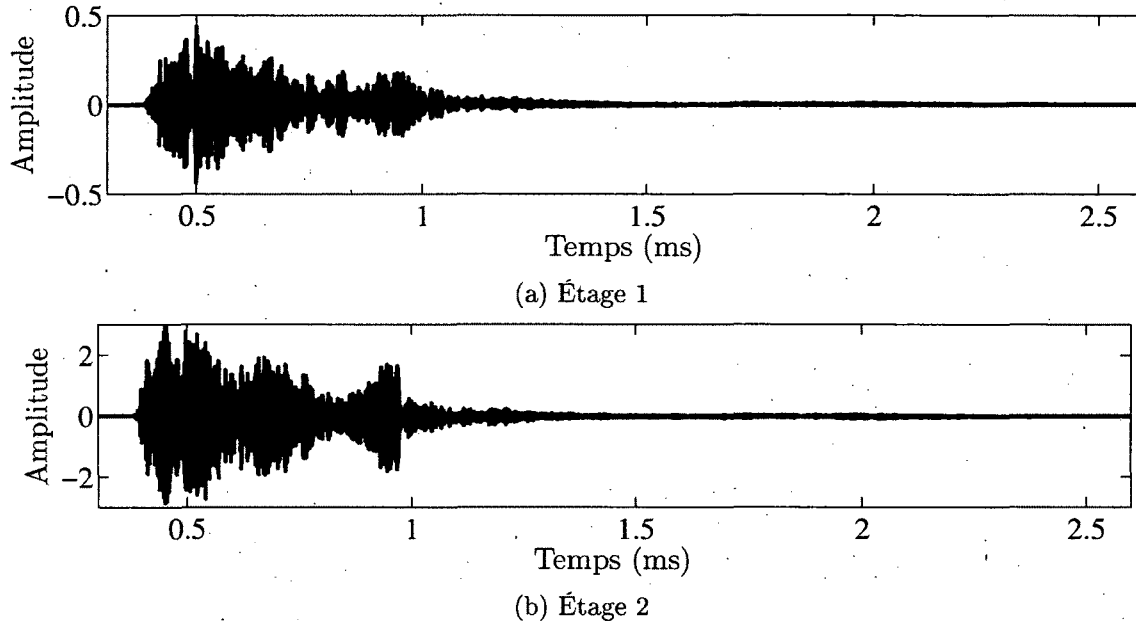


Figure 4.33 Signaux de calibration du générateur complet de la figure 4.31 (concentrateur, guide dispersif et réducteur de section) (simulation numérique)

Quant à elle, la figure 4.34 présente le signal reconstruit mesuré à l'extrémité du réducteur une fois les signaux de calibration de la figure 4.33 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif. Un gain de 266 est ainsi obtenu et les trois pulses caractéristiques sont observés.

À noter que ce gain ne correspond pas au produit des gains individuels du concentrateur (21) et du guide dispersif (25). À cet effet, l'allure des signaux de calibration de la figure 4.33 laisse croire que la reconstruction dispersive ne s'est sans doute pas réalisée aussi efficacement qu'avec une tige seule. De plus, uniquement la composante axiale du champ de contrainte est considérée lors de la calibration. Toutefois, dans le cas présent, autant les contraintes axiales que les contraintes radiales sont présentes et peuvent se propager à l'intérieur du guide. Bien que le modèle numérique permette de tenir compte de cette particularité, il est difficile à ce stade-ci d'évaluer l'impact de ces contraintes supplémentaires sur le comportement dispersif de la tige et sur le potentiel d'amplification résultant.

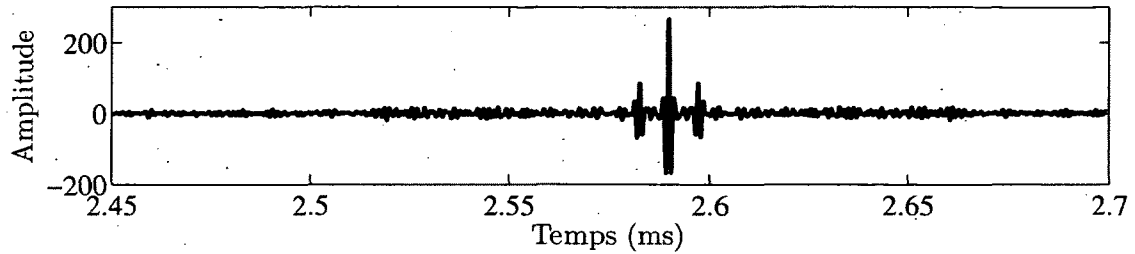


Figure 4.34 Réponse mesurée à l'extrémité du réducteur de section de la figure 4.31 une fois les signaux de la figure 4.33 retournés temporellement, normalisés à une amplitude unitaire et injectés par leur émetteur respectif (simulation numérique)

En terminant, il faut conclure qu'un gain considérable a pu être atteint et qu'une quantité d'énergie acoustique supérieure au guide dispersif seul peut être injectée avec le concept du générateur proposé. De plus, l'utilisation d'émetteurs disposées de manière à converger vers la même zone, l'exploitation des différents fronts d'onde à l'intérieur du concentrateur, l'exploitation des effets dispersifs dans un guide d'ondes ainsi que l'utilisation du retournement temporel permettent de générer et amplifier le profil de pression désiré. Le résultat net d'une telle amplification réside dans le faible nombre d'émetteurs qui sera nécessaire pour atteindre les spécifications du tableau 2.3. À cet effet, moins d'émetteurs implique moins d'électronique, et donc, un plus faible coût du générateur final. Il sera intéressant d'évaluer concrètement cette configuration avec le prototype présenté au chapitre 5.





# CHAPITRE 5

## PROTOTYPE EXPÉRIMENTAL

Ce chapitre a pour but de présenter le prototype expérimental du générateur miniaturisé d'ondes mécaniques. D'abord, chacun des sous-systèmes est présenté. Parmi ceux-ci, il y a les émetteurs acoustiques, le concentrateur solide, le guide dispersif et le réducteur de section. À noter que le guide fonctionnel et le coupleur acoustique ont été négligés pour la partie expérimentale. En effet, considérant les contraintes supplémentaires que cela implique au niveau de la fabrication et le peu d'informations pertinentes que cela apporte, il n'a pas été jugé pertinent de les inclure à ce stade-ci. Par la suite, les systèmes complémentaires nécessaires au fonctionnement du générateur sont considérés. Par exemple, l'électronique de contrôle, l'amplificateur haute puissance et le système d'acquisition sont décrits. Enfin, la phase de calibration et de reconstruction expérimentale du générateur sont présentées.

### 5.1 Description des sous-systèmes

#### 5.1.1 Source émettrice et concentrateur solide

La source est composée de sept transducteurs piézoélectriques identiques modèle GWC500-D25-10 de marque Ultrason (Pennsylvanie, États-Unis). Un transducteur peut être caractérisé par sa forme, ses dimensions et sa matrice piézoélectrique. Ces propriétés permettent, entre autres, de fixer les paramètres suivants, soit la fréquence de résonance et la largeur de bande du transducteur. Les transducteurs employés ici possèdent tous une fréquence de résonance autour de 695 kHz avec une largeur de bande -6 dB d'environ 615 kHz. L'un d'eux est présenté à la figure 5.1. Les transducteurs utilisés possèdent une matrice gazeuse piézoélectrique. Cette matrice est composée de plusieurs cylindres piézoélectriques séparés les uns des autres par un gaz ou du vide. Un tel agencement permet de réduire l'impédance acoustique effective du système, d'améliorer l'efficacité de transmission ainsi que d'admettre une meilleure sensibilité sur sa largeur de bande [77]. Les transducteurs utilisés ici possèdent une surface émettrice dont le diamètre est de 25.4 mm. De plus, ils sont couplés acoustiquement avec l'aluminium. Enfin, un connecteur BNC assure la connexion avec les autres systèmes.

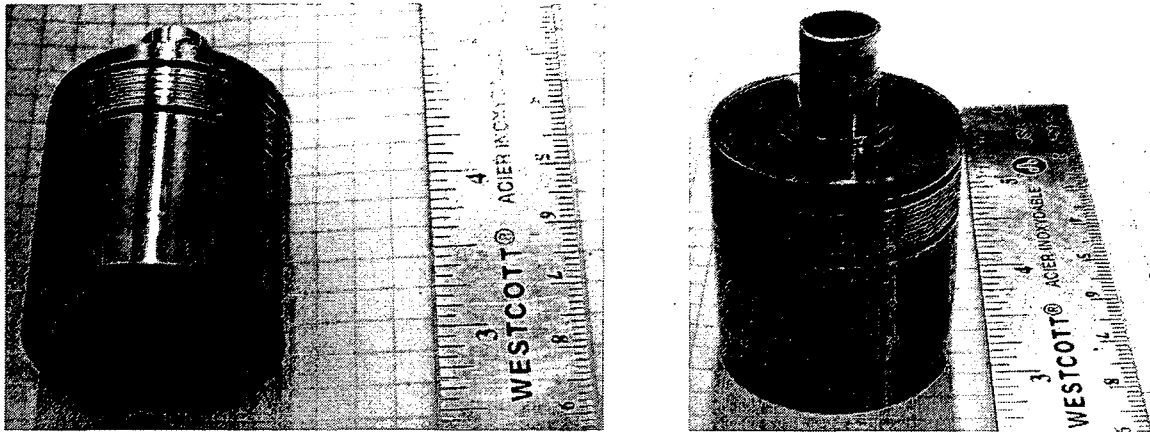


Figure 5.1 Transducteur piézoélectrique GWC500-D25-10 de marque Ultram (Pennsylvanie, États-Unis)

La concentrateur solide est usiné à partir d'un bloc d'aluminium 6061-T6. Il est présenté à la figure 5.2 et l'annexe A montre le plan détaillé de ce système. L'idée originale consiste à utiliser une géométrie compacte permettant de focaliser l'énergie acoustique de plusieurs transducteurs sur une même zone focale. En partant d'une demi-sphère, sept surfaces planées y sont usinées pour positionner les transducteurs. La géométrie la plus compacte consiste à utiliser une surface hexagonale centrale autour de laquelle six nouvelles faces trapézoïdales prennent naissance. Afin de faciliter le positionnement des transducteurs, un encastrement d'environ 3 mm est réalisé au centre de chaque surface. Afin de faciliter la jonction avec le guide dispersif, une tige d'environ 13 mm de long est conservée à l'extrémité focale du concentrateur. Le diamètre de cette tige correspond à celui du guide dispersif.

La figure 5.3 illustre l'assemblage des sept transducteurs piézoélectriques sur le concentrateur solide. Pour des fins expérimentales, les transducteurs ne sont pas fixés de manière permanente sur le concentrateur. Plutôt, un système de cordage et de tenseurs permet de maintenir solidement en place les transducteurs. De plus, afin d'assurer un contact acoustique optimal à l'interface entre les transducteurs et le concentrateur, un gel acoustique (glycérine) est ajouté. Il est convenu que pour le concept final, les transducteurs seront plutôt collés au concentrateur, ce qui assura un contact idéal permanent.

### 5.1.2 Guide dispersif

Le guide dispersif sélectionné possède un diamètre de 3.18 mm (ou 1/8") et une longueur d'environ 1.8 m (ou 6'). Ces dimensions sont choisies de manière à respecter le ratio  $d/\lambda_s$  optimal, l'atténuation intrinsèque du matériau et les standards des fournisseurs. Cette

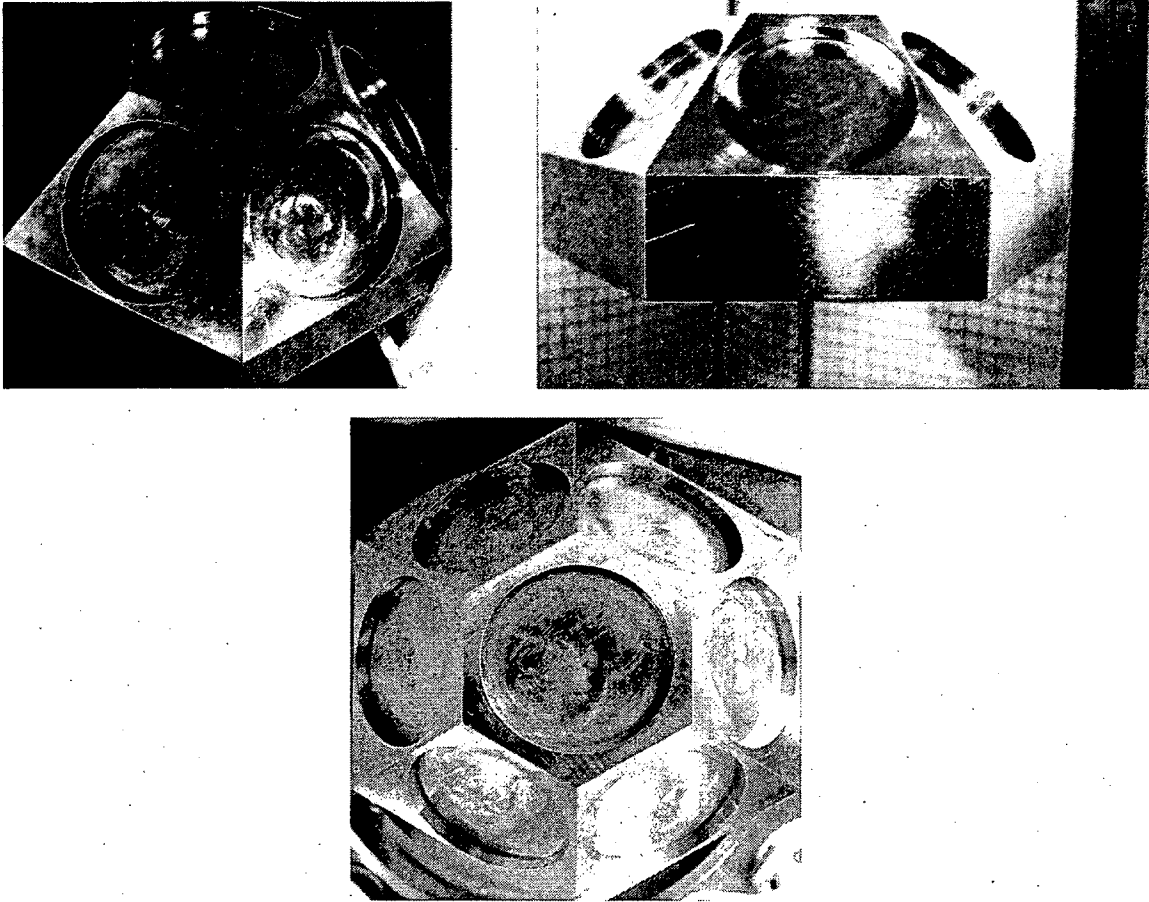


Figure 5.2 Concentrateur solide représentant une demi-sphère solide en aluminium dont certaines surfaces ont été usinées pour fixer les transducteurs piézo-électriques

tige est aussi en aluminium 6061. Pour l'instant, la tige est conservée droite, mais il est convenu que le guide du concept final pourrait être tourné de manière à former une spirale comme illustré à la figure 5.4. Pour cet exemple, une tige de 8 mm de diamètre est utilisée et un rayon de courbure d'environ 10 cm est appliqué. Toutefois, pour assurer une propagation unidimensionnelle, le rayon de courbure du guide doit être beaucoup plus grand que la longueur d'onde du système [79]. Le guide dispersif est fixé par soudure avec le concentrateur. Une attention particulière est portée lors de cette étape pour assurer une jonction uniforme. Le cordon de soudure excédentaire est limé et sablé afin d'obtenir un diamètre constant entre les deux objets. Enfin, des essais expérimentaux antérieurs, réalisés à notre laboratoire (LOCUS), avaient permis de conclure que la soudure entre deux tiges d'aluminium n'affecte pas la propagation des ondes.

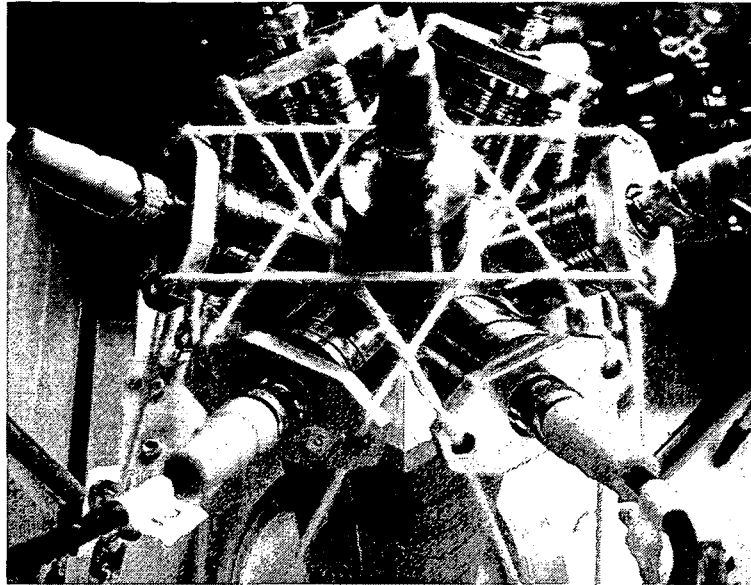


Figure 5.3 Assemblage des transducteurs piézoélectriques sur le concentrateur solide formant ainsi la source ultrasonique convergente. Un système de cordage permet de maintenir en place les transducteurs de manière non-permanente sur la surface du concentrateur

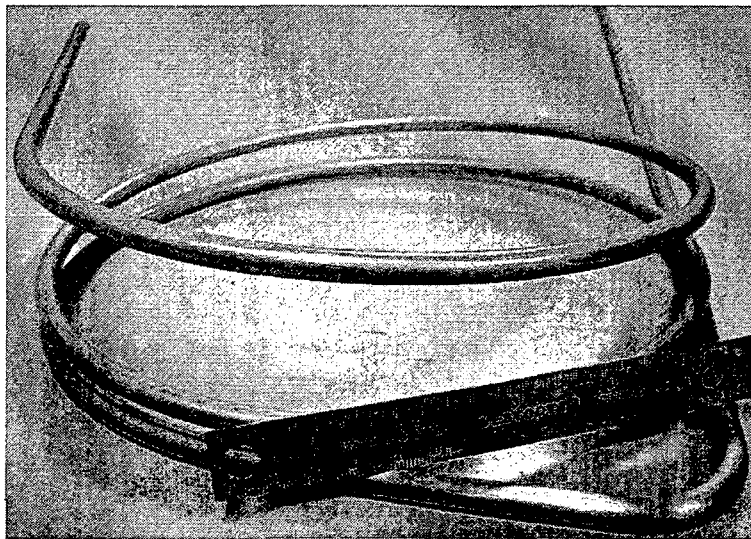


Figure 5.4 Exemple d'un guide dispersif qui pourrait être mis en spirale pour former une géométrie plus compacte

### 5.1.3 Réducteur de section

Le réducteur de section est illustré à la figure 5.5. Ce dernier possède un diamètre constant de 1.6 mm (gauche) sur environ 10 mm. La variation de la section du réducteur est croissante sur 50.8 mm. Enfin, l'extrémité de 3.2 mm de diamètre du réducteur est soudée avec la même attention à l'extrémité libre du guide dispersif. Pour des raisons de fabrication, le

plus faible diamètre admissible à l'extrémité du réducteur de section est limité à 1.6 mm. En effet, les contraintes en temps et en argent ainsi que les ressources disponibles n'ont pas permis d'atteindre un diamètre inférieur à 1.6 mm sur la longueur prescrite.

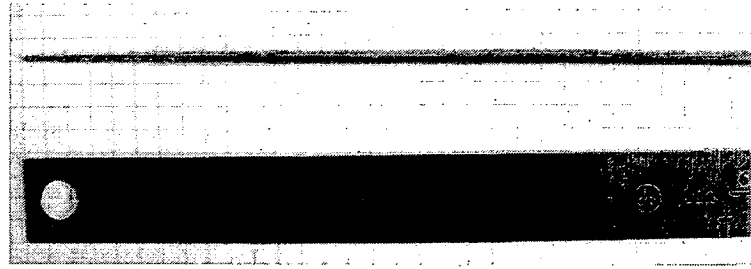


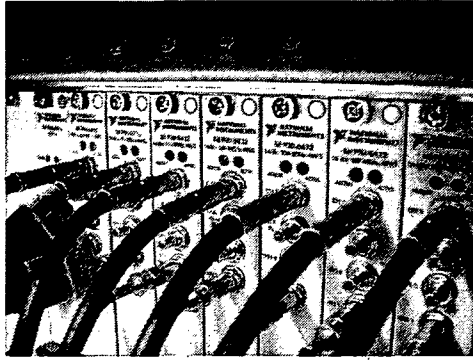
Figure 5.5 Réducteur de section soudé au guide dispersif. Ce réducteur passe d'un diamètre de 3.2 mm (droite) à un diamètre de 1.6 mm (gauche) sur une distance de 50.8 mm

## 5.2 Systèmes complémentaires

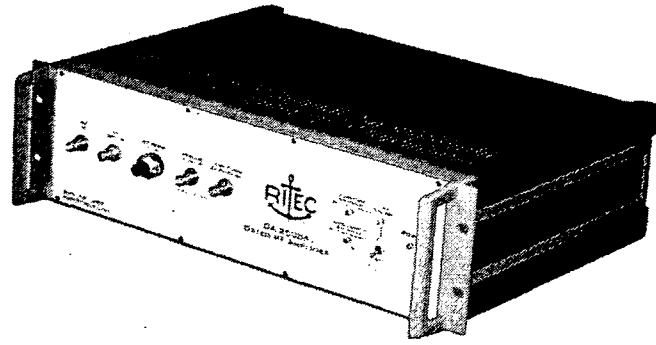
Les composantes électroniques nécessaires au fonctionnement du générateur miniaturisé sont les générateurs de signaux, les amplificateurs haute puissance et le système d'acquisitions. Ces dernières sont illustrées à la figure 5.6.

Les cartes NI PXI-5412 de National Instruments (Texas, États-Unis) permettent de convertir le signal numérique désiré en signal analogique. Ce dernier pourra ensuite être amplifié via l'amplificateur haute puissance. Ces cartes possèdent une résolution sur 14 bit ainsi qu'une fréquence d'échantillonnage de 100 MHz. Comme chaque carte ne possède qu'un seul canal, sept cartes sont nécessaires pour exciter chacun des transducteurs indépendamment. Toutefois, lorsque le signal d'excitation est le même pour plus d'un émetteur, il est possible de les mettre en parallèle sur une même carte NI PXI-5412. Une interface LabView permet la synchronisation de ces différentes cartes.

Un amplificateur électrique haute puissance 400W GA-2500A de marque Ritec (Rhode Island, États-Unis) est utilisé dans le cadre du projet. Il s'agit d'un modèle adapté sur mesure pour les besoins de notre laboratoire. La puissance de sortie de cet amplificateur est de 400 W. La plage fréquentielle admissible varie entre 40 kHz et 15 MHz. Considérant la fréquence d'excitation des transducteurs, une différence de potentiel de  $\pm 250$  V peut être appliquée à leurs bornes (au maximum). Cet amplificateur haute puissance peut émettre un signal d'une durée maximale de 5 ms. De plus, il possède un cycle de service (*duty cycle*) de 2 %. Ce paramètre représente le ratio entre la durée du signal et la période d'un cycle d'émission. Par exemple, considérant la durée maximale admissible, une fréquence



(a) Générateurs de signaux  
NI PXI-5412



(b) Amplificateur Ritec 400W GA-2500A

Figure 5.6 Composantes électroniques utilisées pour émettre, amplifier et réaliser l'acquisition des différents signaux

d'émission limite de 4 Hz est possible. Toutefois, en diminuant la durée du signal, il est possible d'augmenter la fréquence d'émission. D'autre part, cet amplificateur peut être utilisé avec une prise 120 V ordinaire. Sept de ces amplificateurs sont disponibles. Par conséquent, chaque transducteur et générateur de signaux peut être raccordé à son propre amplificateur. Nonobstant ceci, un seul amplificateur a assez de puissance pour alimenter un maximum de trois transducteurs de la taille de ceux utilisés.

Enfin, un système d'acquisition des données est nécessaire pour procéder à la calibration du système. À cet effet, un transducteur est utilisé en mode récepteur. En se déformant suite au passage d'un signal acoustique, la matrice piézoélectrique émet un signal électrique équivalent. Pour être lu et utilisé par un ordinateur, ce dernier est converti en signal numérique. Cette conversion est réalisée à partir d'une carte NI PXI-5105 de National Instruments (Texas, États-Unis). Cette dernière possède 8 canaux pouvant être utilisés simultanément. Cette carte offre une résolution sur 12 bit avec une fréquence d'échantillonnage de 60 MHz.

### 5.3 Calibration et reconstruction expérimentale

Comme mentionné précédemment, l'utilisation du générateur requiert une étape préliminaire unique de calibration. Celle-ci permet de caractériser les propriétés acoustiques du système, notamment ses effets dispersifs. Cette étape est réalisée une seule fois selon la méthode présentée à la figure 5.7. Cette calibration peut être réalisée avec différents capteurs utilisés à l'extrémité du réducteur. Un transducteur piézoélectrique peut être utilisé pour effectuer la mesure directement en contact avec le générateur ou bien un capteur submersible de type hydrophone peut être utilisé lorsque l'extrémité du générateur est

immergée. Dans ces deux cas, chacun des émetteurs est calibré individuellement et la trace temporelle du signal est mémorisée pour ensuite être réutilisée lors de la phase de reconstruction. La calibration via l'hydrophone permet de tenir compte de l'impact du milieu externe. En effet, l'émission du pulse à l'extrémité du réducteur génère un champ de pression caractérisé par la taille de la zone d'émission, le milieu de propagation et les paramètres du signal.

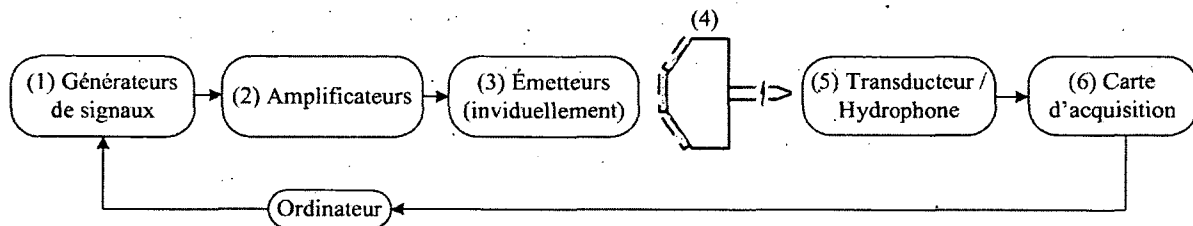


Figure 5.7 Schéma présentant les processus de calibration possible

Le processus de reconstruction débute par le retournement temporel et la normalisation des mesures de calibration. Par la suite, ces nouveaux signaux sont convertis en signaux analogiques. Ceux-ci sont ensuite amplifiés et émis par leur transducteur respectif (le même que lors de la calibration). Durant leur propagation à travers le milieu solide, il y a interférences constructives et le signal désiré est reformé en sortie. Enfin, la réponse acoustique du système peut être mesurée à l'extrémité du générateur via un transducteur piézoélectrique ou bien dans le milieu externe à l'aide de l'hydrophone.





# CHAPITRE 6

## RÉSULTATS ET DISCUSSION

Ce chapitre présente d'abord un compte-rendu de la méthode expérimentale. Le banc de tests, les instruments de mesure, leurs principales caractéristiques et les paramètres utilisés sont décrits. Par la suite, les performances du générateur sont présentées. À cet effet, la trace temporelle du signal reconstruit, les mesures de pression dans le milieu externe ainsi que les effets du générateur sur une pierre artificielle sont présentés. Enfin, les performances du générateur sont discutées, le modèle numérique est revisité et certains faits notables sont soulevés, notamment les bris à l'extrémité libre du réducteur de section ainsi que l'impact d'un contact physique avec le guide dispersif.

### 6.1 Méthodologie, instrumentation et montage

La figure 6.1 illustre le montage expérimental utilisé pour la caractérisation du générateur. Le montage comprend un support vertical sur lequel le concentrateur est assis. Quant à lui, le guide dispersif est maintenu en place sans aucune interférence mécanique. La tige dispersive est uniquement retenue par sa soudure avec le concentrateur. Cette figure présente aussi le système d'axes référé par le robot cartésien pour la mesure du champ de pression dans le milieu externe.

Les mesures de pression à l'extrémité libre du réducteur peuvent être réalisées de deux manières, soit à l'aide d'un transducteur mis en contact direct ou dans l'eau via un capteur de pression submersible. À cette fin, le banc de tests utilisé possède un système de positionnement 3D ainsi qu'un réservoir d'eau dégazée. Un robot cartésien, composé de trois moteurs linéaires, permet de scanner la zone de pression selon les trois dimensions  $x$ ,  $y$  et  $z$ . La résolution des déplacements est inférieure à  $50 \mu m$ . L'interface de contrôle LabView permet de synchroniser les déplacements du robot et de faire l'acquisition des mesures de pressions via l'hydrophone. Un système complémentaire permet de dégazer l'eau en boucle fermée. Cette eau provient du système d'aqueduc et n'est donc pas dionisée. Enfin, à noter que le générateur est immergé sur environ 5 cm lorsque des mesures dans le milieu externe sont réalisées.

Le capteur submersible utilisé est un hydrophone à aiguille modèle HPM075 commercialisé par Precision Acoustic (Dorchester, Angleterre). Ce capteur, illustré à la figure 6.2,

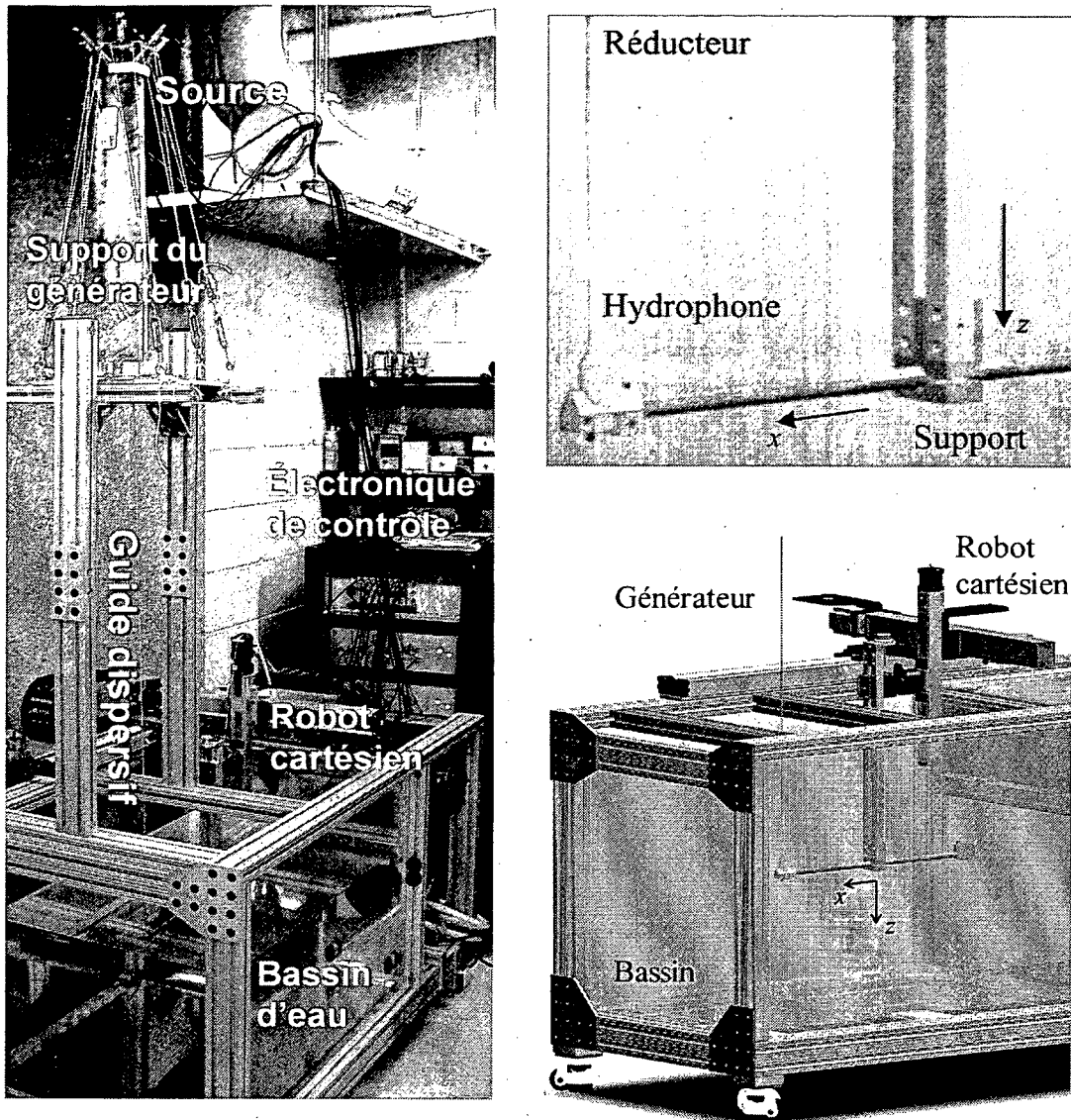


Figure 6.1 Montage expérimental utilisé pour la prise de mesure sur le générateur miniaturisé d'ondes mécaniques

possède un diamètre actif de 0.075 mm et utilise une technologie piézoélectrique, soit un film de PVDF (polyvinylidène fluoride). Ce capteur est utilisé conjointement avec un amplificateur (Hydrophone Booster Amplifier) offrant un gain d'environ 28 dB. Un coupleur DC permet d'alimenter le capteur et de faire la jonction avec le système d'acquisition. Le modèle HPM075 est idéal pour les mesures de hautes pressions nécessitant une excellente résolution spatiale. Aussi, cet hydrophone admet une large bande passante variant entre 250 kHz et 30 MHz. La sensibilité du capteur est constante pour les fréquences supérieures à 1 MHz. Toutefois, comme la fréquence d'intérêt (700 kHz) est inférieure à cette valeur, une interpolation linéaire est nécessaire pour estimer la sensibilité à utiliser. Cette

interpolation est réalisée à partir des données de calibration fournies par le détaillant. La sensibilité du capteur ainsi trouvée est de 1.5 mV/MPa. Considérant cette sensibilité et l'influence du bruit électromagnétique dans le montage, le ratio signal sur bruit est inférieur à 1 pour la mesure des signaux de calibration. Par conséquent, un nombre élevé de moyennes est nécessaire pour réaliser cette étape ( $\approx 10000$ ).

Le positionnement de l'hydrophone devant le réducteur est réalisé visuellement par l'opérateur. L'hydrophone est d'abord centré dans le plan  $xy$ . Ensuite, l'hydrophone est positionné le plus près possible de la face du réducteur selon l'axe  $z$ . Pour éviter tout bris de l'hydrophone, un jeu de 0.5 à 1 mm est laissé entre l'extrémité du réducteur et le capteur. Les coordonnées (0,0,0) sont données à cette position centrale.

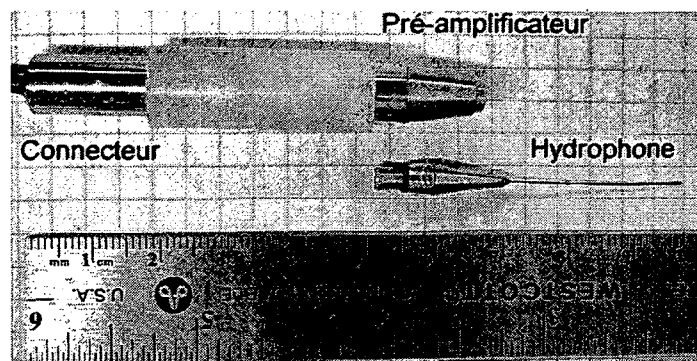


Figure 6.2 Hydrophone à aiguille HPM075 utilisé pour caractériser le champ de pression sous-marin généré à l'extrémité du réducteur

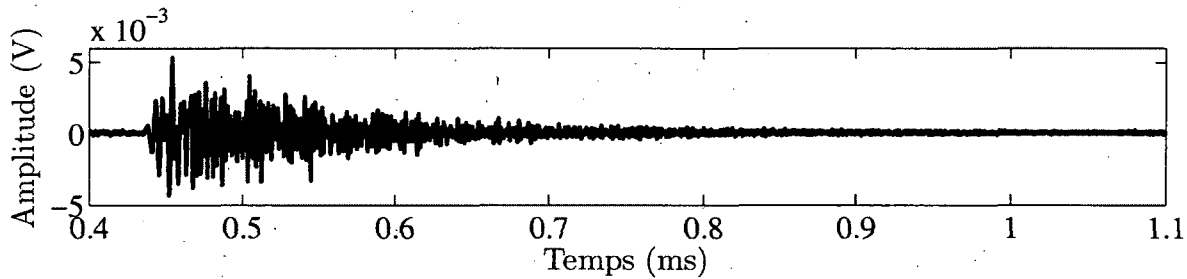
Pour les résultats présentés à la section 6.2, les paramètres suivants sont appliqués aux différents appareils formant la chaîne d'émission et la chaîne de mesures :

- Cartes d'acquisitions NI PXI-5105 :
  - Fréquence d'acquisition : 20 MHz
  - Impédance d'entrée : 50  $\Omega$
  - Couplage : DC
- Générateurs de signaux NI PXI-5412 (#1 à #7) :
  - Amplitude de sortie : 400 mV
  - Impédance de sortie : 50  $\Omega$
- Amplificateur Ritec GA-2500A 400 W (#1 à #7) :
  - Niveau de puissance : entre 5 et 10. À titre de référence, le niveau 10 correspond à 800 V (crête-à-crête) pour toutes fréquences inférieures à 5 MHz. Toutefois, à noter que la puissance n'augmente pas linéairement avec le niveau.

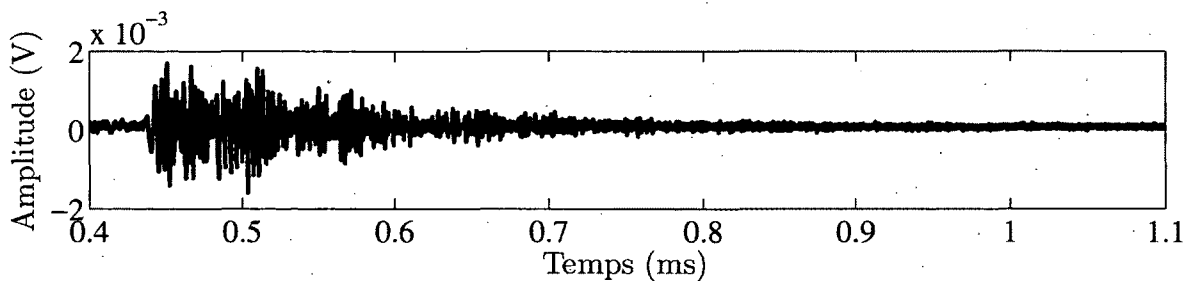
## 6.2 Présentation des résultats

### 6.2.1 Signaux de calibration

Les signaux de calibration mesurés avec l'hydrophone sont présentés à la figure 6.3. Ces calibrations sont obtenues en injectant le signal désiré (pulse de forme gaussienne) par chacun des transducteurs. Considérant le positionnement symétrique des transducteurs périphérique autour du concentrateur, la calibration d'un seul émetteur est présentée pour cet étage. L'échelle en  $y$  est arbitraire et dépend de la sensibilité du capteur. Toutefois, elle est la même pour les deux signaux présentés. Aussi, les traces temporelles ont été tronquées pour afficher uniquement la partie d'intérêt du signal. Contrairement à ce qui a été observé à la figure 4.33 de la section 4.4.2, où les signaux de calibration du générateur complet obtenus par simulation numérique étaient présentés, l'amplitude du signal de calibration de l'étage 2 est inférieure à celle de l'étage 1. Cela s'explique considérant qu'un seul transducteur est considéré ici pour l'étage 2, plutôt qu'un transducteur annulaire possédant une plus grande surface d'émission comme à la section 4.4.2.



(a) Transducteur central



(b) Un des transducteurs en périphérie

Figure 6.3 Signaux de calibration mesurés expérimentalement à l'aide de l'hydrophone

La figure 6.4 présente le pulse reconstruit mesuré dans l'eau avec l'hydrophone situé à la position (0,0,0), c'est-à-dire à la même position que lors de la calibration. Le signal de calibration de la figure 6.3a est utilisé par le transducteur central, tandis que celui de la figure 6.3b est utilisé par les six canaux en périphérie. Dans le but d'éviter de saturer ou

d'endommager l'hydrophone, le niveau des amplificateurs est réglé à 7. Pour obtenir des valeurs plus significatives, les mesures de l'hydrophone sont converties en pression avec la sensibilité (1.5 mV/MPa) fixée à la section 6.1. À cette pression, le gain du Booster (25.11) est soustrait et un gain supplémentaire de 6.5 est ajouté pour compenser le niveau de chaque amplificateur, et ce, comme s'ils étaient utilisés à leur puissance maximale (400 W ou 500 V crête-à-crête). Donc, la pression  $P^+$  du pulse reconstruit est d'environ 160 bar tandis que la pression  $P^-$  est d'environ -100 bar. À titre comparatif, un seul transducteur comme ceux utilisés sur le concentrateur peut émettre environ 5 bar dans l'eau. Contrairement à ce qui a été décrit aux sections 4.3 et 4.4, seulement deux pulses caractéristiques sont observés à la figure 6.4. Cette particularité est discutée plus en détail à la section 6.3.2.

### 6.2.2 Trace temporelle du signal reconstruit

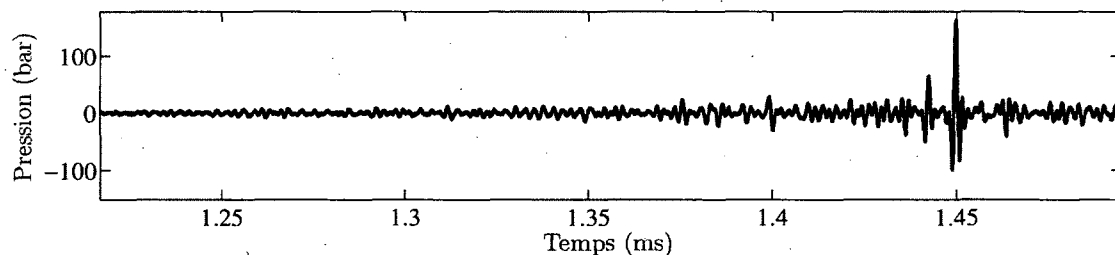


Figure 6.4 Pulse reconstruit mesuré dans l'eau avec l'hydrophone à la position (0,0,0)

En procédant de la même manière, mais en utilisant les sept canaux du générateur de manière indépendante, c'est-à-dire avec leur signal de calibration respectif, un pulse identique à celui de la figure 6.4 est obtenu. À cet effet, un coefficient de corrélation de 0.988 est calculé entre ces deux signaux. Cette ressemblance confirme bien la symétrie du système. Ainsi, il est possible de conclure que le même signal de calibration peut être employé par les émetteurs en périphérie, et ce, sans perte de performances. Bref, ces transducteurs peuvent donc utiliser un seul générateur de signaux en parallèle, ce qui représente un avantage économique important.

### 6.2.3 Scan de la pression dans le milieu externe

La figure 6.5 présente la distribution de pression en  $z$  mesuré dans l'eau à la sortie du réducteur. La position initiale du capteur est (0,0,0). Comme réalisé précédemment, les mesures de l'hydrophone sont converties en pression et un gain est appliqué pour compenser

le niveau des amplificateurs. Selon la figure 6.5, la pression est plus élevée à proximité du réducteur et elle décroît avec la distance. La pression maximale est d'environ 160 bar à  $z = 0$ . La distance -6 dB en  $z$ , c'est-à-dire la distance pour laquelle l'amplitude correspond à 50 % de l'amplitude maximale, est d'environ 1 mm. De plus, l'allure de la courbe laisse croire à un profil d'atténuation de la forme  $1/r$  où  $r$  est le rayon à l'extrémité du réducteur.

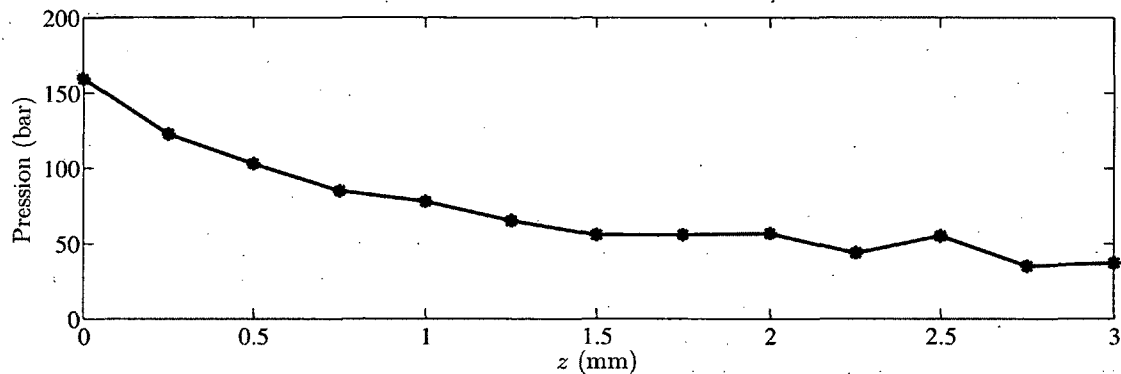


Figure 6.5 Distribution de la pression mesurée dans l'eau selon l'axe  $z$

La figure 6.6, quant à elle, représente le champ de pression dans le plan  $xy$ , là où la pression était maximale en  $z$ . Pour faciliter la lecture, les projections selon  $x$  et  $y$  sont aussi montrées. À première vue, il semble que le pic de pression central ne soit pas centré à la position  $(0,0)$ . Cela peut s'expliquer par un positionnement initial inadéquat. Malgré tout, le champ de pression est bien uniforme autour du centre virtuel et la zone -6 dB possède un rayon d'environ 1 mm autour du centre réel, soit environ le rayon à l'extrémité du réducteur. En observant la forme du pulse de pression généré, il est possible d'affirmer que l'extrémité submergée du générateur agit comme une source d'allure omnidirectionnelle.

#### 6.2.4 Impact de la saturation du signal de calibration

Une étude sur l'impact de la saturation des signaux de calibration est présentée ici. Tel que présenté au tableau 6.1, il existe une relation quasi-linéaire entre le pourcentage de saturation des signaux de calibration et l'amplitude maximale du pulse reconstruit. Ces résultats expérimentaux confirment ce qui avait déjà été illustré à la section 4.2.2 portant sur la saturation des signaux de calibration du modèle numérique. Par conséquent, il s'agit bien d'une méthode simple et efficace permettant d'accroître les performances du générateur, et ce, sans frais supplémentaire.

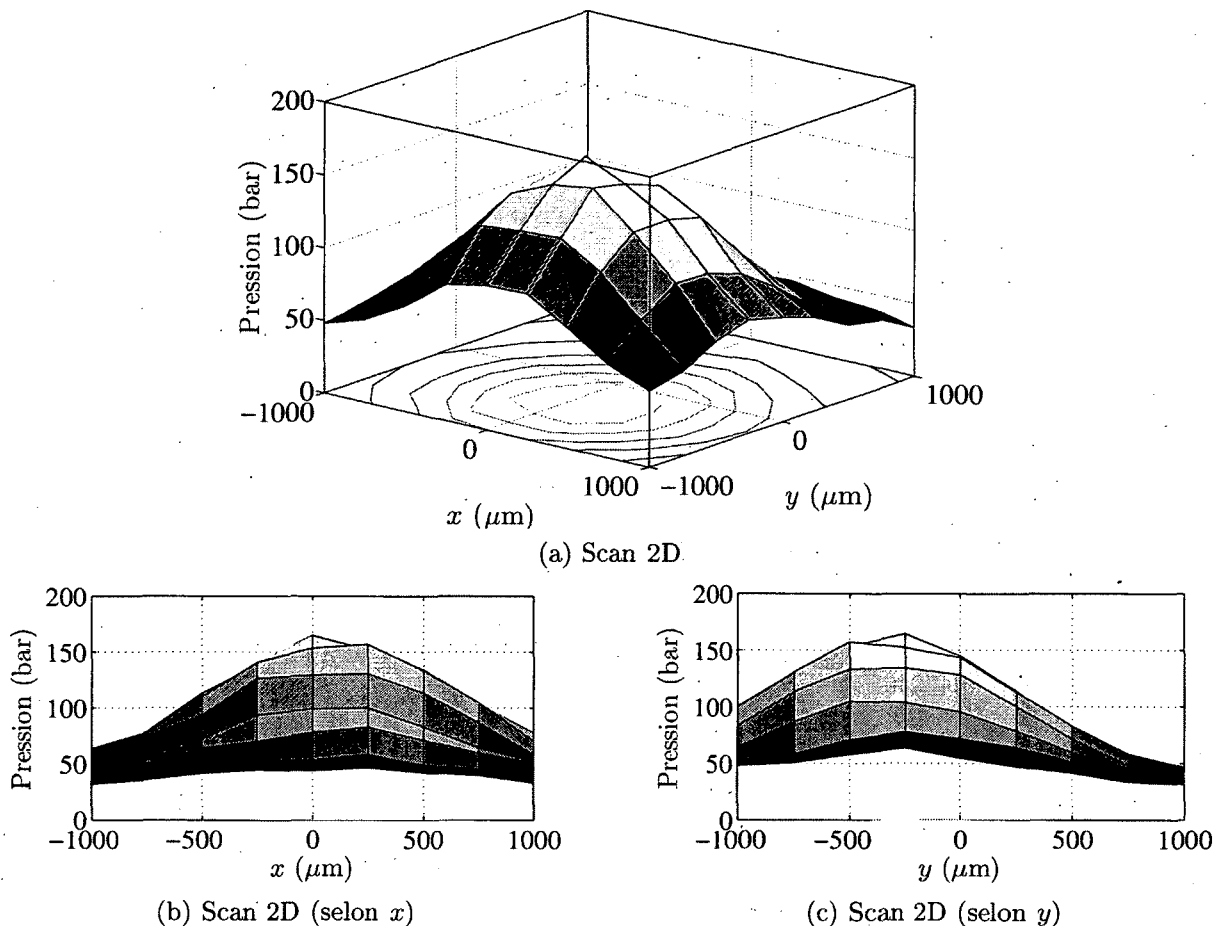


Figure 6.6 Champ de pression dans le plan  $xy$  mesurée dans l'eau à la hauteur  $z$  où la pression est maximale, c'est-à-dire à  $z = 0$

Tableau 6.1 Impact du pourcentage de saturation sur l'amplitude du pulse reconstruit

Saturation (%)	Amplitude (V)
0	1.07
50	1.81
80	2.99
90	3.30

### 6.2.5 Effets du générateur sur une pierre artificielle

La figure 6.7 illustre la pénétration du générateur miniaturisé sur une pierre artificielle reproduisant un calcul urinaire. Cette pierre (High Medical Technology, Lengwil, Suisse) est faite de plâtre de Paris et elle est généralement utilisée pour l'assurance qualité et le



développement de lithotriteurs extracorporeux [11]. La masse volumique d'une telle pierre est de  $0.0008 \text{ g/mm}^3$ . Ici, les amplificateurs sont utilisés à leur niveau maximal et aucune saturation n'est appliquée aux signaux de calibration. Un total de 1000 tirs est généré à une fréquence de 5 Hz. Toutefois, considérant la durée utile des signaux de calibration ( $\approx 700 \mu\text{s}$ ), une fréquence de tirs maximale d'environ 25 Hz pourrait ultimement être utilisée. D'autre part, pour éviter l'accumulation de résidus (poudre de calcaire) dans le cratère, ce qui aurait pour effet d'empêcher le générateur de poursuivre sa pénétration, des mouvements manuels de va-et-vient sont réalisés tout au long du test.

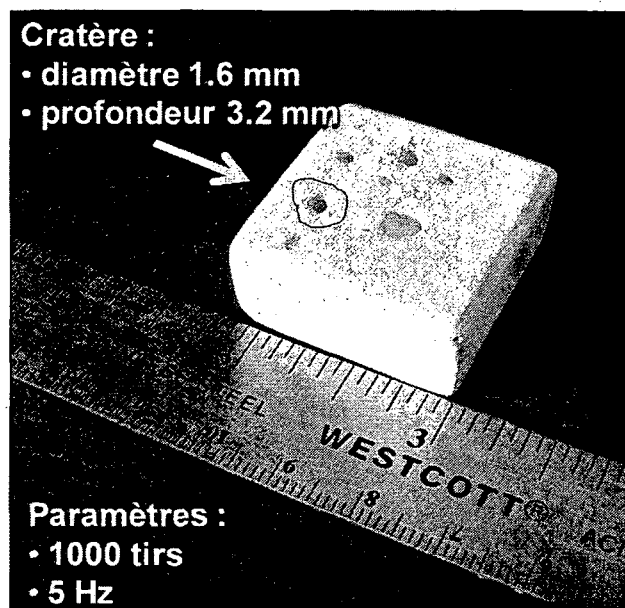


Figure 6.7 Pénétration du générateur dans une pierre étalon

Le cratère ainsi formé possède un diamètre de 1.6 mm et une profondeur de 3.2 mm. Cela représente un taux de pénétration dans la pierre étalon d'environ 1 mm/min. Considérant la masse volumique de calcul utilisé et le volume du cratère formé, une efficacité de  $0.008 \text{ g/min}$  est obtenue. Les piqures observées à la surface du cratère et l'analyse des bandes vidéos réalisées lors des tests de pénétration semblent confirmer la présence de cavitation. Cela n'est pas surprenant étant donné que le seuil de pression minimale pour générer de la cavitation (entre -2 et -40 bar) est atteint et dépassé par le profil généré (-100 bar) [30]. Toutefois, pour consolider cette affirmation, d'autres instruments de mesures seraient nécessaires. Enfin, à noter qu'aucun test n'a été conduit sur un analogue d'une occlusion coronarienne. Étant donné que les calculs urinaires nécessitent une plus grande contrainte mécanique pour les fragmenter, il est convenu qu'un générateur capable de les pénétrer devrait aussi être en mesure de traverser les occlusions. Cependant, cela reste à

être démontré et il est tout de même conseillé de procéder à des essais sur une occlusion coronarienne artificielle dans les futures étapes du projet.

## 6.3 Discussion

Cette section vise à évaluer les performances du générateur par rapport aux spécifications fixées initialement. De plus, les résultats obtenus sont comparés avec le modèle numérique réalisé afin de valider la pertinence de cet outil dans le design du générateur. Enfin, deux cas particuliers observés lors des manipulations expérimentales sont présentés de manière détaillée.

### 6.3.1 Performances globales du générateur prototype

Dans le but d'évaluer les performances du générateur, il est intéressant de comparer les résultats du prototype avec les critères de conception fixés initialement au tableau 2.3. D'après les mesures expérimentales réalisées avec le prototype du générateur miniaturisé, les pressions  $P^+$  (160 bar) et  $P^-$  (-100 bar) respectent les valeurs ciblées. Ces pressions ont été générées et mesurées dans l'eau à l'extrémité du réducteur de section dont le diamètre est de 1.6 mm. Cette dimension respecte le niveau fixé et représente un idéal pour le domaine de l'urologie. Toutefois, le domaine de la cardiologie d'intervention préconise davantage des instruments dont le diamètre est inférieur à 1 mm. Bien que la taille du prototype ait été limitée par les ressources de fabrication, rien n'indique qu'il serait impossible de réduire le diamètre du générateur avec des procédés de fabrication appropriés. La zone -6 dB, quant à elle, est représentée par une demi-sphère de 1 mm de rayon. Ce niveau est supérieur à celui des appareils comparables. Toutefois, cette zone est principalement dictée par le diamètre de la surface émettrice. À cet effet, en réduisant le diamètre d'émission, une zone -6 dB de plus faible envergure pourrait être obtenue. D'autre part, en utilisant les équations 2.1 et 2.2 avec le profil de pression mesuré expérimentalement dans l'eau (figure 6.4), il est possible de calculer l'énergie par pulse émise avec le prototype. À cet effet, une densité d'énergie de  $260 \text{ J/m}^2$  et une énergie dans la zone focale d'environ 0.4 mJ sont déterminées. Ces énergies semblent faibles par rapport à celles générées par les lasers (voir note en bas de page au tableau 2.3). Toutefois, il faut considérer que ces valeurs correspondent à l'énergie thermique et photonique (lumineuse). Considérant le manque de comparable au niveau de l'énergie mécanique, il est difficile de statuer à propos de cette spécification. Bien qu'une fréquence de tirs de 5 Hz ait été utilisée lors des tests de pénétration dans le calcul artificiel, une fréquence de l'ordre de 25 Hz pourrait être

obtenue avec le prototype et l'appareillage disponible. Bien que cette fréquence respecte la valeur ciblée, il serait même possible de l'augmenter davantage en modifiant l'électronique du système. En effet, la fréquence de tirs est principalement imposée par le cycle de service (*duty cycle*) des amplificateurs utilisés. Par conséquent, en choisissant des amplificateurs mieux adaptés, il pourrait être possible d'augmenter la fréquence des tirs. En supposant que le taux de pénétration est proportionnel à la fréquence de tirs, il est possible d'anticiper une pénétration supérieure à 5 mm/min et 0.008 g/min. Bien que ces données soient inférieures à celles retrouvées en urétéroscopie (4 g/min en moyenne), il faut noter que ces dernières sont obtenues avec des appareils de plus gros calibre (4 mm de diamètre) et possédant un système d'aspiration [39]. De plus, considérant que le système testé n'était pas utilisé à son plein potentiel (faible fréquence de tirs et aucune saturation des signaux de calibration) et que le montage ne permettait pas un nettoyage optimal de la zone efficace, il est supposé que de meilleurs résultats pourraient être obtenus du point de vue de l'efficacité du générateur. Finalement, la sécurité d'un tel appareil pourra seulement être évaluée lors d'essais sur des modèles animaux. Toutefois, les résultats démontrés ainsi que le choix technologique sont encourageants et motivent la poursuite du développement du générateur miniaturisé.

### 6.3.2 Comparaison avec le modèle numérique

La figure 6.8 compare le signal reconstruit obtenu par simulation numérique à la section 4.4.2 avec celui obtenu par mesure expérimentale via l'hydrophone tel que présenté à la section 6.2.2. Pour faciliter la comparaison, l'amplitude de ces signaux est normalisée et les traces temporelles sont synchronisées.

Il est intéressant de constater que la forme des pulses correspond bien à celle attendue, c'est-à-dire un pulse gaussien centré à 700 kHz. Par contre, le troisième pulse caractéristique du modèle numérique n'apparaît pas au niveau de la mesure expérimentale. De manière similaire, il existe bon nombre de différences lorsque les signaux de calibration mesurés expérimentalement (figure 6.3) et ceux obtenus numériquement (figure 4.33) sont comparés entre eux.

Divers facteurs peuvent être avancés pour expliquer ces différences. D'abord, le capteur utilisé pour la mesure expérimentale n'est pas comparable au récepteur du modèle numérique. En effet, le récepteur modélisé dans les simulations effectue une moyenne de la contrainte axiale sur toute la surface du réducteur tandis que l'hydrophone mesure ponctuellement le champ de pression résultant dans l'eau. De plus, l'hydrophone est limité par sa sensibilité. Ensuite, le fait qu'une partie du générateur soit immergée peut aussi in-

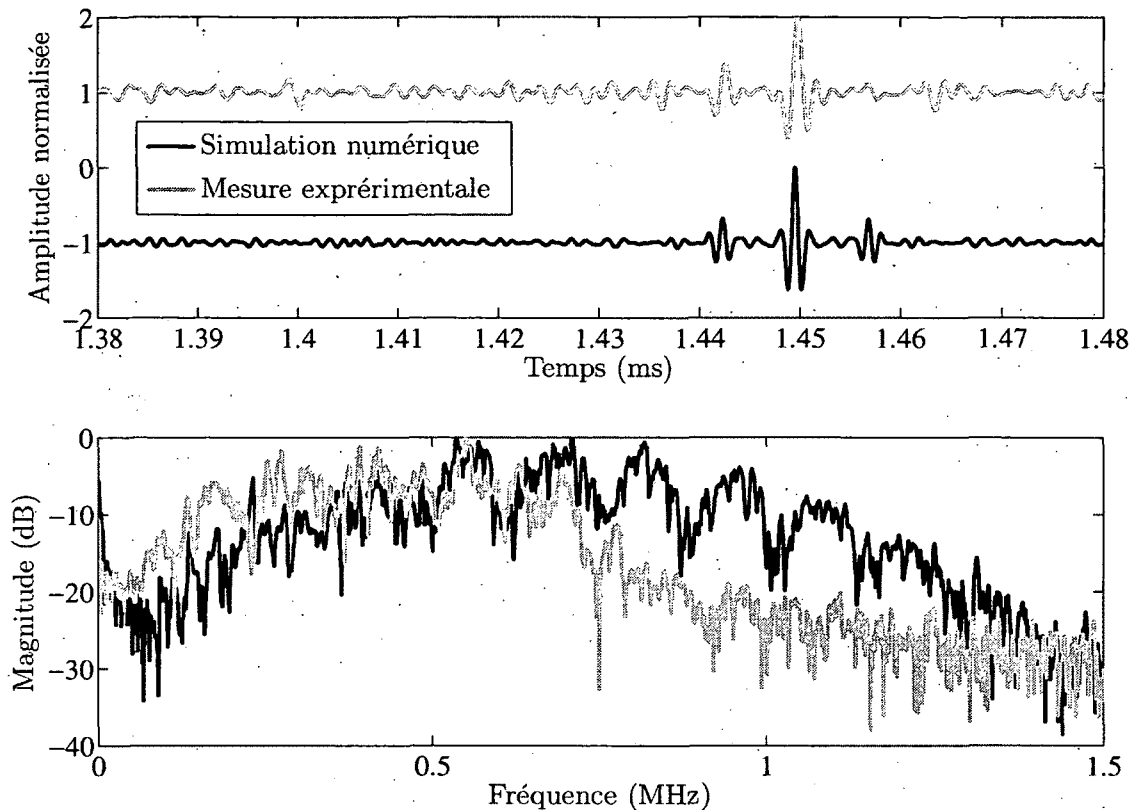


Figure 6.8 Comparaison entre le signal reconstruit obtenu par simulation numérique et celui obtenu par mesure expérimentale avec l'hydrophone

fluencer les signaux de calibration et la réponse mesurée. En effet, les contraintes induites à la surface cylindrique du guide peuvent affecter ses propriétés dispersives, donc le signal de calibration mesuré [1, 49]. D'autre part, la méthode de calibration est très dépendante du positionnement des émetteurs et du capteur. À cet effet, Nicholson *et al.* [51] ont souligné l'impact du positionnement de leur émetteur sur le comportement dispersif de tiges ayant des diamètres inférieurs à 1.21 mm. Enfin, il faut considérer que la géométrie du concentrateur fabriqué est différente de celle modélisée. Plus spécifiquement, le concentrateur prototype possède plus de faces et de nombreux encastrement qui laissent croire à un potentiel plus élevé de réverbérations. Comme ces dernières peuvent être propagées à travers la tige dispersive, elles viendront brouiller la calibration et la reconstruction. D'ailleurs, il est possible de constater que la réponse expérimentale semble plus bruitée que celle numérique.

Le graphique du bas de la figure 6.8 permet de comparer le spectre fréquentiel du signal reconstruit obtenu expérimentalement et celui obtenu à partir du modèle numérique. Le spectre de la réponse numérique est bien centré autour de 700 kHz et son enveloppe correspond à celle du pulse gaussien désiré. Les *trous* ou *oscillations* à l'intérieur de

l'enveloppe sont typiques des pulses supplémentaires mesurés lors de la calibration et de la reconstruction. Ils apparaissent lorsque la même fréquence est excitée plus d'une fois, mais de manière déphasée, ce qui peut provoquer une interférence destructive. Pour ce qui est du spectre de la mesure expérimentale, les hautes fréquences semblent avoir été atténuées, ce qui a eu pour effet de déplacer la fréquence centrale vers les basses fréquences. Encore une fois, ces résultats sont principalement attribuables à l'immersion du générateur dans l'eau. En effet, les travaux de [14] confirment que l'atténuation du premier mode longitudinal  $L(0,1)$  dans une tige en aluminium immergée augmente considérablement dès que ce mode devient dispersif, ce qui est principalement le cas ici.

À la lumière des résultats dévoilés, le modèle numérique s'avère tout de même être un outil essentiel dans le design du générateur. En effet, les multiples phénomènes et leurs interactions mutuelles ne peuvent pas être résolus uniquement par calculs analytiques. Quant à elles, les simulations numériques permettent une meilleure compréhension de ces phénomènes ainsi qu'une prédiction relativement juste de la situation traitée. Un futur modèle pourrait inclure l'ajout d'une condition frontière associée à l'immersion d'une partie de la tige dispersive, ce qui permettrait d'évaluer plus justement la situation étudiée.

### 6.3.3 Fragmentation du réducteur

Utilisé à sa puissance maximale (amplificateurs et saturation des signaux de calibration), le prototype du générateur miniaturisé ne résiste pas structurellement aux contraintes mécaniques induites. Plus précisément, l'extrémité du réducteur est arrachée suite au passage d'un ou quelques ( $< 10$ ) pulses. Un exemple de fragments est présenté à la figure 6.9. Cette image est tirée d'une bande vidéo réalisée dans le cadre des tests de pénétration. À cet instant, l'extrémité du réducteur vient tout juste d'être arrachée. Un tel phénomène peut être associé à l'expérience de la barre d'Hopkinson. Cette expérience illustre la conversion de l'onde de compression en onde de tension lors de sa réflexion à l'interface libre de la barre [35]. Considérant le saut d'impédance important entre le guide et le milieu externe, une grande partie du pulse incident est réfléchi vers la source. Lorsque l'amplitude du pulse de pression réfléchi est supérieure à la limite ultime du matériel, il y a défaillance mécanique. L'observation du faciès permet de mettre en évidence un profil de rupture à  $45^\circ$  par rapport à l'axe principal du guide. Un tel profil est typique d'un matériau ductile et peut être associé aux glissements des grains découlant de la contrainte en cisaillement résiduelle [40].

Lors de la soudure avec le guide dispersif, l'élévation de température subie par le réducteur de section peut avoir affecté ses propriétés mécaniques. Après avoir subi un tel choc

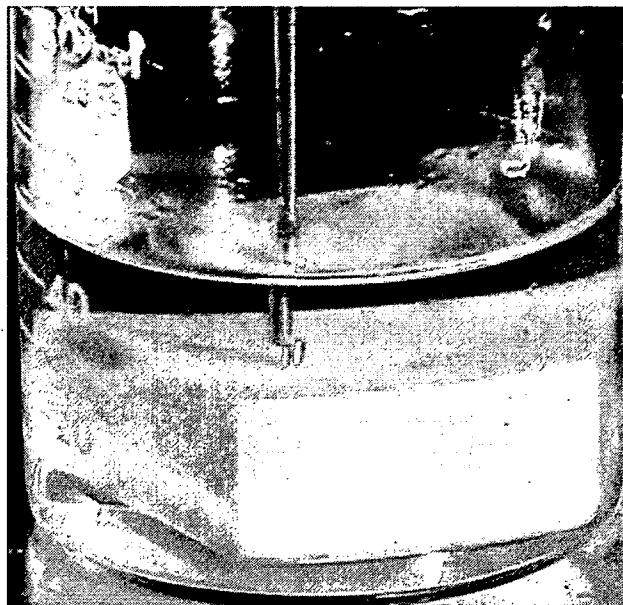


Figure 6.9 Fragment à l'extrémité libre du réducteur obtenu après quelques tirs lors d'un test de pénétration dans une pierre étalon

thermique, il est raisonnable de penser que la limite ultime de l'aluminium peut avoir été réduite d'un maximum de 50 % [38]. Considérant que la limite ultime normale de l'aluminium 6061-T6 est de 310 MPa, il est possible d'estimer la pression du pulse résultant transmis dans l'eau [43]. En appliquant un facteur de 50 % relatif au choc thermique ainsi qu'un facteur de 16 % associé au coefficient de transmission entre l'aluminium et l'eau, la pression maximale à la sortie du générateur peut être estimée à environ 250 bar.

Bien entendu, ce problème est inacceptable pour un appareil médical et la section 7.3.2 tentera de présenter quelques recommandations pour éviter ces bris. Néanmoins, dans un cadre expérimental, ce problème permet de fournir une estimation de la pression émise dans l'eau lorsque le générateur est utilisé à sa pleine capacité. D'ailleurs, cette estimation n'est pas si loin de la pression mesurée avec l'hydrophone (160 bar). Considérant l'estimation de la sensibilité de ce capteur par interpolation linéaire, l'imprécision de son positionnement et l'absence de saturation des signaux de calibration dans les résultats présentés à la figure 6.4, la pression maximale évaluée à 250 bar semble réaliste.

#### 6.3.4 Contact avec le guide dispersif

De manière imprévue, une diminution importante des performances du générateur a été observée lorsque le guide dispersif est contraint physiquement par un objet quelconque (un système de fixation, milieu externe, etc.). À cet effet, des tests supplémentaires ont été

conduits afin de mettre en évidence l'impact de différents types de contact avec la paroi d'un guide d'ondes. Ces tests consistent à évaluer les performances dispersives d'une tige de 8 mm de diamètre en aluminium lorsque sa surface cylindrique est contrainte. La figure 6.10 illustre le banc de test utilisé. Lorsque montée avec des mâchoires en aluminium, la pince de serrage ne semble pas affecter les performances de la tige. Par opposition, un gain dispersif plus faible est obtenu lorsque les mâchoires en caoutchouc sont utilisées. Plusieurs pistes peuvent être avancées pour expliquer ce phénomène, notamment la surface de contact, la différence d'impédance entre les matériaux joints ainsi que la contrainte radiale résultante.

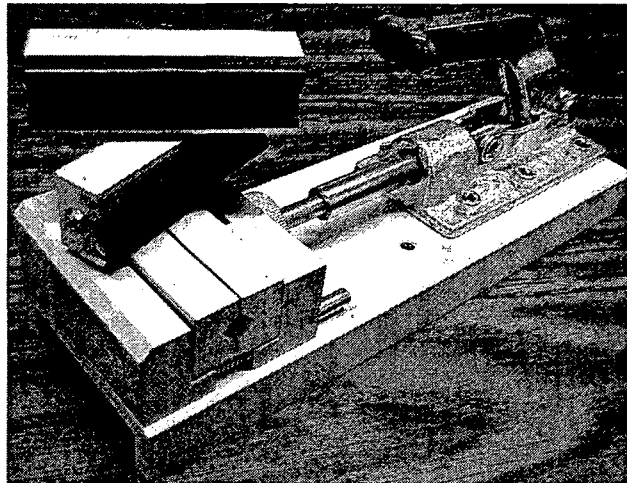


Figure 6.10. Pince de serrage avec mâchoires en aluminium et en caoutchouc utilisées pour les essais visant à étudier l'impact d'un contact physique sur les performances dispersives d'un guide d'ondes

Ces explications sont corroborées en révisant la théorie utilisée pour décrire le comportement dispersif d'un guide d'ondes, telle que présentée à la section 4.2. En effet, en contraignant la surface cylindre du guide, les conditions frontières imposées par la résolution de Pochhammer-Chree ne sont plus respectées. En admettant un contact, la paroi cylindrique du guide se voit plus ou moins contrainte radialement. Par conséquent, le champ de déformation axial et radial induit lors de la propagation des ondes peut être dénaturé par cette contrainte. Il n'est donc plus possible de prédire le comportement dispersif d'une telle configuration en se basant uniquement sur l'équation de Pochhammer-Chree. Cela est aussi confirmé par les résultats obtenus lorsque l'extrémité du générateur était immergée.

Bien que ce phénomène ne soit pas encore bien compris, des résultats expérimentaux intéressants ont tout de même été obtenus en laboratoire par des manipulations appropriées limitant l'effet des contacts. Comme de telles interactions seront inévitables avec le générateur commercial (contact avec le cathéter et les liquides intracorporeaux), il est entendu

qu'une solution devra être développée. Pour y arriver, une analyse complémentaire est nécessaire afin de mieux comprendre ces interactions. À cet effet, les travaux de McNiven *et al.* [45] s'avèrent pertinents. D'emblée, parmi les pistes de solutions envisageables, il y a l'ajout d'un revêtement protecteur sur le guide ou bien le développement d'un outil de fixation mou qui limiterait les contraintes radiales appliquées.





# CHAPITRE 7

## CONCLUSION

Ce chapitre vient conclure le mémoire en présentant d'abord un sommaire des travaux réalisés. Les objectifs du projet de recherche, le concept retenu ainsi que les principaux résultats sont résumés. Ensuite, la contribution originale des travaux est mise en évidence. Enfin, les travaux et défis futurs sont présentés, notamment en ce qui a trait à l'optimisation du prototype. D'autres applications potentielles sont aussi énumérées à titre de référence.

### 7.1 Sommaire

Le présent mémoire avait pour but de démontrer le potentiel technologique d'un générateur miniaturisé d'ondes mécaniques comme futur dispositif médical dans les domaines de la lithotritie intracorporelle et de la cardiologie d'intervention. Le générateur proposé exploite les ondes acoustiques (pulses de pression) pour détruire les calculs urinaires et traverser les occlusions coronariennes. Le concept présenté vise à être plus efficace, plus sécuritaire et moins dispendieux. Pour atteindre de tels résultats, les différentes étapes suivantes ont été accomplies.

D'abord, un résumé des appareils et techniques actuels a été présenté. Leurs principales caractéristiques ont été dégagées, ce qui a permis d'établir les spécifications d'ingénierie associées à la conception du générateur proposé. Parmi ces critères, il y a entre autres la taille du générateur, la pression maximale et minimale à la sortie, l'énergie par pulse émis, la zone -6 dB et la fréquence de tirs.

En tenant compte de ces spécifications, un concept théorique a été développé. Ce dernier consiste à exploiter la focalisation des ondes acoustiques dans un solide ainsi que les propriétés dispersives d'un guide d'ondes cylindrique pour amplifier passivement un profil de pression donné. Un modèle numérique a été créé dans le but d'étudier et optimiser le concept théorique ainsi que pour l'adapter aux ressources disponibles (transducteurs piézo-électriques). Suite à cela, un prototype a été réalisé en se basant sur la géométrie, les paramètres et les propriétés du modèle. Le prototype physique comprend une source acoustique composée de sept transducteurs piézoélectriques couplés à la surface d'un concentrateur solide en aluminium. Il a été démontré que l'électronique de contrôle peut être grandement

réduite considérant le positionnement symétrique des six transducteurs en périphérie. À cet effet, seulement deux générateurs de signaux sont nécessaires. Un premier permet d'exciter le transducteur central tandis qu'un deuxième peut être branché en parallèle pour exciter les six autres. Quant à lui, le concentrateur est soudé à une tige d'aluminium de 1.8 m de long et 3.2 mm de diamètre. Cette tige constitue le guide dispersif du générateur. Un réducteur de section, positionné à l'extrémité du guide, vient compléter le prototype. Ce réducteur permet de réduire le diamètre d'émission à 1.6 mm. Un guide fonctionnel, dont le rôle consiste à acheminer le pulse reconstruit du réducteur jusqu'à la condition à traiter à l'intérieur du patient, vient compléter le concept proposé. Toutefois, pour des raisons pratiques, ce dernier n'a pas été inclus dans les présents travaux.

Des tests expérimentaux ont ensuite permis de valider les performances du générateur par rapport aux critères fixés initialement. À cet effet, il a été démontré que le générateur miniaturisé est en mesure d'émettre un pulse dont les pics de pression maximale et minimale atteignent respectivement 160 bar et -100 bar. À cet effet, le seuil de cavitation (entre -2 et -40 bar) a été atteint [30]. Cette onde mécanique a été mesurée dans l'eau avec un hydrophone à aiguille positionné à l'extrémité du réducteur. La zone d'émission -6 dB est délimitée par une demi-sphère de 1 mm de diamètre à l'extrémité du réducteur. De plus, des tests sur une pierre étalon ont permis de démontrer le potentiel destructif du générateur miniaturisé. Un taux de pénétration de 1 mm/min a été obtenu en utilisant le générateur à sa puissance maximale, avec une fréquence d'émission de 5 Hz, mais sans saturation. À la lumière des travaux et résultats présentés ici, la technologie proposée admet un potentiel certain. De plus, en utilisant une électronique mieux adaptée et en procédant à des modifications mineurs, il serait possible d'augmenter significativement la fréquence de tir ainsi que la puissance du générateur. Il s'avère donc pertinent de poursuivre les recherches dans l'optique de développer un appareil médical répondant davantage aux besoins cliniques de la lithotritie intracorporelle et de la cardiologie d'intervention.

## 7.2 Contributions

La contribution originale des travaux de recherche se résume à la combinaison et l'optimisation des méthodes utilisées pour amplifier passivement un signal acoustique désiré. À cet effet, les phénomènes régissant la propagation des ondes dans un solide ont été exploités, notamment la dispersion dans un guide d'ondes cylindrique ainsi que l'exploitation des ondes en cisaillement et en compression lors de la focalisation spatiale à l'intérieur d'une cavité solide.

En fixant le signal désiré et en connaissant les propriétés acoustiques du milieu de propagation, il est possible déterminer le signal à injecter à l'entrée qui maximise les performances du générateur. De plus, en respectant les différents critères de design, il est possible de reconstruire une version amplifiée du signal désiré, et ce, sans requérir à une électronique haute puissance. À cet effet, les principaux facteurs optimisant les performances du générateur sont :

- le ratio entre le diamètre de la tige dispersive et la longueur d'onde du signal ( $d/\lambda_s$ );
- le coefficient de poisson  $\nu$  du milieu de propagation;
- la longueur de la tige dispersive;
- la saturation du signal de calibration;
- le ratio entre la diamètre de la source convergente et le diamètre du guide;
- le pourcentage de recouvrement des émetteurs à la surface du concentrateur;
- le positionnement des émetteurs à la surface du concentrateur;
- le sens de la calibration;
- la directivité des émetteurs;
- le couplage acoustique à l'extrémité du générateur en contact avec le milieu externe.

Ici, le générateur a été conçu pour un pulse gaussien particulier. Toutefois, la méthode suivie pour le design le générateur peut aussi bien être appliquée à d'autres types de signaux. Bien que les performances du système soient fonction du signal désiré, des résultats tout aussi intéressants pourraient être obtenus en respectant les critères d'optimisation mentionnés ci-haut.

Pour conclure, considérant les composantes sélectionnées ainsi que le principe de fonctionnement retenu, les coûts associés au générateur miniaturisé peuvent être estimés inférieurs à 25k \$ (versus 39k \$ et plus pour les appareils comparables). Cela combiné avec la pluridisciplinarité des interventions admissibles ainsi que le contrôle sur les paramètres du profil de pression suggèrent un fort potentiel technologique et commercial pour le générateur proposé.

## 7.3 Travaux futurs

### 7.3.1 Autres applications potentielles

En plus des applications ciblées ici, le générateur miniaturisé d'ondes mécaniques proposé pourrait être adapté à une multitude d'autres domaines. Par exemple, les ultrasons focalisés haute intensité (HIFU) sont de plus en plus étudiés comme technique chirurgicale

non-invasive. Cette technologie fonctionne en concentrant spatialement l'énergie acoustique, ce qui a pour effet d'augmenter localement la température et ainsi provoquer une nécrose des tissus. Kennedy *et al.* [34] résumant quelques-unes des applications exploitant cette technique, notamment celles ayant trait à l'ablation de tumeurs. Toutefois, pour ce genre d'applications, le présent générateur devrait être revu pour favoriser les contraintes thermiques plutôt que celles mécaniques.

D'autre part, de nouveaux appareils exploitant les ultrasons sont utilisés dans le domaine de l'orthopédie. En effet, bien qu'aucune étude n'ait démontré l'efficacité de tels traitements, certains thérapeutes orthopédiques utilisent les ondes de choc pour soulager la douleur de leur patient. L'appareil Duolith de Storz (Tagerwil, Suisse) est cité à titre d'exemple. Ce dernier utilise un compresseur pneumatique pour accélérer un projectile sur une pastille métallique en contact avec zone à traiter (épaule, genou, pied, etc.). Les ondes mécaniques ainsi produites peuvent être focalisées ou non selon la forme de la tête de l'appareil. D'ailleurs, ce système présente beaucoup de similarités avec le Lithoclast Master présenté à la section 2.1.1.

La lipoplastie, chirurgie esthétique visant à éliminer les graisses, est aussi une procédure qui utilise de plus en plus les ultrasons. En sélectionnant les bonnes longueurs d'onde, les ultrasons générés à la surface de la peau ciblent uniquement les graisses. L'action combinée des ondes acoustiques et de l'activité fluïdique facilite le retrait et le rejet des graisses [61]. D'autres applications dans le domaine de la cardiologie peuvent aussi être anticipées. Par exemple, la décalcification des valves cardiaques ou bien l'ablation de tissus cardiaques [7, 32]. Il peut même être envisageable de penser qu'un appareil comme celui développé ici pourrait un jour être utilisé pour l'ablation de tumeurs cérébrales en agissant comme un pistolet ultrasonique [67].

### 7.3.2 Optimisation du prototype

Le prototype du générateur miniaturé d'ondes mécaniques présenté ici répond à l'objectif des travaux de recherche, c'est-à-dire démontrer le potentiel technologique d'un tel appareil pour les applications médicales ciblées. Bien que des performances intéressantes aient été obtenues, plusieurs défis restent à relever avant de proposer un appareil fonctionnel. La liste suivante résume les opportunités d'amélioration du prototype actuel :

- ajouter, tester et valider un guide fonctionnel ayant un diamètre inférieur à 1 mm et réalisé à partir d'un matériau biocompatible (comme le titane ou l'acier inoxydable) ;

- éviter les bris à l'extrémité du générateur en choisissant un milieu de propagation plus approprié et en limitant la diminution des propriétés mécaniques par l'utilisation de processus de fabrication et d'assemblage adéquats);
- limiter, restreindre ou éliminer les pertes associées aux contacts physiques entre le générateur et le milieu externe en étudiant plus en détail les causes.

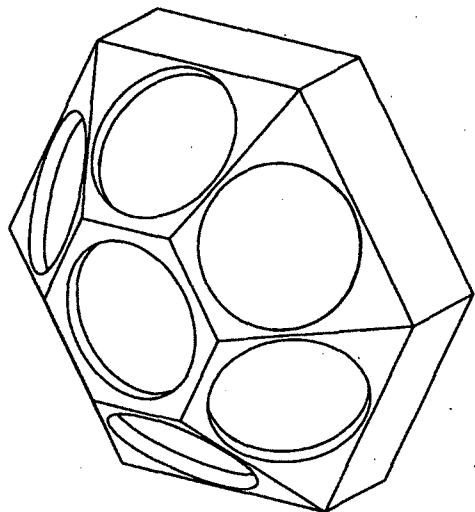
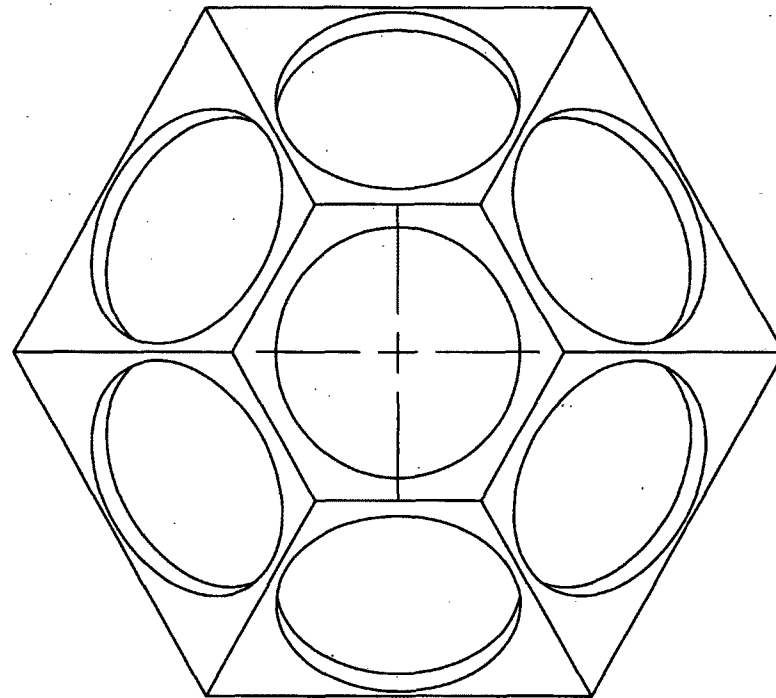
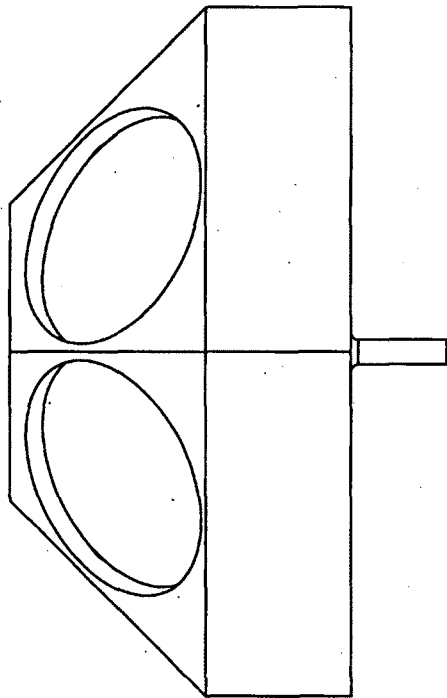
En plus de ces opportunités d'amélioration, des analyses plus poussées, l'utilisation d'appareils de mesure plus appropriés ainsi que des essais sur des animaux seront nécessaires pour positionner la présente technologie sur le marché. Comme mentionné aux sections 6.3.2 et 6.3.4, une meilleure compréhension des interactions possibles avec le guide et leurs impacts sur la dispersion est nécessaire pour la poursuite du projet. De la même manière, il serait intéressant d'analyser l'utilisation d'un revêtement sur la surface cylindrique du guide, ce qui pourrait potentiellement limiter les pertes par contact. De plus, l'utilisation d'un hydrophone à fibre optique serait un outil intéressant pour peaufiner l'analyse du champ de pression. En effet, les normes médicales tendent de plus en plus vers l'utilisation de ce type d'instrument de mesure pour la caractérisation de ce genre d'appareil Smith *et al.* [66]. Aussi, il serait pertinent d'étudier l'impact des propriétés du signal de pression utilisé (fréquence de tirs, forme temporelle, amplitude, séquence des pulses, etc.) sur le taux de pénétration dans une occlusion, la fragmentation des calculs urinaires ainsi que sur les risques et dangers inhérents. Jusqu'à présent, le même pulse gaussien a été utilisé. Toutefois, rien n'indique qu'il s'agisse de la forme optimale du profil de pression généré. Enfin, lorsque le générateur miniaturisé répondra à tous ces critères, des essais sur des animaux pourront être conduits afin d'évaluer concrètement le véritable potentiel de la technologie proposée ainsi que la fonctionnalité du produit.



# ANNEXE A

## PLANS DÉTAILLÉS

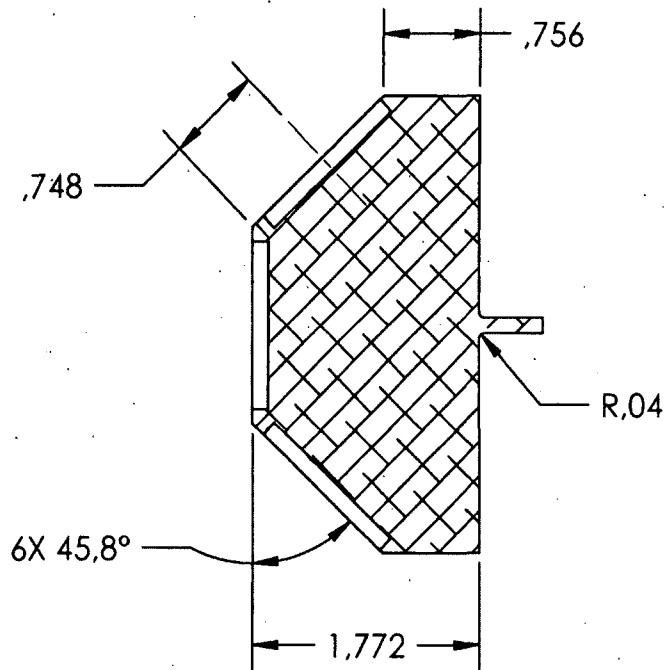




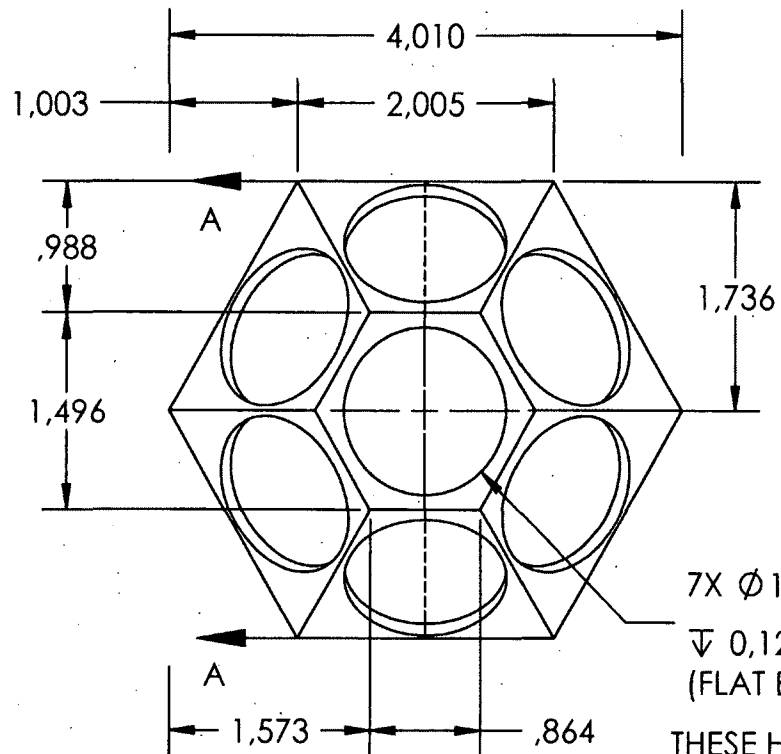
<b>LOCUS</b>	
LABORATOIRE D'ONDES DE CHOC DE L'UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE	
PROJECT: SHOCKWAVE GENERATOR	
FILE: prototype	PAGE: 1 of 2
DESIGNED BY: LP RIEL	PRINTED: 2010-08-13
MATERIAL: Alliage 6061	
SCALE: 1:2	SIZE: A 1X

PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING  
 IS THE SOLE PROPERTY OF THE LOCUS. ANY REPRO-  
 DUCATION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE  
 WRITTEN PERMISSION OF THE LOCUS IS PROHIBITED.

DIMENSIONS ARE IN INCHES (mm).  
 TOLERANCES  
 (UNLESS OTHERWISE NOTED)  
 DECIMALS ±0.001 (0.025 mm)  
 ANGLES ±0.1°

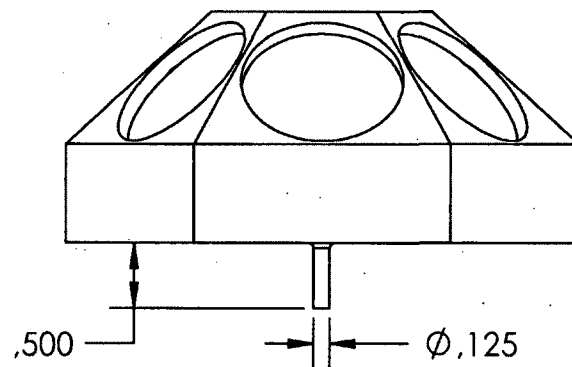


COUPE A-A  
ECHELLE 1 : 1.5



$7X \varnothing 1.270^{+0.001}_{-0.001}$   
 $\nabla 0.125$   
 (FLAT BOTTOM)

THESE HOLES SHOULD BE  
 LOSS FIT WITH OUR  
 SENSORS (WE WILL SUPPLY  
 THEM DURING THE  
 FABRICATION)



<b>LOCUS</b>	
LABORATOIRE D'ONDES DE CHOC DE L'UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE	
PROJECT: SHOCKWAVE GENERATOR	
FILE: prototype	PAGE: 2 of 2
DESIGNED BY: LP RIEL	PRINTED: 2010-08-13
MATERIAL: Alliage 6061	
SCALE: 1:2	SIZE: A 1X

PROPRIETARY AND CONFIDENTIAL  
 THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DRAWING  
 IS THE SOLE PROPERTY OF THE LOCUS. ANY REPRO-  
 DUCATION IN PART OR AS A WHOLE WITHOUT THE  
 WRITTEN PERMISSION OF THE LOCUS IS PROHIBITED.

DIMENSIONS ARE IN INCHES [mm]  
 TOLERANCES  
 (UNLESS OTHERWISE NOTED)  
 DECIMALS  $\pm 0.001$  (0.025 mm)  
 ANGLES  $\pm 0.1^\circ$



# LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Ahmad, F. (2001). Guided waves in a transversely isotropic cylinder immersed in a fluid. *The Journal of the Acoustical Society of America*, volume 109, numéro 3, p. 886 – 890.
- [2] American Heart Association (2009). *Our guide to current statistics and the supplement to our Heart & Stroke Facts*. <http://www.heart.org/HEARTORG/> (document web).
- [3] Bartoli, I., Marzani, A., Lanza di Scalea, F. et Viola, E. (2006). Modeling wave propagation in damped waveguides of arbitrary cross-section. *Journal of Sound and Vibration*, volume 295, numéro 3-5, p. 685–707.
- [4] Benatar, A., Rittel, D. et Yarin, A. L. (2003). Theoretical and experimental analysis of longitudinal wave propagation in cylindrical viscoelastic rods. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, volume 51, numéro 8, p. 1413 – 1431.
- [5] Bertaix, V., Garson, J., Quieffin, N., Catheline, S., Derosny, J. et Fink, M. (2004). Time-reversal breaking of acoustic waves in a cavity. *American Journal of Physics*, volume 72, numéro 10, p. 1308–1311.
- [6] Brouillette, M., Dion, S. et Riel, L.-P. (filed August 2010). Mechanical wave generator and method thereof (No. 61/377,519).
- [7] Brown, A. H. et Davies, P. G. H. (1972). Ultrasonic decalcification of calcified cardiac valves and annuli. *British Medical Journal*, volume 3, numéro 5821, p. 274 – 277.
- [8] Buizza, A., dell’Aquila, T., Giribona, P. et Spagno, C. (1995). The performance of different pressure pulse generators for extracorporeal lithotripsy : A comparison based on commercial lithotripters for kidney stones. *Ultrasound in Medicine & Biology*, volume 21, numéro 2, p. 259 – 272.
- [9] Callens, D., Bruneel, C. et Assaad, J. (2004). Matching ultrasonic transducer using two matching layers where one of them is glue. *NDT & E International*, volume 37, numéro 8, p. 591–596.
- [10] Center for ultrasonic engineering (2005). *CUE Materials Database (University of Strathclyde)*. [http://www.strath.ac.uk/media/departments/eee/cue/downloads/cue\\_materials\\_database\\_ver1.2\\_aug\\_2005.pdf](http://www.strath.ac.uk/media/departments/eee/cue/downloads/cue_materials_database_ver1.2_aug_2005.pdf) (page web consultée le 28 janvier 2011).
- [11] Chen, T. Y. H., Ponsot, Y., Brouillette, M., Tétrault, J.-P. et Tu, L. M. (2007). Feasibility of extended use of an electromagnetic lithotripter beyond the manufacturer’s recommended maintenance schedule. *Can J Urol*, volume 14, numéro 3, p. 3560–3565.
- [12] Coleman, A. J. et Saunders, J. E. (1989). A survey of the acoustic output of commercial extracorporeal shock wave lithotripters. *Ultrasound in Medicine & Biology*, volume 15, numéro 3, p. 213–227.

- [13] Cook Medical (mise à jour inconnue). *Odyssey 30 : Holmium Laser System*. <http://www.cookmedical.com/uro/datasheetFeature.do?id=3837> (page web consultée le 15 novembre 2010).
- [14] Dayal, V. (1993). Longitudinal waves in homogeneous anisotropic cylindrical bars immersed in fluid. *J. Acoust. Soc. Am.*, volume 93, numéro 3, p. 1249–1255.
- [15] Derode, A., Roux, P. et Fink, M. (1995). Robust acoustic time reversal with high-order multiple scattering. *Physical Review Letters*, volume 75, numéro 23, p. 4206–4210.
- [16] Dion, S. (2006). *Conception, fabrication et essai d'un émetteur/récepteur unidimensionnel pour un lithotriteur extracorporel à ondes de choc intelligent*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke.
- [17] Dion, S., Riel, L.-P. et Brouillette, M. (2010). *Développement d'un lithotriteur à ondes de choc intra et extracorporel* (Rapport d'avancement de projet 2). Université de Sherbrooke, Département de Génie mécanique.
- [18] Dornier MedTech (2011). *Medilas H 20*. <http://www.dornier.com/unitedstates/products/lasers/medilas-h-20-overview/> (page web consultée le 18 mai 2011).
- [19] EMS (mise à jour inconnue). *Swiss Lithoclast Master*. <http://www.ems-company.com/en/medical/products/swiss%20lithoclast/swiss%20lithoclast%20master/> (page web consultée le 15 novembre 2010).
- [20] Fauci, A. S., Braunwald, E., Kasper, D. L., Hauser, S. L., Longo, D. L., Jameson, J. L. et Loscalzo, J. (2008). *Harrison's Principles of Internal Medicine*, 17<sup>e</sup> édition. Numéro 2958, McGraw-Hill Professional.
- [21] Fillinger, L., Sutin, A. et Sarvazyan, A. (2007). Time reversal focusing of short pulses. p. 220 – 223.
- [22] Fink, M. (1999). Time-reversed acoustics. *Scientific American*, volume -, p. 91 – 97.
- [23] FlowCardia, Inc. (mise à jour inconnue). *Coronary CTO recanalization system : Crosser LP*. [http://www.flowcardia.com/prod\\_crosser\\_LP.html](http://www.flowcardia.com/prod_crosser_LP.html) (page web consultée le 15 novembre 2010).
- [24] Frankel Group (2009). *SWEG (Shock Wave Energy Generation) : Worstream C* (Rapport technique).
- [25] Galassi, A. R., Tomasello, S. D., Costanzo, L., Campisano, M. B., Marae, F. et Tamburino, C. (2010). Recanalization of complex coronary chronic total occlusions using high-frequency vibrational energy crosser catheter as first-line therapy : A single center experience. *Journal of Interventional Cardiology*, volume 23, numéro 2, p. 130 – 138.
- [26] Gavin, G. P., Dolan, F., Hashmi, M. et McGuinness, G. B. (2007). A coupled fluid-structure model of a therapeutic ultrasound angioplasty wire waveguide. *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, volume 1, numéro 4, p. 254–263.

- [27] Gavin, G. P., McGuinness, G. B., Dolan, F. et Hashmi, M. (2007). Performance characteristics of a therapeutic ultrasound wire waveguide apparatus. *International Journal of Mechanical Sciences*, volume 49, numéro 3, p. 298 – 305.
- [28] Graff, K. F. (1975). *Wave motion in elastics solids*. Dover Publication, 649 p.
- [29] Grocela, J. A. et Dretler, S. P. (1997). Intracorporeal lithotripsy : Instrumentation and development. *Urologic Clinics of North America*, volume 24, numéro 1, p. 13 – 23.
- [30] Haar, G. T. (2010). Ultrasound bioeffects and safety. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, volume 224, numéro 2, p. 363 – 373.
- [31] Hofmann, R., Weber, J., Heidenreich, A., Varga, Z. et Olbert, P. (2002). Experimental studies and first clinical experience with a new lithoclast and ultrasound combination for lithotripsy. *European Urology*, volume 42, numéro 4, p. 376 – 381.
- [32] Hynynen, K., Dennie, J., Zimmer, J., Simmons, W., He, D. S., Marcus, F. et Aguirre, M. (1997). Cylindrical ultrasonic transducers for cardiac catheter ablation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 44, numéro 2, p. 144 – 51.
- [33] Ilan, A. et Weight, J. (1990). The propagation of short pulses of ultrasound from a circular source coupled to an isotropic solid. *Journal of the Acoustical Society of America*, volume 88, numéro 2, p. 1142 – 51.
- [34] Kennedy, J. E., ter Haar, G. R. et Cranston, D. (2003). High intensity focused ultrasound : surgery of the future? *Br J Radiol*, volume 76, numéro 909, p. 590 – 599.
- [35] Kolsky, H. (1963). *Stress waves in solids*. Dover.
- [36] Kumar, V., Robbin, S. L. et Cotran, R. S. (2007). *Robbins Basic Pathology*, 8<sup>e</sup> édition. Saunders Elsevier, 946 p.
- [37] Kuo, R. L. (2007). Improvements in intracorporeal lithotripters for percutaneous nephrolithotomy. *AIP Conference Proceedings*, volume 900, numéro 1, p. 207–215.
- [38] Lakshminarayanan, A., Balasubramanian, V. et Elangovan, K. (2009). Effect of welding processes on tensile properties of aa6061 aluminium alloy joints. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, volume 40, p. 286 – 296.
- [39] Liatsikos, E. N., Dinlenc, C. Z., Fogarty, J. D., Kapoor, R., Bernardo, N. O. et Smith, A. D. (2001). Efficiency and efficacy of different intracorporeal ultrasonic lithotripsy units on a synthetic stone model. *Journal of Endourology*, volume 15, numéro 9, p. 925–928.
- [40] Liu, A. (2005). *Mechanics and mechanisms of fracture, an introduction*. ASM International, 458 p.

- [41] Lokhandwalla, M. et Sturtevant, B. (2000). Fracture mechanics model of stone comminution in ESWL and implications for tissue damage. *Physics in Medicine & Biology*, volume 45, numéro 7, p. 1923–1940.
- [42] Lumenis Surgical (2011). *Urinary Lithotripsy*. [http://www.surgical.lumenis.com/urinary\\_lithotripsy](http://www.surgical.lumenis.com/urinary_lithotripsy) (page web consultée le 18 mai 2011).
- [43] MatWeb (mise à jour inconnue). *Aluminum 6061-T6; 6061-T651*. <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=1b8c06d0ca7c456694c7777d9e10be5b&ckck=1> (page web consultée le 4 février 2011).
- [44] McKeighen, R. E. (1998). Design guidelines for medical ultrasonic arrays. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, volume 3341, p. 2–18.
- [45] McNiven, H. D., Sackman, J. L. et Shah, A. H. (1963). Dispersion of axially symmetric waves in composite, elastic rods. *The Journal of the Acoustical Society of America*, volume 35, numéro 10, p. 1602 – 1609.
- [46] Moe, O. W. (2006). Kidney stones : pathophysiology and medical management. *Lancet*, volume 367, numéro 9507, p. 333 – 344.
- [47] Montaldo, G., Montaldo, G., Palacio, D., Tanter, M. et Fink, M. (2005). Building three-dimensional images using a time-reversal chaotic cavity. *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, volume 52, numéro 9, p. 1489–1497.
- [48] Montaldo, G., Roux, P., Derode, A., Negreira, C. et Fink, M. (2001). Generation of very high pressure pulses with 1-bit time reversal in a solid waveguide. *The Journal of the Acoustical Society of America*, volume 110, numéro 6, p. 2849–2857.
- [49] Nagy, P. (1995). Longitudinal guided wave propagation in a transversely isotropic rod immersed in fluid. *Journal of the Acoustical Society of America*, volume 98, numéro 1, p. 454 – 7.
- [50] National Kidney and Urologic Diseases Information Clearinghouse (NKUDIC) (2007). *Urologic diseases in America*. <http://kidney.niddk.nih.gov/statistics/uda/> (page web consultée le 20 octobre 2010).
- [51] Nicholson, N., McDicken, W. et Anderson, T. (1989). Waveguides in medical ultrasonics : an experimental study of mode propagation. *Ultrasonics*, volume 27, numéro 2, p. 101–106.
- [52] Niemz, M. H. (2007). *Laser-tissue interactions : Fundamentals and applications*, 3<sup>e</sup> édition. 305 p.
- [53] Onda Corporation (2003). *Tables of Acoustic Properties of Materials*. [http://www.ondacorp.com/tecref\\_acoustictable.shtml](http://www.ondacorp.com/tecref_acoustictable.shtml) (page web consultée le 4 novembre 2010).

- [54] Puckett, A. (2000). *Fidelity of a Finite Element Model for Longitudinal Wave Propagation in Thick Cylindrical Wave Guides*. Mémoire de maîtrise, Colorado State University.
- [55] Puckett, A. (2004). *An Experimental and Theoretical Investigation of Axially Symmetric Wave Propagation in Thick Waveguides*. Thèse de doctorat, The University of Maine.
- [56] Puckett, A. D. et Peterson, M. (2005). A semi-analytical model for predicting multiple propagating axially symmetric modes in cylindrical waveguides. *Ultrasonics*, volume 43, numéro 3, p. 197–207.
- [57] Quérin, S., Valiquette, L., Charbonneau, R. et Bichet, D. (2004). *L'essentiel sur la néphrologie et l'urologie*, 2<sup>e</sup> édition. Edisem, 461 p.
- [58] Resverlogix Corp. (August 11 2008). *Cardiovascular disease : Atherosclerosis*. [http://www.resverlogix.com/product\\_development/cardiovascular\\_disease/atherosclerosis.html](http://www.resverlogix.com/product_development/cardiovascular_disease/atherosclerosis.html) (page web consultée le 15 novembre 2010).
- [59] Richardson, P. D. (2002). Biomechanics of plaque rupture : Progress, problems, and new frontiers. *Annals Of Biomedical Engineering*, volume 30, numéro 4, p. 524–536.
- [60] Rogers, J. H. et Laird, J. R. (2007). Overview of new technologies for lower extremity revascularization. *Circulation*, volume 116, numéro 18, p. 2072 – 2085.
- [61] Rosenberg, G. J. et Cabrera, R. C. (2000). External ultrasonic lipoplasty : An effective method of fat removal and skin shrinkage. *Plastic and Reconstructive Surgery*, volume 105, numéro 2, p. 785 – 791.
- [62] Rosenschein, U., Rozenszajn, L., Kraus, L., Marboe, C., Watkins, J., Rose, E., David, D., Cannon, P. et Weinstein, J. (1991). Ultrasonic angioplasty in totally occluded peripheral arteries. initial clinical, histological, and angiographic results. *Circulation*, volume 83, numéro 6, p. 1976 – 1986.
- [63] Ross, R. (1993). Pathogenesis of atherosclerosis. a perspective for the 1990s. *Nature*, volume 362, numéro 6423, p. 801 – 809.
- [64] Sapozhnikov, O. A., Maxwell, A. D., MacConaghy, B. et Bailey, M. R. (2007). A mechanistic analysis of stone fracture in lithotripsy. *Journal of the Acoustical Society of America*, volume 121, numéro 2, p. 1190 – 1202.
- [65] Serruys, P., Hamburger, J., Fajadet, J., Haude, M., Klues, H., Seabra-Gomes, R., Corcos, T., Hamm, C., Pizzuli, L., Meier, B., Fleck, E., Taeymans, Y., Melkert, R., Teunissen, Y. et Simon, R. (2000). Total occlusion trial with angioplasty by using laser guidewire. the total trial. *European Heart Journal*, volume 21, numéro 21, p. 1797 – 1805.
- [66] Smith, A. D., Badlani, G., Bagley, D., Clayman, R. V., Docimo, S. G., Jordan, G. H., Kavoussi, L. R., Lee, B. R., Lingeman, J. E., Preminger, G. M. et Segura, J. W. (2007). *Smith's Textbook of Endourology*, 2<sup>e</sup> édition.



- [67] Spadoni, A. et Daraio, C. (2010). Generation and control of sound bullets with a nonlinear acoustic lens. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, volume 107, numéro 16, p. 7230 – 7234.
- [68] Spectranetics (2011). *Coronary Vascular : Coronary Laser Ablation Catheter (ELCA)*. [http://www.spectranetics.com/products\\_VI\\_coronaryVascular\\_01\\_ELCA.html](http://www.spectranetics.com/products_VI_coronaryVascular_01_ELCA.html) (page web consultée le 19 mai 2011).
- [69] Stamatelou, K. K., ME, F., CA, J., LM, N. et GC, C. (2003). Time trends in reported prevalence of kidney stones in the united states : 1976-1994. *Kidney International*, volume 63, numéro 5, p. 1817 – 1823.
- [70] Stone, G. W., Colombo, A., Teirstein, P. S., Moses, J. W., Leon, M. B., Reifart, N. J., Mintz, G. S., Hoyer, A., Cox, D. A., Baim, D. S., Strauss, B. H., Selmon, M., Moussa, I., Suzuki, T., Tamai, H., Katoh, O., Mitsudo, K., Grube, E., Cannon, L. A., Kandzari, D. E., Reisman, M., Schwartz, R. S., Bailey, S., Dangas, G., Mehran, R., Abizaid, A. et Serruys, P. W. (2005). Percutaneous recanalization of chronically occluded coronary arteries : Procedural techniques, devices, and results. *Cathet. Cardiovasc. Intervent.*, volume 66, numéro 2, p. 217 – 236.
- [71] Tham, L.-M., Lee, H. P. et Lu, C. (2007). Enhanced kidney stone fragmentation by short delay tandem conventional and modified lithotripter shock waves : A numerical analysis. *The Journal of Urology*, volume 178, numéro 1, p. 314 – 319.
- [72] Tiroch, K., Cannon, L., Reisman, M., Caputo, R., Caulfield, T., Heuser, R., Braden, G., Low, R., Stone, G., Almonacid, A. et Popma, J. J. (2008). High-frequency vibration for the recanalization of guidewire refractory chronic total coronary occlusions. *Catheterization and Cardiovascular Interventions*, volume 72, numéro 6, p. 771 – 780.
- [73] Topaz, O., Minisi, A. J., Bernardo, N., Alimar, R., Ereso, A. et Shah, R. (2003). Comparison of effectiveness of excimer laser angioplasty in patients with acute coronary syndromes in those with versus those without normal left ventricular function. *The American Journal of Cardiology*, volume 91, numéro 7, p. 797 – 802.
- [74] Topol, E. J. et Califf, R. M. (2007). *Textbook of cardiovascular medicine*, 3<sup>e</sup> édition. Lippincott Williams, 1628 p.
- [75] Treiber, M., Kim, J.-Y., Jacobs, L. J. et Qu, J. (2009). Correction for partial reflection in ultrasonic attenuation measurements using contact transducers. *The Journal of the Acoustical Society of America*, volume 125, numéro 5, p. 2946–2953.
- [76] Türk, C., Knoll, T., Petrik, A., Sarica, K., Seitz, C., Straub, M. et Traxer, O. (2010). Guidelines on urolithiasis. Online publication.
- [77] Ultrason (2009). *Gas matrix piezoelectric (GMP)*. <http://www.ultrasongroup.com/Transducers/Catalogs/ContactAndImmersion.pdf> (page web consultée le 10 janvier 2011).

- [78] World Health Organization (2010). *The impact of chronic disease in the United States*. [http://www.who.int/chp/chronic\\_disease\\_report/usa.pdf](http://www.who.int/chp/chronic_disease_report/usa.pdf) (page web consultée le 8 septembre 2010).
- [79] Wu, C. M. et Lundberg, B. (1996). Reflection and transmission of the energy of harmonic elastic waves in a bent bar. *Journal of Sound and Vibration*, volume 190, numéro 4, p. 645 – 659.
- [80] Wylie, M. P., McGuinness, G. B. et Gavin, G. P. (2009). Therapeutic ultrasound angioplasty : The risk of arterial perforation. an in vitro study. p. 282 – 285.
- [81] Zemanek, J. (1962). *An Experimental and Theoretical investigation of Elastic Wave propagation in a Cylinder*. Thèse de doctorat, University of California, Department of Physics, University of California, Los Angeles 24, California.
- [82] Zemanek, J. J. (1972). An experimental and theoretical investigation of elastic wave propagation in a cylinder. *The Journal of the Acoustical Society of America*, volume 51, numéro 1B, p. 265– 283.
- [83] Zheng, W. et Denstedt, J. D. (2000). Intracorporeal lithotripsy : Update on technology. *Urologic Clinics of North America*, volume 27, numéro 2, p. 301 – 313.
- [84] Zhong, P. (2007). Innovations in lithotripsy technology. volume 900. p. 317 – 25.
- [85] Zhu, X., Kumar, S., Raghavan, S., Mauro, Y. et Lobanov, S. (2008). Nonlinear electronic dispersion compensation techniques for fiber-optic communication systems. Dans *OFC/NFOEC 2008 - 2008 Conference on Optical Fiber Communication/National Fiber Optic Engineers Conference*. Institute of Electrical and Electronics Engineers Computer Society, Piscataway, NJ 08855-1331, United States, San Diego, CA, United States, p. 4528211.