

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية  
**République Algérienne démocratique et  
populaire**

MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE  
SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENE  
Faculté d'Electronique et Informatique



**THESE**

Présentée pour l'obtention du diplôme de Doctorat d'état

***en Electronique***

***Spécialité : Instrumentation Electronique***

Par : **REMRAM YOUCEF**

Sujet

**Vers une station de contrôle non destructif utilisant les  
ondes ultrasonores de Lamb : Application aux conduits  
tubulaires**

Soutenue publiquement le : 04/12/2007, devant le jury composé de :

Mr- HARAUBIA Brahim	Professeur	USTHB	Président
Mr- ATTARI Mokhtar	Professeur	USTHB	Directeur de Thèse
Mr- DJELOUAH Hakim	Professeur	USTHB	Examineur
Mme- ABABOU Amina	Professeur	USTHB	Examinatrice
Mr- AMEUR Soltane	Professeur	UMMTO	Examineur
Mr- BOUAMAR Mohamed	Maître de Conférences	UMBM	Examineur

## **Remerciement**

*Le présent travail a été mené au sein du laboratoire d'Instrumentation de la faculté d'Electronique et d'Informatique de l'USTHB en collaboration avec le laboratoire Opto-Acousto-Electronique de l'Université de Valenciennes (France).*

*Je voudrais remercier en tout premier lieu le défunt Professeur Amar Benchaala, mon premier Directeur de Thèse, auprès de qui j'ai pu commencer ce travail dans des conditions plus qu'idéales au sein du Laboratoire d'acoustique de la faculté de Physique de l'USTHB. Merci beaucoup Amar d'avoir su m'encadrer et me guider durant plusieurs années. Que Dieu t'accueille en son vaste paradis.*

*Un grand merci plus particulier au Professeur Mokhtar Attari, mon Directeur de Thèse, dont la disponibilité et l'humeur n'ont jamais été entamées par la charge de travail sans cesse croissante dans sa Direction du Laboratoire Instrumentation. Je le remercie vivement d'avoir assuré l'encadrement de cette thèse et pour m'avoir prodigué d'utiles suggestions lors de la rédaction de ce manuscrit.*

*Que Monsieur le Professeur Brahim Haraoubia soit assuré de ma profonde gratitude et mes plus sincères remerciements pour l'honneur qu'il me fait de bien vouloir présider le jury de Thèse.*

*Je remercie très chaleureusement Monsieur Hakim Djelouah, Professeur à la Faculté de Physique de l'USTHB, pour avoir bien voulu me faire l'honneur d'être dans le jury d'examen.*

*Je tiens à exprimer ma gratitude et vifs remerciements à Mme Amina Ababou, Professeur à l'USTHB, qui a bien voulu s'intéresser à mon travail et accepter de participer au jury d'examen.*

*J'exprime mes sincères remerciements Mr Ameur Soltane, Professeur à l'Université Mouloud Maamri de Tizi-Ouzou et Mr Mohamed Bouamar, Maître de conférences à l'Université Mohamed Boudiaf de M'sila d'avoir accepté de participer au jury de thèse.*

*Je suis particulièrement heureux d'avoir eu pour juges de ce travail des personnes d'horizons extrêmement variés, reflets de la richesse du sujet sur lequel j'ai eu la chance de travailler.*

*Ce travail n'aurait jamais vu le jour sans l'aide de Dieu et puis sans les nombreuses collaborations dont il est le fruit.*

*Un grand Merci à Mr Amine Nezegrani et Mr Abdelkader Msahel de l'entreprise de Mécanique de précision ACMP pour leur aides précieuses dans le développement du dispositif mécanique, et la gentillesse constante avec laquelle j'ai été accueilli. Merci également au Dr Henni de l'ENS de Kouba d'avoir participé à ce travail en acceptant de me découper la pastille piézoélectrique avec une précision hors pair. Merci Mr Abdelwahab*

*Dahel pour avoir bien voulu mettre sa longue expérience dans la réalisation des capteurs ultrasonores sans oublier mes collègues du laboratoire d'acoustique de la faculté de Physique. Merci également aux Professeurs Boudjema Fares et El-Hadi Benyoucef de l'ENP d'Alger pour leur soutiens et d'avoir acceptés de donner leur avis sur la rédaction de cette Thèse.*

*Enfin je remercie tous mes nombreux collègues enseignants de la faculté d'électronique et d'informatique pour leur aide amicale et leurs soutiens permanents.*

## Table des matières

Introduction générale		1
Chapitre 1	<b>Diagnostic dans les structures tubulaires: Application Biomédicale et Industrielle</b>	3
	1	3
	1.1	3
	1.2	4
	1.2.1	4
	1.2.2	5
	1.3	7
	1.3.1	7
	1.3.2	8
	1.3.3	8
	1.3.4	8
	1.3.4.1	9
	1.4	11
	1.4.1	11
	1.4.2	11
	1.4.2.1	11
	1.4.2.2	12
	1.4.3	13
	1.4.3.1	13
	1.4.3.2	14
	1.4.3.3	16
	1.5	16
	1.6	19
	1.6.1	19
	1.7	22
	1.7.1	22
	1.7.2	23
	1.7.3	26
	1.7.3.1	26
	1.7.3.2	29
	1.7.3.2.1	29
	1.7.3.2.2	30

1.7.3.2.3	Le type de couplage	30
1.7.4	Utilisation clinique des techniques ultrasonores	34
1.7.4.1	Evaluation du risque de fracture : cas de l'ostéoporose	34
1.7.4.2	Evaluation in-vitro du remodelage osseux autour d'une prothèse de hanche	35
1.7.4.3	Suivi de la consolidation de fracture osseuse	35
1.8	Conclusion	36
2	Application au contrôle non destructif par ondes de Lamb dans le domaine industriel	38
2.1	Introduction	38
2.2	Contrôle par ondes de Lamb	40
2.2.1	Introduction	40
2.2.2	Contrôles au contact par sabot	41
2.2.2.1	Génération des ondes de Lamb par les coins	43
2.2.2.2	Détection des défauts par les coins	43
2.2.3	Contrôles par Laser	44
2.2.3.1	Introduction	44
2.2.2.2	Principe de la génération et détection des ondes de Lamb par laser	45
2.2.4	Contrôle par les transducteurs à pointes	46
2.3	Conclusion	48
<b>Chapitre 2</b>	<b>Génération et détection des ondes de Lamb à l'aide de sources ponctuelles dans les structures planes et cylindriques</b>	<b>49</b>
1	Introduction	49
2	Etude des sources ponctuelles	49
2.1	Equation de propagation dans un résonateur à symétrie circulaire de section variable	50
2.1.1	Equation de propagation	50
2.1.2	Résonateur cylindrique	52
2.1.3	Résonateur tronconique	53
2.1.4	Résonateur exponentiel	56
2.1.4.1	Vibration longitudinale dans le résonateur exponentiel	56
2.1.5	Discussion	59
2.1.6	Conclusion	60
3	Interaction d'une source ponctuelle avec le milieu de propagation	61
3.1	Introduction	61
3.2	Les ondes de Lamb	62
3.2.1	Nature des ondes de Lamb	63
3.2.2	Propagation dans une plaque isotrope	63
3.2.2.1	Equation de propagation	63
3.2.2.2	Un nombre fini de modes	66
3.2.2.3	Une nature dispersive	68
3.2.3	Modélisation	68
3.2.3.1	Tracé des courbes de vitesses des ondes de Lamb	68
3.2.3.2	Le programme ONDEGN (Onde Guidée Numérique)	73
3.3	Propagation dans les cylindres et les tubes	75
3.3.1	Introduction	75
3.3.2	Propagation dans le cylindre	75
3.3.3	Propagation dans le tube	81
3.3.3	Conclusion	81
4	Applications à la génération et la détection des ondes de Lamb dans les matériaux	82
4.1	Introduction	82
4.2	Etude des différentes méthodes pour la génération et la détection des ondes de Lamb	83
4.2.1	Modèle théorique	83

4.2.2	Résultats des expériences faite avec les capteurs sabots et pointes	86
4.2.2.1	Emetteur coin – Récepteur coin	87
4.2.2.2	Emetteur coin – Récepteur pointe	88
4.2.2.3	Emetteur pointe – Récepteur coin	89
4.2.2.4	Emetteur pointe – Récepteur pointe	89
4.2.2.5	Résultats des mesures de la sensibilité du mode $A_0$ par rapport au mode $S_0$	90
4.3	Conclusion	92
<b>Chapitre 3</b>	<b>Dispositifs ultrasonores de mesures</b>	<b>93</b>
3.1	Introduction	93
3.2	L'instrumentation et la méthode utilisée pour la caractérisation de l'os	93
3.2.1	Le dispositif expérimental	93
3.2.2	Performance du dispositif de caractérisation de l'os	96
3.3	Etude et réalisation mécanique et électronique du dispositif de mesure de vitesse ultrasonore	98
3.3.1	La réalisation des capteurs ultrasonores	98
3.3.1.1	Le transducteur résonant à 100KHz	98
3.3.1.2	Le transducteur résonant à 270KHz	103
3.3.2	Le système mécanique	104
3.3.3	Réalisation électronique des systèmes de mesure ultrasonore	106
3.3.3.1	L'émetteur	107
3.3.3.2	Le récepteur	111
3.3.3.3	Traitement des données	112
3.3.3.3	Système permettant de faire l'extraction du mode $S_0$ en vue le comparer au mode $A_0$ .	114
	Description du système	114
3.3.3.4	Le circuit récepteur réalisé pour la détection du mode $S_0$	115
3.4	Conclusion	119
<b>Chapitre 4</b>	<b>Résultats de l'évaluation non destructive par onde de Lamb</b>	<b>120</b>
4.1	Caractérisation de l'os cortical	120
4.1.1	Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os cortical par les ondes ultrasonores	120
4.1.1.1	Introduction	120
4.1.1.2	Préparation et description des échantillons d'os corticale	122
4.1.1.3	Mesure de l'épaisseur de l'os cortical à partir des ondes de Lamb	123
4.1.1.3.1	Résultats des mesures de vitesse ultrasonore sur les os de veau	123
4.1.1.3.2	Résultats des mesures de vitesse ultrasonore sur l'ensemble des os préparés	125
4.1.1.4	Discussion et interprétation des résultats	127
4.1.1.4.1	Dépendance de la vitesse en fonction de l'épaisseur	127
4.1.1.4.2	Variation de la vitesse ultrasonore en fonction de la dispersion du mode antisymétrique $A_0$ de l'onde de Lamb	129
4.1.1.5	Evaluation de l'influence d'une décalcification provoquée	129
4.1.1.5.1	Influence sur un morceau d'os cortical	131
4.1.1.5.2	Influence de la décalcification sur l'os entier de veau	133
4.1.1.5.3	Commentaires et interprétation des résultats	136
4.1.1.5.4	Conclusion	138
4.1.2	Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os cortical par les ondes ultrasonores de volume	138
4.1.2.1	Les constantes élastiques de l'os	138
4.1.2.3	Matériels et méthodes	138
4.1.2.4	Conclusion	141

4.1.3	Effet des tissus mous sur les mesures de vitesses ultrasonores	142
4.1.3.1	Nécessité d'une correction de l'effet des tissus mous	142
4.1.3.2	Principe de rayonnement d'une onde ultrasonore le long d'une interface	143
4.1.3.2.1	Interface fluide – solide	143
4.1.3.3	Expression de la vitesse non corrigée du milieu intercalaire	145
4.1.3.6	Conclusion	149
4.2	Application à la détection des épaisseurs dans les plaques et tubes	151
4.2.1	Introduction	151
4.2.2	Mesure de la vitesse de propagation d'une plaque de plexiglas d'épaisseur 3mm par les pointes	151
4.2.2.1	Procédure des mesures	151
4.2.2.2	Résultats des mesures	152
4.2.3	Application à la détection des épaisseurs dans les tubes en plexiglas	154
4.2.3.1	Procédure de mesure	154
4.2.3.2	Présentation des résultats	155
4.2.3.3	Commentaire et interprétations sur les résultats obtenus	157
4.2.3.4	Conclusion	159
<b>5</b>	<b>Conclusion Générale et perspectives</b>	<b>160</b>
	Références	162
	Annexes	164

## Introduction générale

Les technologies ultrasonores de caractérisation dans les domaines médical ou industriel ont beaucoup évolués ces dernières années et suscitent beaucoup d'espoirs en matière de diagnostic et de suivi. Une méthode basée sur la transmission d'ondes ultrasonores basses fréquences, utilisant des transducteurs à pointes a été mise au point pour étudier la variation de l'épaisseur et les propriétés mécaniques à travers la variation de la vitesse ultrasonore de Lamb. Ces transducteurs, réalisés au laboratoire, sont constitués d'une pastille piézo-électrique vibrant en mode piston fixée sur un guide d'ondes métallique exponentiel résonnant en mode longitudinal. La méthode consiste à interroger un milieu à l'aide d'une impulsion ultrasonore et déterminer les caractéristiques mécaniques du milieu de propagation par une évaluation non destructive.

Dans le cadre de cette thèse, et à travers le système développé pour la mesure de la vitesse ultrasonore des ondes guidée, nous avons apporté notre contribution dans deux domaines distincts qui sont le biomédical et le contrôle non destructif industriel.

Dans le domaine médical, les mesures de vitesses ultrasonores dans l'os sont d'une grande importance clinique pour le diagnostic et le suivi de l'évolution des maladies osseuses telles que l'ostéoporose ou les affections métaboliques car elles permettent l'évaluation du changement des caractéristiques mécaniques de l'os. La réussite des implantations des prothèses dépend également en partie de la qualité de l'os. Les méthodes actuellement utilisées pour évaluer la qualité de l'os à travers la mesure de l'épaisseur de sa couche corticale sont la densitométrie et l'absorptiométrie biphotonique. Cependant, aucune d'entre elles ne permet de déterminer ses propriétés mécaniques. Les techniques ultrasonores ont beaucoup évoluées depuis quelques années pour tenter de répondre à ce besoin. La méthode que nous proposons est une investigation non invasive, elle semble prometteuse pour l'évaluation de la solidité osseuse. En effet, le module d'élasticité des os malades, notamment par ostéoporose, est

faible comparativement à celui d'un os normal. Le but de notre travail est d'établir un lien entre l'épaisseur de la couche corticale et la vitesse de l'onde ultrasonore. La technique a d'abord été mise au point et validée sur des os d'animaux. Cette technique peut être appliquée aussi bien *in vitro* qu'*in vivo*.

Dans le domaine industriel et notamment dans la détection des épaisseurs des tubes et des pipes d'une manière non destructive, le système précédemment décrit peut également apporter des solutions à beaucoup de préoccupations actuelles. En effet le système que nous proposons présente certains avantages par rapport aux autres méthodes actuellement utilisés. Les techniques non destructives de contrôle ou d'évaluation sont très variées et basées sur des phénomènes physiques divers tels que, par exemple, l'absorption de rayons X, le rayonnement d'infrarouges, la transmission optique, la propagation d'ondes acoustiques. Parmi tous les procédés existants, ceux basés sur la propagation d'ondes ultrasonores sont particulièrement faciles à mettre en œuvre car ils nécessitent des équipements relativement légers et sans danger pour les utilisateurs. On rencontre notamment des systèmes de balayage qui auscultent, zone après zone, des pièces de plus ou moins grandes dimensions (recherche de défauts), ou encore des systèmes fixes qui permettent d'effectuer des mesures localisées (épaisseur, densité, raideur du matériau, ...). La plupart des techniques ultrasonores utilisent des transducteurs d'immersion ou de contact. Un fluide ou un gel de couplage permet alors d'assurer une bonne transmission de l'énergie élastique entre les transducteurs et le milieu testé, contrairement au cas des transducteurs à pointes dont les mesures sont ponctuelles. L'emploi de ces couplants est parfois très contraignant en environnement industriel car il devient alors nécessaire soit de démonter les pièces à contrôler pour les immerger dans des cuves à eau ou les placer devant des jets d'eau, soit de les enduire de gel. Dans tous les cas, une phase de remise en état de la structure est nécessaire, impliquant donc une perte de temps et un coût non négligeable. La génération et la détection d'ultrasons par faisceaux laser permettent de contourner ces contraintes. Cependant ces procédés sont onéreux à l'achat et à l'entretien, et assez délicats à mettre en place en raison des réglages très fins généralement requis par les systèmes optiques. Un autre avantage non négligeable que présente notre système par rapport aux systèmes conventionnels est le fait que les procédures de mesure ultrasonores précédemment citées utilisent des transducteurs piézo-électriques plans qui deviennent inopérant dans le cas des structures de formes étroites et irrégulières. C'est pourquoi des méthodes dites de non-contact ou de contact ponctuel prennent un essor considérable pour la génération et la détection des signaux acoustiques dans les matériaux à tester. Une solution consisterait à pouvoir utiliser des transducteurs ultrasonores à contact ponctuel pour s'affranchir de toutes ces contraintes.

Nous présentons notre travail avec ses divers résultats selon quatre grandes parties.

Le premier chapitre est consacré d'une part à la description du tissu osseux de façon générale, par sa constitution, ses principales pathologies, les différents moyens de caractérisation, les différentes méthodes de diagnostic que ce soit par imagerie ou par la détermination des propriétés mécaniques. D'autre part, nous présentons les applications au contrôle non destructif dans le domaine industriel qui rentrent dans le cadre de notre travail. Nous décrirons les méthodes classiques d'investigation de la corrosion dans les tubes et les pipes.

Dans le deuxième chapitre nous abordons l'étude théorique et comparative de trois capteurs ultrasonores se comportant comme des sources quasi-ponctuelles rayonnant des ondes basse fréquence le milieu à caractériser. Dans la seconde partie, nous abordons une étude sur les ondes guidées dans la structure de propagation. Finalement nous

présentons une étude basée sur la modélisation nous permettant de tracer les courbes de dispersion des ondes de Lamb.

Le troisième chapitre présente les différents dispositifs qui ont fait l'objet des mesures d'amplitudes et de vitesses ultrasonores.. Nous commencerons par décrire le système initial et donner ses caractéristiques et ses performances, ensuite nous exposerons les différentes parties des systèmes mécaniques et électroniques qui ont été réalisés.

Le but du quatrième chapitre est de présenter les résultats expérimentaux sur la caractérisation de l'os par ultrason. Cette section est composée de deux parties : la première partie est consacrée à la caractérisation de l'os par la mesure de la vitesse de propagation des ondes de Lamb et ensuite l'étude de la variation de la vitesse ultrasonore en fonction de la décalcification, dans la deuxième partie de ce chapitre, nous présentons la faisabilité dans le domaine industriel notamment pour la détection des épaisseurs de matériaux où le milieu de propagation présente des formes de plaques ou tubulaires.

## CHAPITRE I

### DIAGNOSTIC DANS LES STRUCTURES TUBULAIRES APPLICATIONS BIOMEDICALE ET INDUSTRIELLE

Après avoir introduit le contexte dans lequel s'inscrit ce travail de thèse, nous présentons dans ce chapitre les techniques utilisées actuellement permettant de faire la caractérisation et le diagnostic dans les domaines médical et industriel que nous avons visés. Dans cette optique nous présentons dans la

première partie les différentes approches de caractérisation du tissu osseux et dans la seconde partie les méthodes de mesures et de diagnostics des épaisseurs des plaques et des tubes par les ondes de Lamb. Une fois dressé un bref état de l'art, nous exposons finalement les enjeux et objectifs de la thèse.

## 1. CARACTERISATION DU TISSU OSSEUX

### 1.1. Introduction

L'os humain est un matériau vivant en perpétuelle évolution. Il sait s'adapter aux sollicitations auxquelles il est soumis. Sa morphologie se transforme avec l'âge : changement de masse lors de la croissance, d'architecture et de propriétés mécaniques lors du remodelage (consolidation d'une fracture).

Le tissu osseux assure trois fonctions importantes dans l'organisme : une fonction mécanique de soutien et de locomotion de l'organisme, une fonction de protection des organes vitaux, une fonction biologique métabolique et de synthèse. L'une de ses activités apparentes est sa croissance liée à la modification permanente de sa forme.

L'os a été longtemps considéré comme un élément inerte de l'organisme. Cette hypothèse subjective va contre toute idée de croissance morphologique et biologique du corps. L'os est avant tout un organe vivant constitué de tissu conjonctif dont la caractéristique essentielle est sa dureté. Malheureusement cette dureté est vulnérable vis-à-vis du vieillissement et de l'arrêt de la sécrétion d'œstrogènes chez les femmes après la ménopause. Ces deux principaux facteurs qui fragilisent l'os provoquent l'ostéoporose qui est la principale et la plus répandue chez la femme ménopausée. La détection précoce de cette maladie et son effet sont les principaux défis pour les médecins et les instrumentistes dans le domaine du biomédical. Le principal progrès dans le diagnostic est l'estimation de la quantité osseuse via la densitométrie à rayons X, qui mesure la densité de l'os. Actuellement, la recherche consiste à mesurer un autre paramètre très important, la qualité de l'os. Ceci est possible si on le caractérise du point de vue mécanique. Ce chapitre présente, d'une part une description de l'os dans sa

globalité ainsi que ses fonctions et pathologies et, d'autre part une description des différentes approches de caractérisation.

## 1.2. Contexte : Le tissu osseux

### 1.2.1 Os cortical et os trabéculaire

Le squelette humain est constitué de deux types d'os, l'os cortical (ou os compact) et l'os trabéculaire (ou os spongieux), qui diffèrent essentiellement par leur structure, leur porosité (liée à la fraction volumique de tissu osseux) et leur répartition dans le squelette comme le montre la figure 1.1 [Mar93]. L'os cortical constitue la partie centrale des os longs (diaphyse), ainsi que l'enveloppe des os courts (vertèbres par exemple) ou plats (crâne) et de l'extrémité des os longs (épiphyse). Macroscopiquement, il se présente sous la forme d'un solide dense, et représente environ 80 % de la masse osseuse totale. Sa porosité est de l'ordre de 5 à 10 %. L'os trabéculaire possède quant à lui une structure extrêmement poreuse (porosité de l'ordre de 75 % à 95 %), formant l'extrémité des os longs et la partie centrale des os plats ou courts.

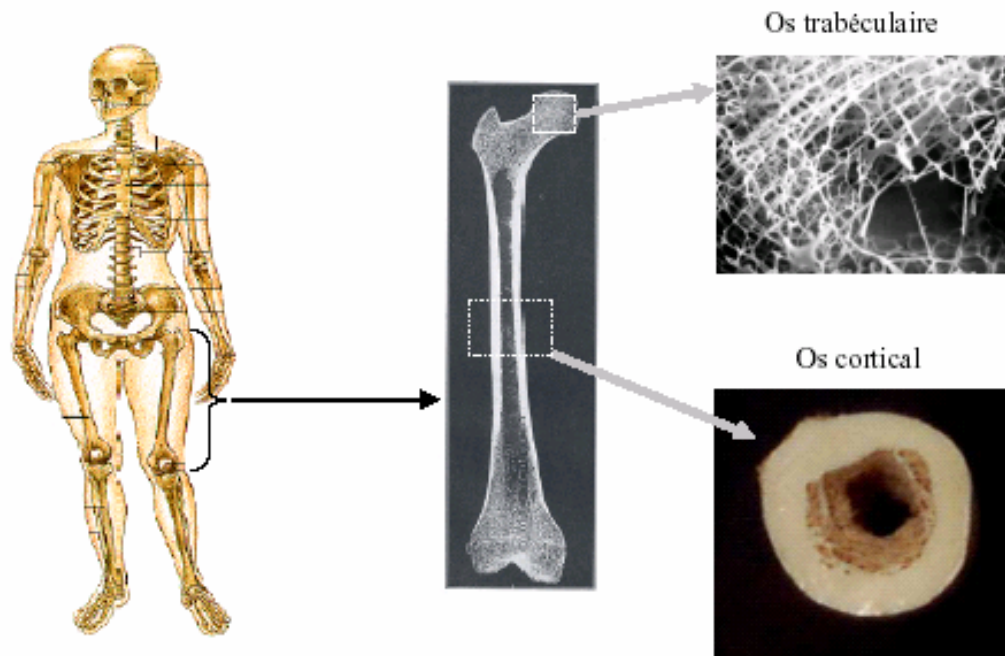


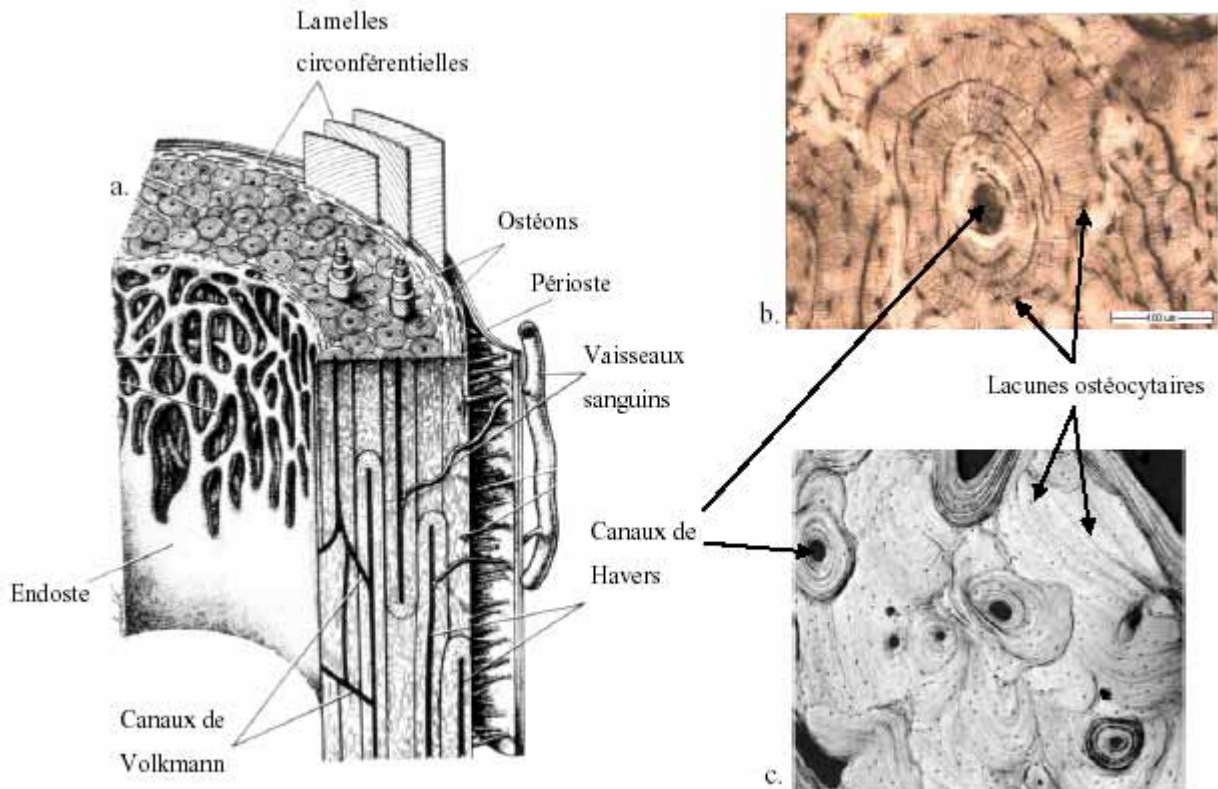
Figure 1.1 : Os trabéculaire et os cortical

Le tissu osseux (trabéculaire et cortical) est un milieu composite, hétérogène et anisotrope. Il est composé d'une matrice protéique extracellulaire

(essentiellement du collagène) sur laquelle sont fixés des cristaux minéraux d'hydroxyapatite. Le tissu osseux est à la fois solide et élastique : les cristaux minéraux lui confèrent sa dureté, mais il se casserait facilement sans la présence de fibres de collagène. L'os contient également plusieurs types de cellules (ostéoblastes, ostéoclastes et ostéocytes) qui contrôlent le processus dynamique de remodelage osseux. Le tissu osseux est en effet en évolution permanente et se régénère par un jeu constant de résorption (rôle des ostéoclastes) et de reconstruction (rôle des ostéoblastes) lui permettant de conserver et/ou d'adapter ses propriétés biomécaniques aux contraintes auxquelles il est soumis.

### 1.2.2. Structure de l'os cortical

Ce travail de thèse concernant plus particulièrement l'os cortical, pour ce qui suit nous décrivons succinctement sa structure. A l'échelle millimétrique, l'os cortical se présente sous la forme d'un solide dense (Figure 1.1 du paragraphe précédent). Une observation à l'échelle de la centaine de microns révèle une architecture organisée autour d'un élément structurant de base, l'ostéon ou système haversien [Kun96, All98]. L'ostéon se présente sous la forme d'un long cylindre étroit d'une longueur de l'ordre de 10 mm, dont le diamètre est compris entre 100 et 300  $\mu\text{m}$ . Chaque ostéon est composé d'un canal haversien central entouré d'une série de lamelles concentriques de matrice osseuse, contenant des nerfs et des vaisseaux capillaires. Le diamètre des canaux de Havers est de l'ordre de 50  $\mu\text{m}$ . Comme l'illustre la Figure 1.2 [Gra93], la diaphyse des os longs résulte d'un assemblage compact d'ostéons orientés le long de l'axe de l'os.



**Figure 1.2 : Structure de l'os cortical. La coque corticale résulte d'un assemblage compact d'ostéons (a), dont la structure en lamelle concentrique est illustrée sur une coupe histologique (b) et une image de microscopie acoustique à 400 MHz (c)**

Les canaux de Volkmann connectent d'une part les canaux de Havers entre eux, et d'autre part les canaux de Havers aux interfaces de l'os cortical. Entre les lamelles concentriques se trouvent des cavités où sont logées les cellules (lacunes ostéocytaires) de diamètre environ 10 à 20  $\mu\text{m}$ , interconnectées par les canalicules. A une échelle submicronique, les lamelles osseuses sont composées d'un assemblage de cristaux minéraux d'hydroxyapatite sur une matrice organique. Le degré de minéralisation des ostéons, c'est à dire la quantité d'hydroxyapatite, dépend de leur âge (plus les ostéons sont âgés, plus leur degré de minéralisation est important), et il est fréquent de voir côte à côte des ostéons présentant des degrés de minéralisation différents (Figure 1.2.c). La croissance de l'os cortical se fait par apposition de couches osseuses (lamelles circulaires) au niveau de l'interface externe (périoste) en contact avec les tissus mous, remodelées au fur et à mesure en systèmes haversiens. La résorption de l'os cortical se fait au niveau de l'interface interne (endoste) en

contact avec la moelle, où se trouvent les cellules les plus actives métaboliquement.

### 1.3 Les mécanismes de la perte osseuse

#### 1.3.1 La perte osseuse physiologique

La réduction de la masse osseuse (ostéopénie) avec l'âge est un phénomène physiologique inévitable, dont l'ampleur globale croît directement avec l'âge, ce qui fait le terrain de l'ostéoporose. Il y a là plusieurs facteurs qui interviennent depuis l'alimentation en passant par le mode de vie sans oublier les facteurs héréditaires. Le risque principal est celui des fractures. Le profil de la perte osseuse est très différent selon le sexe, la femme ayant, après 50 ans, une perte osseuse plus importante que celle de l'homme. L'accélération du remodelage osseux est fonction de la carence estrogénique accélérant la raréfaction osseuse, en particulier au niveau de l'os spongieux dont nombre de travées diminue d'une manière irréversible. Le pic de masse osseuse est atteint entre 18 et 25 ans puis la perte est nulle ou minime après 40 ans. Pour les femmes, après la ménopause, la carence en estrogènes induit une augmentation de la fréquence d'activation de nouvelles unités multicellulaire de remodelage, avec une résorption plus élevée que ne l'est la formation, ce qui résulte en un bilan négatif. La perte osseuse est très importante dans les années qui suivent la ménopause puis elle se ralentit. Chez les personnes âgées de plus de 70 ans, la perte osseuse est aggravée par la carence en calcium et vitamine D. On estime que la femme perd 40% de son capital osseux trabéculaire entre 20 et 80 ans alors que l'homme n'en perd que 27% selon une pente régulière [Dep98].

Nous avons décrit les fonctionnalités internes et externes du tissu osseux, son activité de remodelage et son rôle métabolique. Ces fonctions peuvent être altérées et occasionner des pathologies osseuses. Nous décrivons dans le paragraphe qui suit quelques-unes de celles-ci parmi les plus connues.

#### 1.3.2 L'ostéomalacie

Elle est caractérisée par une hyperostéïdose <sup>(1)</sup> entraînant des douleurs osseuses, des déformations et d'éventuelles fractures. C'est le rachitisme chez l'enfant. Elle trouve sa cause dans la carence en phosphore et en vitamine D qui participe à la fixation du calcium sur le tissu osseux. Ces carences induisent une mauvaise minéralisation des nouvelles matrices synthétisées par les ostéoblastes

### 1.3.3 La maladie de paget

Au cours d'une vie, les os se détériorent constamment, puis se reconstruisent. Dans le cas de la maladie de Paget, le processus normal de formation osseuse est bouleversé. L'os se détruit plus rapidement et lorsqu'il se reforme, il est plus " mou " qu'un os normal, donc peut se courber et se briser plus facilement. La zone affectée par la maladie de Paget peut rétrécir à cause de la courbure de l'os. Ou encore, l'os peut devenir plus long qu'auparavant en se reformant. La maladie de Paget peut affecter n'importe quel os, mais le crâne, les hanches, le bassin, les jambes et le dos sont généralement les zones les plus affectées par la maladie. Elle est occasionnée par une ossification anarchique et excessive faisant apparaître des renflements sur les surfaces interne et externe de l'os. Au stade avancé de la maladie, l'activité ostéoclastique est réduite comparativement aux fonctions ostéoblastiques. Elle se manifeste par des douleurs et s'accompagne d'une déformation progressive [Kun96].

### 1.3.4 L'ostéoporose

Les connaissances actuelles sont plus avancées qu'il y a environ 40 ou 50 ans, lorsque les chercheurs ont commencé à s'intéresser au rôle du vieillissement et de l'arrêt de la sécrétion d'œstrogènes. L'ostéoporose est une maladie fragilisante, caractérisée par une diminution de la densité osseuse et par des altérations de la microarchitecture de l'os. Cela aboutit à la survenue de nombreuses fractures. La plus précoce est la fracture du poignet qui survient généralement entre 55 et 60 ans. Les autres fractures, les plus fréquentes, sont les fractures vertébrales (ou tassements vertébraux, plus de 50 000 cas par an en France) qui surviennent vers 67 ans en moyenne, et les fractures du col du fémur

---

<sup>(1)</sup> Hyperostéïdose : défaut de minéralisation du tissu osseux néoformé.

(60 à 70 000) qui surviennent un peu plus tard, après 75 ans généralement. Les suites des fractures du col de fémur entraînent souvent une perte d'autonomie. Le coût humain est donc important.

Leur fréquence, leur morbidité, leur mortalité et leur impact économique justifient une politique de prévention et font de l'ostéoporose un problème de santé publique. A titre d'exemple, dans les pays occidentaux 30 à 40 % des femmes atteignant la ménopause auront une fracture liée à l'ostéoporose avant la fin de leur vie. On estime à 200 millions le nombre de femmes atteintes d'ostéoporose dans le monde. Aux USA, 14 milliards de dollars sont dépensés chaque année pour traiter les fractures ostéoporotiques. Les deux principaux axes de recherche sur l'ostéoporose concernent la détection précoce des patients ayant une ostéoporose afin de prévenir les fractures et le développement de traitements susceptibles de diminuer l'incidence de ces fractures.

Avant de discuter des méthodes actuelles de détection, introduisons brièvement le tissu osseux et ses modifications consécutives à l'atteinte ostéoporotique.

#### 1.3.4.1 Modifications osseuses dues à l'ostéoporose

Jusqu'à environ 35 ans, la balance entre formation et résorption osseuse est équilibrée. La résorption prend ensuite le pas sur la formation, et l'os se fragilise. Plus le capital osseux constitué à l'âge adulte jeune est important, plus la fragilisation est tardive. L'ostéoporose n'est autre que l'accentuation pathologique de ce vieillissement naturel de l'os. Chez la femme, la perte osseuse est accélérée après la ménopause en raison de la carence soudaine en œstrogènes. À partir de la trentaine, les femmes perdent 0.5 % de leur masse osseuse par année. Pendant les 5 à 10 ans qui suivent la ménopause, elles perdent de 2 à 5 % de leur masse osseuse tous les ans. Une femme peut perdre jusqu' à 30 % de son tissu osseux et jusqu' à 50 % au niveau des vertèbres au cours des 10 années de vie qui suivent la ménopause.

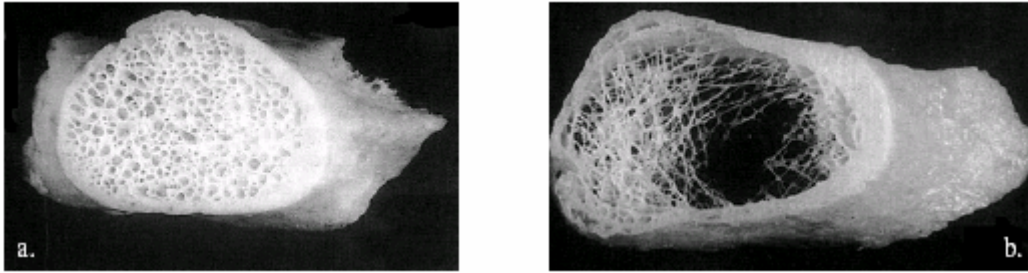


Figure 1.3 : Conséquences de l'atteinte ostéoporotique sur l'os trabéculaire (col fémoral). a. Femme de 23ans. b. Femme de 82 ans. [Nje97]

La perte osseuse peut également être aggravée par différents facteurs tels qu'une carence nutritionnelle, la sédentarité ou être secondaire à une pathologie. L'établissement de l'ostéoporose dépend donc du capital osseux de départ (pic de masse osseuse atteint aux environs de 25 ans) et de la vitesse de la perte osseuse. Au niveau de l'os trabéculaire, la perte osseuse se traduit par un amincissement et une raréfaction des travées (Figure 1.3). Au niveau de l'os cortical, elle résulte majoritairement d'une résorption endostéale, qui conduit à une diminution d'épaisseur pouvant atteindre 30 % à 50 %, à un accroissement de la porosité corticale et à une trabécularisation endostéale (Figure 1.4).

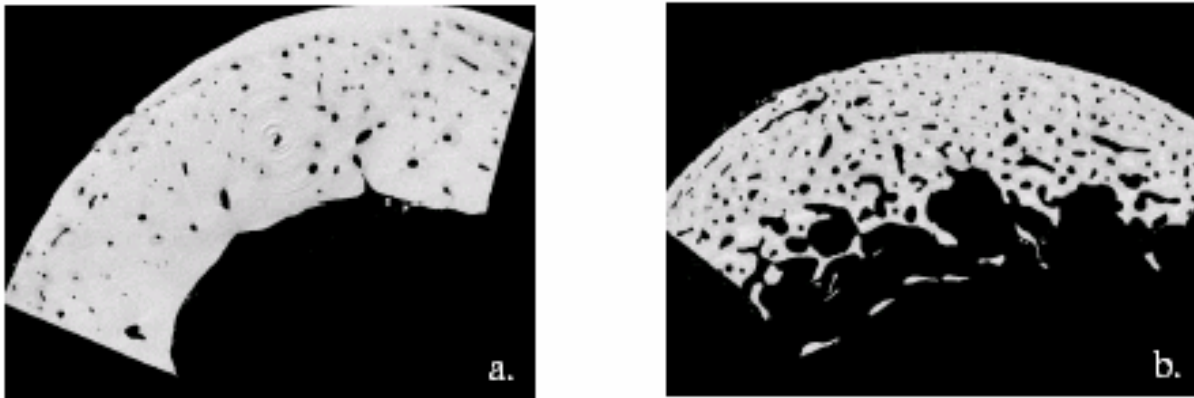


Figure 1.4 : Conséquences de l'atteinte ostéoporotique sur l'os cortical. Images obtenues par microtomographie à rayons X . a. Femme de 55 ans. b. Femme de 90 ans [Val85].

## 1.4 Les méthodes d'investigation du tissu osseux en pratique clinique

### 1.4.1 Introduction

Dans le cas général, les pathologies osseuses sont diagnostiquées après l'apparition de douleur. Ainsi l'évaluation de l'état de l'os est très importante afin de prévoir les risques éventuels de dégénérescence ou de fracture. Les premières techniques qui ont été utilisées sont plutôt qualitatives et permettent d'avoir une idée globale sur l'état de l'os.

Malheureusement, les résultats d'analyse dépendent de nombreux paramètres tels que les conditions d'examen et l'interprétation du manipulateur. Elles ont été progressivement remplacées ou complétées par des techniques capables de fournir des informations quantitatives sur l'os. Dans le paragraphe suivant, nous allons présenter les différentes méthodes de diagnostic, leurs limites d'application et leurs éventuelles évolutions

## 1.4.2 Les méthodes qualitatives

### 1.4.2.1 La radiologie osseuse

La radiologie osseuse est basée sur l'impression sur plaque photographique de la diffusion des rayons X par la matière qu'ils traversent (figure 1.5). Elle a été découverte par Röntgen en 1895 et constitue l'une des premières techniques d'imagerie interne du corps humain. Un système de radiologie est composé d'une source de rayon X, d'un système de collimation et d'enregistrement des rayonnements. Malgré l'introduction des techniques d'imagerie numérique (scanner à rayon X), l'examen radiologique repose encore souvent sur l'analyse visuelle des clichés. Elle est utilisée dans le diagnostic de plusieurs pathologies comme la déminéralisation osseuse ou encore le suivi de la reconstruction osseuse. Toutefois, la déminéralisation osseuse ne possède pas un très grand pouvoir séparateur. Par exemple, pour qu'une déminéralisation se traduise par une radio-transparence visible, il faut une perte de masse osseuse d'au moins 25% [Val85]. Les résultats de ces analyses varient en fonction des conditions techniques de prise des clichés tel que le matériel, les paramètres radiologiques utilisés [Pal04]. De plus, l'interprétation des clichés dépend fortement de l'appréciation du praticien. Pour un meilleur diagnostic, plusieurs clichés sont parfois nécessaires, ce qui entraîne un coût considérable de l'analyse. Le diagnostic est éventuellement conforté par des examens complémentaires.

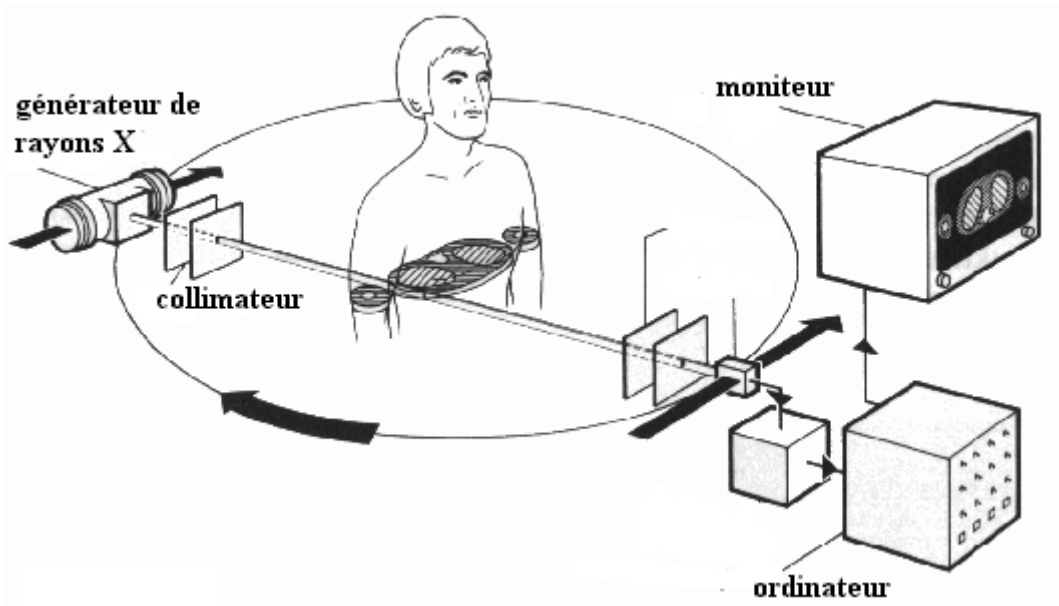


Figure 1.5 Principe du scanner à rayon X

### 1.4.2.2 La scintigraphie osseuse

Le principe de la scintigraphie consiste à détecter le rayonnement gamma émis par des molécules marquées par un traceur radioactif et injectées par voie intraveineuse. Après injection, celles-ci vont se fixer sur les tissus à analyser [Dup88]. La figure 1.6 montre un dispositif d'examen. Lourd à mettre en œuvre, cet examen est effectué uniquement dans les centres médicaux dotés d'un service de médecine nucléaire.

En scintigraphie osseuse, le degré de fixation des molécules marquées par les tissus donne une information sur l'état de l'os. Lors de l'examen, un temps de pause est nécessaire après l'injection du traceur. Ce temps peut aller de quelques minutes à deux ou trois heures selon la pathologie. L'image obtenue à l'aide d'une caméra gamma permet d'avoir une visualisation du métabolisme et du remaniement du tissu osseux. Par exemple, le remodelage ostéoblastique est observé par une hyperfixation qui peut être quantifiée par l'analyse de l'image. Cet examen est également prescrit pour des affections tumorales ou des pathologies rhumatologiques.



Figure 1.6 principe de la scintigraphie osseuse

### 1.4.3 Les méthodes quantitatives

Elles se sont développées à partir des années 60 et ont pour objectif d'effectuer une mesure de la densité ou de la masse osseuse nécessaire pour un diagnostic plus précis des différentes pathologies. Elles sont généralement basées sur la quantification de l'absorption de photons par la matière analysée qui est exprimée par [Rou97]:

$$I = I_0 \exp(-\mu d) \quad (1.1)$$

$I_0$  et  $I$  sont respectivement l'énergie incidente et transmise,  $\mu$  le coefficient d'absorption du milieu et  $d$  son épaisseur. Il existe plusieurs techniques d'absorptiométrie que nous présentons brièvement dans les paragraphes suivants.

#### 1.4.3.1 L'absorptiométrie radiologique ou radiogrammétrie

C'est l'une des premières techniques d'estimation de la densité osseuse. L'utilisation de clichés de radiographie pour la détection de la perte osseuse est insuffisante lorsqu'elle n'atteint pas au moins 30%. L'absorptiométrie radiologique tente d'apporter une solution pour la mesure de la densité osseuse à travers la phalange. On effectue la radiographie standard de la main avec une plaque d'aluminium placée à côté du site. La densité minérale osseuse (BMD<sup>1</sup>) ou le contenu minéral osseux (BMC<sup>2</sup>) est déterminée par rapport à une calibration sur l'aluminium [Gen96, Lav83]. La BMD, exprimée en g/m<sup>2</sup>, est définie comme une densité osseuse rapportée à une surface de projection. Le BMC est par contre, exprimé en gramme.

<sup>1</sup> BMD : Bone Mineral Density

<sup>2</sup> BMC : Bone Mineral Content

Le site de mesure varie en fonction de la technique. L'une d'elles propose l'estimation de la densité de toute la main qui intègre l'os trabéculaire et l'os cortical. Une technique développée par les Japonais effectue les mesures sur la diaphyse du deuxième métacarpiens [Mat94] tandis qu'une autre mise au point en Europe effectue les mesures sur les diaphyses de la deuxième phalange pour la quantification du BMD de l'os cortical seul [Tro87]. Cette méthode est utilisée pour évaluer la perte osseuse chez les sujets à risque d'ostéoporose.

### 1.4.3.2 Absorptiométrie monophotonique et biphotonique

La première version de cette technique est l'absorptiométrie monophotonique SPA<sup>1</sup> apparue dans les années 60. Elle est utilisée pour la quantification du contenu minéral de l'os aux différents sites périphériques comme le radius (à prédominance corticale) et le calcaneum (à prédominance trabéculaire) [Lav83, Gen96]. Le principe général est basé sur la mesure de l'absorption d'un faisceau monochromatique provenant d'une source de rayons gamma à travers l'os et les tissus. Afin de prendre en compte l'épaisseur des tissus mous qui recouvre l'os, on quantifie l'absorption pour deux niveaux d'énergies. Il est alors possible d'évaluer les paramètres relatifs à chaque milieu traversé en résolvant les deux équations à deux inconnues données ci-après. C'est le principe de l'absorptiométrie biphotonique DPA<sup>2</sup> [Lav83].

$$I_1 = I_{01} \exp(-\mu_{os1}S_{os} - \mu_{m1}S_m) \quad (1.2)$$

$$I_2 = I_{02} \exp(-\mu_{os2}S_{os} - \mu_{m2}S_m) \quad (1.3)$$

Où :

- $I_1$  : Intensité transmise à basse énergie.
- $I_2$  : Intensité transmise à haute énergie.
- $I_{01}$  : Intensité incidente à basse énergie.
- $I_{02}$  : Intensité incidente à haute énergie.
- $S_{os}$  et  $S_m$  sont respectivement les densités surfaciques de l'os et des tissus mous.
- $\mu_{os1}$  et  $\mu_{os2}$  : sont les coefficients d'atténuation dans l'os correspondants aux niveaux d'énergie bas et haut.
- $\mu_{m1}$  et  $\mu_{m2}$  : sont les coefficients d'atténuation dans les tissus mous pour les deux niveaux d'énergie.

<sup>1</sup> SPA: Single Photon Absorptiometry.

<sup>2</sup> DPA: Double Photon Absorptiometry.

Ainsi la DPA<sup>1</sup> permet d'effectuer des mesures sur des os plus profonds du fait de la possibilité de différenciation des tissus mous (rachis lombaire, le col fémoral, squelette entier). Récemment la source gamma a été remplacée par un tube à rayon X permettant de faciliter la manipulation de l'appareil et de réduire son coût. Il s'agit alors des techniques SXA<sup>2</sup> et DXA ou DEXA<sup>3</sup> équivalentes respectivement à la SPA et à la DPA. Le temps d'examen est également diminué.

La DEXA a été introduite à partir de 1987 en vue d'améliorer les résultats de la DPA. Actuellement, elle constitue la technique de référence pour l'évaluation de la BMD et de la BMC. Le dispositif d'examen est présenté sur la figure 1.7. Le patient est allongé sur une table d'examen munie d'un système de déplacement bidimensionnel dans lequel sont abritées les sources de rayons X. le système effectue un balayage par pas de 1 ou 2 mm sur le site de mesure. Une image du site ainsi obtenue est découpée en petites zones dont la surface et la masse du contenu minéral (BMC) sont estimées. La densité minérale sur chaque zone exprimée en  $\text{gr}/\text{cm}^2$  est donnée par le rapport entre la BMC et la surface de la zone. Cette densité ramenée par unité de surface ne reflète pas la densité réelle au sens physique du terme.

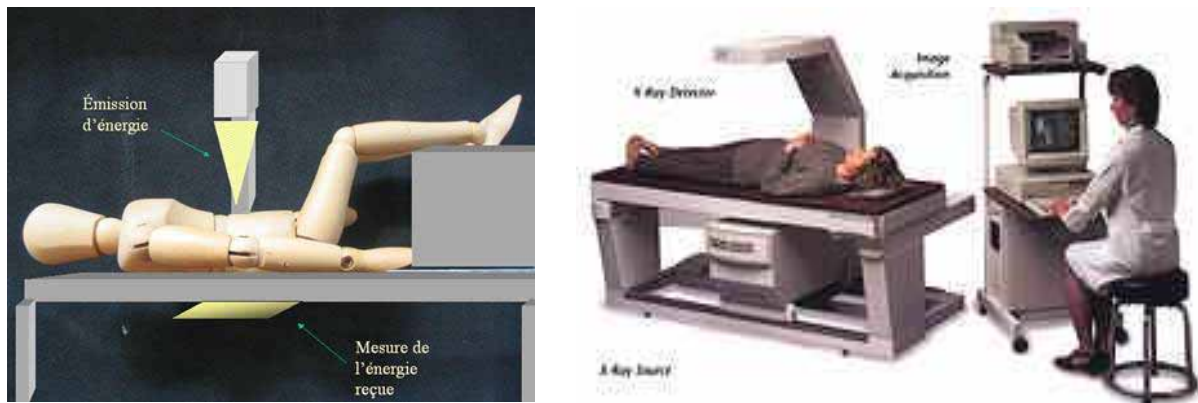


Figure 1.7 Principe de l'absorptiométrie radiologique

<sup>1</sup> DPA: Double photon Absorptiometry.

<sup>2</sup> SXA : Single X-ray Absorptiometry.

<sup>3</sup> DXA/DEXA : Double X-ray absorptiometry/ Double Energy X-ray Absorptiometry

### 1.4.3.3 La tomodensitométrie ou quantitative computer tomography.

Trois types de méthodes sont les répertoires dans cette catégorie : il s'agit du scanner, de la tomographie à haute résolution et la tomographie périphérique. Ces techniques utilisent également des rayons X en simple ou en double niveau d'énergie. Elles permettent de quantifier une densité volumique minérale de l'os cortical et de l'os trabéculaire contrairement à la DXA [Gen96]. Les sites de mesure sont généralement les vertèbres lombaires. Les images de la figure 1.8 montrent le principe du dispositif de type scanner. Les principaux inconvénients du scanner sont une irradiation plus importante et son coût très élevé.

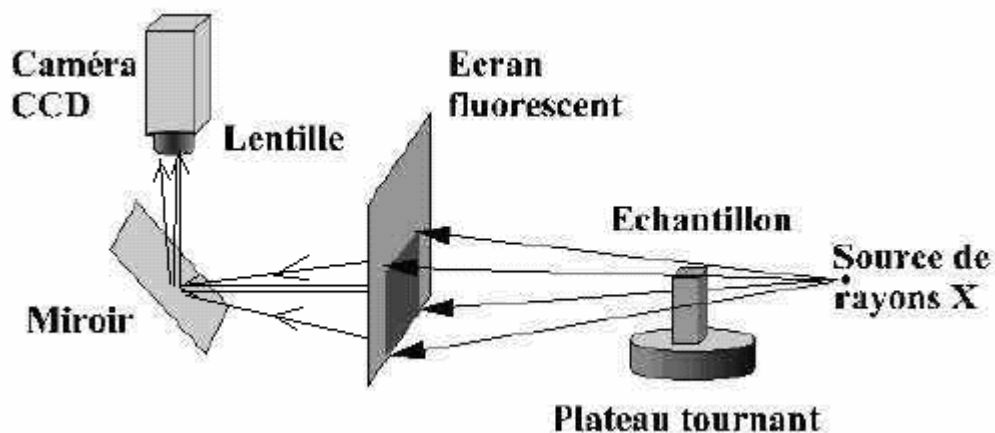


Figure 1.8 Schéma de principe d'un tomographe.  
Acquisition de l'image

## 1.5 Conclusion

Toutes ces méthodes de caractérisation du tissu osseux sont basées sur l'imagerie de l'os à partir de laquelle on effectue soit une appréciation visuelle soit une analyse d'image permettant d'extraire un paramètre quantitatif.

Généralement, on quantifie la densité minérale osseuse (BMD) ou le contenu minéral osseux (BMC). Le tableau 1.1 montre une comparaison des différentes méthodes décrites dans ce chapitre. Si certaines techniques donnent des résultats plus au moins satisfaisants, on peut noter des inconvénients majeurs dans leur exploitation :

- Système lourd à mettre en œuvre nécessitant un manipulateur spécialisé.

- Coût d'examen élevé
- Seuls les centres hospitaliers en sont équipés.
- Certaines méthodes présentent un taux d'irradiation important.

Actuellement la DEXA est la méthode de référence en matière de caractérisation de la densité osseuse.

Type d'examen	Site de mesure	Types d'information	Commentaires
<b>Radiologie</b>	Tout type d'os	Appréciation visuelle pour l'évaluation d'une Radio-transparance. Détection de la déminéralisation osseuse et autre pathologie osseuse	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Irradiation</li> <li>✓ Résultat qualitatif, subjectif et de précision insuffisante</li> </ul>
<b>Scintigraphie</b>	Tout type d'os	Appréciation visuelle pour l'évaluation d'une hyperfixation traduisant un dysfonctionnement métabolique	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Lourd à mettre en œuvre</li> <li>✓ Injection de produits radioactifs</li> </ul>
<b>Radiogrammétrie</b>	Tous types d'os	Numérisation de cliché radiologique standard pour la quantification d'une perte osseuse	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Coût élevé</li> <li>✓ Irradiation</li> </ul>
<b>SPA et SXA</b>	Site périphérique : Avant bras, calcanéum	Quantification de BMC et BMD pour la détection d'une perte osseuse	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Irradiation</li> <li>✓ Pas très précis pour la détection de perte osseuse</li> <li>✓ Temps d'examen plus ou moins long</li> </ul>
<b>DPA et DEXA</b>	Sites plus profonds Et corps entier	Quantification de BMC et BMD pour la détection d'une perte osseuse	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Irradiation</li> <li>✓ Amélioration de résultat pour la détection de perte osseuse par rapport à la SPA et SXA</li> <li>✓ Temps d'examen plus court</li> </ul>
<b>QCT<sup>1</sup></b>	Vertèbres lombaires plus souvent et autre site (avant bras)	Densité volumique osseuse pour la détection d'une perte osseuse	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Taux d'irradiation élevé</li> </ul>

**Tableau 1.1 Récapitulatif des différentes techniques d'investigation du tissu osseux en pratique clinique**

<sup>1</sup> Quantitative Computer Tomography.

## 1.6. Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os

Déterminer le comportement physique de l'os est important pour étudier sa fonction mécanique. Cette information est aussi utilisée pour déterminer les changements physiologiques de l'os dus aussi bien à la maladie ou au vieillissement qu'aux médicaments élaborés pour contrebalancer les effets de ces derniers.

Quand une force est appliquée sur un os, il va se déformer. La déformation est fonction des propriétés du matériau et de sa structure. La déformation de l'os est fonction de la force qui lui est appliquée.

Dans cette partie, on se propose d'étudier la relation entre la force appliquée sur l'os et la déformation produite et déduire le module d'élasticité (module de Young) à travers cette variation. Ce coefficient d'élasticité est directement lié à la dureté de l'os.

### 1.6.1 Les essais mécaniques de compression

La courbe Contrainte - Déformation d'un essai en compression sur un échantillon d'os spongieux se décompose en trois phases : [Car77]

1. une partie linéaire correspondant au domaine élastique,
2. une phase de déformation plastique rapidement suivie de la ruine de l'échantillon puis de la stabilisation de la contrainte de compression donnant lieu à un plateau sur la courbe de compression,
3. une phase de consolidation, qui intervient après l'affaissement complet des cellules de la structure spongieuse (Figure 1.9).

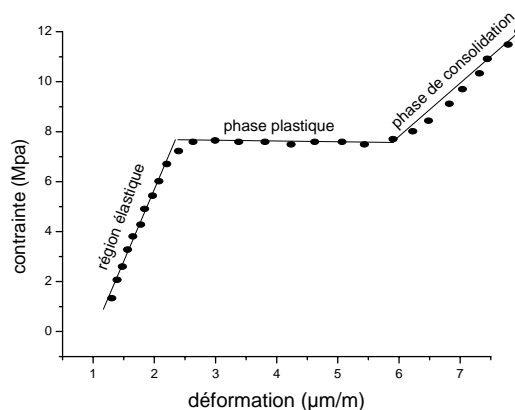


Figure 1.9 Courbe contrainte déformation sur l'os cortical

A partir de la courbe de la contrainte en fonction de la déformation, on peut en déduire le comportement élastique et plastique du matériau ainsi que sa limite de rupture. Le module de Young est donné par le rapport entre la contrainte appliquée et la déformation

dans la zone de déformation élastique. Le coefficient de poisson est déterminé à partir de la déformation latérale. Le caractère anisotrope de l'os peut alors être mis en évidence par cette technique. Il ne présente pas la même résistance en compression dans le sens longitudinal que dans le sens radial. Ainsi dans la biomécanique de l'os décrite par Sedel et al, on retrouve des valeurs de module de Young comprise entre 16 et 22Gpa pour l'os cortical dans la direction longitudinal et 8 à 14 Gpa dans le sens radial. Quant au coefficient de poisson, il est compris entre 0.2 et 0.4 [Sed93].

Dans leur travaux, Carter et al ont mesuré le module de Young de l'os trabéculaire pour différentes vitesses d'application de contraintes (comprise entre 0.0001 et 10 s<sup>-1</sup>) correspondantes aux situations d'une activité humaine normale. La vitesse d'application de la contrainte pour une activité normale étant de l'ordre de 0.002 s<sup>-1</sup> pour une marche et de 0.01 s<sup>-1</sup> à 2.2 s<sup>-1</sup> pour une course à pied [Car77]. Les auteurs ont de ce fait établi une relation entre le module de Young E et la vitesse d'application de la contrainte  $\epsilon$  ( $E = \epsilon^{0.06}$ ). Quelques valeurs de la vitesse en fonction du module de compression sont reportées dans le tableau 1.2. Ces résultats montrent que le module de Young semble dépendre de la vitesse de d'application de la contrainte, ce qui montre la faculté de l'os à s'adapter aux conditions de sollicitation. Toutefois, ces résultats sont à prendre avec beaucoup de prudence au regard des écarts types présentés.

Vitesse de contrainte ( $\epsilon$ en s <sup>-1</sup> )	Module de compression E (Mpa) Valeur moyenne $\pm$ écart type
0.001	56.6 $\pm$ 9.7
0.01	75.5 $\pm$ 11.8
0.1	81.5 $\pm$ 8
1	81 $\pm$ 17.1
10	83.7 $\pm$ 13.8

Tableau 1.2 Valeurs du module de Young dans l'os trabéculaire obtenu par essai de compression d'après les études de Carter et al

Nicholson et al ont montré par la même technique que la densité apparente<sup>9</sup> de l'os trabéculaire est corrélée à l'anisotropie mécanique et aux modules de Young  $E_{SI}$ ,  $E_{AP}$ ,  $E_{LT}$  mesurés dans les trois directions respectives : superio-inférieur (direction axiale), antéro-postérieure (direction radiale) et latérale (direction circonférentielle) [Nic97]. L'anisotropie mécanique est définie comme le rapport entre  $E_{SI}$  et  $E_{LT}$ . Ils concluent que la

<sup>9</sup> Densité apparente : densité mesurée pour les échantillons d'os trabéculaire dégraissés et séchés. Elle est obtenue par le rapport entre la masse de tissu minéralisé de l'échantillon et le volume total de l'échantillon.

perte osseuse dans le cas du tassement de vertèbre s'accompagne d'un durcissement des travées osseuses et une diminution de la densité apparente.

Les résultats des travaux sur l'os trabéculaire présentés dans la bibliographie ne convergent pas toujours. Ainsi certains auteurs soutiennent que la matrice trabéculaire a les mêmes propriétés élastiques que l'os cortical [Pug73]. Carter et al ont abouti à la même conclusion en extrapolant la relation entre la densité apparente et le module de Young obtenu par des mesures sur l'os trabéculaire dans la plage de densité correspondante à l'os cortical [Car77]. Ils ont montré que pour des valeurs élevées de densité, on retrouve les propriétés élastiques de l'os cortical. D'autres études parallèles montrent que la différence des propriétés mécaniques des deux types d'os ne s'explique pas uniquement par la différence de porosité (15% pour l'os cortical et 70% pour l'os trabéculaire) [Mit88]. Des études effectuées [Hob92, Rho96, Hob97] sur un grand nombre de spécimens cortical et spongieux issus du même os utilisant une même technique démontre que l'os cortical n'est pas un os trabéculaire plus dense.

Si la constitution chimique du tissu osseux est la même pour les deux types d'os, ils présentent cependant une grande différence du point de vue de l'organisation des lamelles tissulaires. De ce fait, ils peuvent être considérés comme deux structures différentes.

La caractérisation par ultrasons constitue une alternative aux essais mécaniques. Un des avantages par rapport aux techniques de tests mécaniques est la possibilité de les mettre en oeuvre *in vivo*. On peut également envisager la possibilité d'accéder à ces paramètres mécaniques en régime dynamique dans des gammes de fréquences inaccessibles par les essais mécaniques classiques.

## 1.7 Caractérisation ultrasonore de l'os

Les méthodes ultrasonores appliquées à l'étude de l'os apportent différentes informations. Les ondes ultrasonores utilisées en transmission permettent d'évaluer les caractéristiques mécaniques élastiques d'un matériau [Ash84] et des mesures d'atténuation et de célérité sont utilisées cliniquement pour la caractérisation de l'os [Han96].

### 1.7.1 Cas isotrope

Il existe plusieurs types d'onde à savoir les ondes de volumes, les ondes de surface et les ondes guidées. Grâce à la connaissance des caractéristiques de propagation de ces ondes, on peut remonter aux propriétés mécaniques du milieu.

Les relations suivantes expriment par exemple la vitesse de propagation des ondes ultrasonores de volume, longitudinale  $V_L$  et transversale  $V_T$  en fonction des propriétés mécaniques d'un milieu homogène et isotrope.

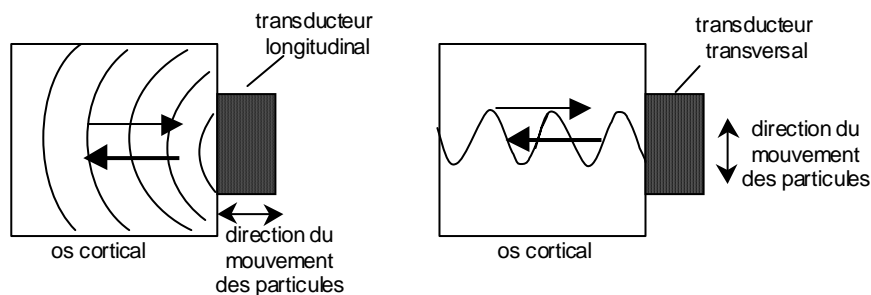
Les modules de Young et le coefficient de Poisson sont alors données par :

$$E = 2\rho V_T^2(1 + \nu) \quad (1.4)$$

$$\nu = \frac{1 - 2\left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2}{2 - 2\left(\frac{V_T}{V_L}\right)^2} \quad (1.5)$$

où  $E$  est le module de Young,  $\nu$  le coefficient de poisson,  $V_L$  et  $V_T$  les vitesses longitudinales et transversale et  $\rho$  la masse volumique de l'os.

Les modes purs de propagation des ultrasons dans les solides correspondent à la propagation d'ondes longitudinales (caractérisée par un mouvement des particules solides parallèle à la direction de propagation de l'onde), et à la propagation d'ondes transversales (caractérisée par un mouvement des particules perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde) (Figure 1.11).



**Figure 1.11 Propagation d'onde ultrasonore dans un échantillon osseux**  
a) propagation d'onde longitudinale, b) propagation d'onde transversales

## 1.7.2 Cas anisotrope

Un matériau est caractérisé par sa classe de symétrie cristallographique qui définit son tenseur d'élasticité. La classe de symétrie représentée par une matrice peut comporter jusqu'à 21 coefficients élastiques indépendants. La connaissance du groupe cristallographique permet d'avoir des relations de dépendance entre les coefficients élastiques et de réduire la matrice.

La mesure des propriétés mécaniques du tissu osseux a fait l'objet de plusieurs études [Lan70, Yoo76, Van81, Ash84, Hob92, Rho96, Hob97]. Certaines approches considèrent l'os cortical comme un matériau de symétrie hexagonale comme il a été montré dans les travaux de Lang, Yoon et *al* en se basant sur l'organisation des lamelles d'ostéons autour des canaux sanguins. Le tenseur d'élasticité ne comporte alors que 5 coefficients indépendants.

$$C_{ij} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & 0 & 0 & 0 \\ c_{12} & c_{11} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ c_{13} & c_{13} & c_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{c_{11} - c_{12}}{2} \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

$C_{ij}$  : coefficient d'élasticité

Ces coefficients élastiques sont déterminés à partir des vitesses longitudinale et transversale suivant trois axes, sur des échantillons cubiques d'os cortical frais et déshydraté. A partir de ces coefficients, on déduit les modules de Young (E) et de cisaillement (G) dans les différentes directions. En général, les valeurs du module de Young sont comprises entre 10 Gpa et 31 Gpa et celles du module de cisaillement sont comprises entre 4,7 Gpa et 8 Gpa. Les valeurs maximales pour les deux paramètres sont obtenu suivant l'axe principal c'est à dire le long de la diaphyse. Ces valeurs ont permis de conclure que l'os cortical est plus anisotrope vis à vis du module de Young que du module de cisaillement.

D'autres études ont été menées en considérant l'os comme un matériau à symétrie orthorhombique. Le tenseur élastique comporte alors 9 coefficients indépendants [Hob97]. Hobato a pu aussi établir un plan de variation des propriétés mécaniques en fonction de la position de l'os cortical et l'os trabéculaire.

$$[C_{ij}] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

A partir des valeurs du module de Young et du module de cisaillement extraites des mesures, il ressort que l'os cortical présente des propriétés élastiques plus homogènes dans le sens longitudinal que dans le sens circonférentiel. On observe des variations de moins de 10% suivant la direction longitudinale. Ces résultats ont été confirmés par Hobatho et al [Hob97] dans les mêmes conditions expérimentales mais sur un plus grand nombre d'échantillons de différents types d'os et de différentes provenances. Ils aboutissent à la conclusion qu'il n'y a pas de variation significative de propriétés le long de l'os cortical. Ceci pourrait être expliqué par l'organisation micro structurale des ostéons (système Haversien). Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus dans les études précédentes de Lang [Lan70] même si les modèles de symétrie ne sont pas identiques. On repère également certaines zones de propriétés élastiques moins élevées comme le côté latéral du tibial proximal correspondant au point d'insertion d'un ligament, ce site plus poreux présente une grande vascularisation [Rho96] (voir tableau 1.3). Quant à l'os trabéculaire, l'inhomogénéité de sa structure entraîne une très forte dispersion des différents paramètres [Hob97].

On retrouve également dans le tableau 1.3 les données concernant les os de bovin [Van81] dont il va être question dans l'étude expérimentale du quatrième chapitre.

La mesure des propriétés mécaniques du tissu osseux reste délicate que ce soit par tests mécaniques ou par ultrasons. Si on retrouve globalement les mêmes ordres de grandeur, il est à noter qu'elles varient d'une part en fonction de l'individu et d'autre part en fonction du site de mesure. De ce fait, il est difficile de définir une mesure standardisée pour le diagnostic d'une pathologie.

<b>Type d'échantillon</b>	<b>Phalange bovin</b>	<b>Fémur bovin</b>
<b>Modèle cristallographique considéré</b>	<b>Symétrie Hexagonale [Lan70]</b>	<b>Symétrie Orthotrope [Van81]</b>

<b>E1(GPa)</b>	11,3	11,6
<b>E2(GPa)</b>	11,3	14,6
<b>E3(GPa)</b>	22	21,9
<b>G12(GPa)</b>	3,8	5,29
<b>G13 (Gpa)</b>	5,4	6,29
<b>G23(GPa)</b>	5,4	6,99
<b>v<sub>12</sub></b>	0,484	0,302
<b>v<sub>13</sub></b>	0,203	0,109
<b>v<sub>23</sub></b>	0,203	0,205
<b>v<sub>21</sub></b>	0,484	0,380
<b>v<sub>31</sub></b>	0,396	0,206
<b>v<sub>32</sub></b>	0,396	0,307

Tableau 1.3 Valeurs expérimentales et caractéristiques mécaniques (Module de Young E, module de cisaillement G et de coefficient de Poisson  $\nu$ )

### 1.7.3 Etat de l'art sur les différentes méthodes ultrasonores

On trouve dans la littérature de nombreuses méthodes de caractérisation ultrasonore de l'os *in vitro* ou *in vivo* dont certaines sont actuellement en cours de validation ou validées cliniquement par plusieurs études prospectives. Toutes ces méthodes utilisent avec plus ou moins de succès des mesures de vitesse et d'atténuation des ultrasons. Si le problème est bien maîtrisé *in vitro*, beaucoup de difficultés sont rencontrées *in vivo*, notamment à cause des tissus mous environnants.

#### 1.7.3.1 Mesure *in vitro*

Nous présentons dans ce paragraphe quelques travaux relatifs aux mesures de vitesse et d'atténuation *in vitro*. Ces paramètres sont mesurés soit en réflexion soit en transmission.

Wu *et al* ont proposé une méthode de mesure de la vitesse des ondes longitudinales et transversales par spectroscopie ultrasonore [Wu97, Wu96]. Elle repose sur une excitation en large bande permettant d'évaluer la dispersion de la vitesse de propagation dans l'os cortical de bovin sur une gamme de fréquence s'étalant de 4 MHz à 10 MHz (Figure 1.12).

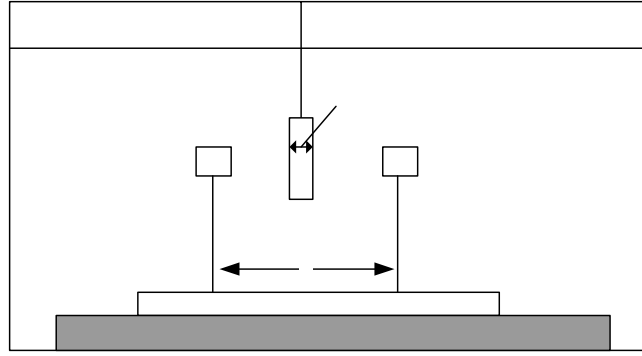


Figure 1.12 Dispositif expérimental de mesure de vitesse ultrasonore proposé par Wu et al [Wu97]

Eau

Les transducteurs sont fixés sur un plateau rotatif et un rail pour varier l'angle d'incidence du faisceau ultrasonore. Pour la mesure de la vitesse longitudinale, le principe est le suivant : dans un premier temps, on effectue une mesure dans l'eau sans l'échantillon, les deux transducteurs étant séparés par une distance  $h$ , puis on place l'échantillon d'épaisseur  $d$  sous incidence normale. Par la transformée de Fourier rapide (FFT), on extrait la phase et l'amplitude des deux signaux reçus en fonction de la fréquence. Les auteurs ont pu ainsi déterminer la vitesse de phase et l'atténuation dans le milieu en utilisant les relations suivantes [Wu97] :

$$V_l = \frac{C_w}{1 + C_w (\phi_s - \phi_w \pm 2m\pi) / (2\pi f d)} \quad (1.8)$$

$$\alpha = \alpha_w + \frac{1}{d} \text{Ln} \left[ \frac{T_l A_s}{A_w} \right] \quad (1.9)$$

$$T_l = \frac{4Z_w Z_l}{(Z_w + Z_l)^2} \quad (1.10)$$

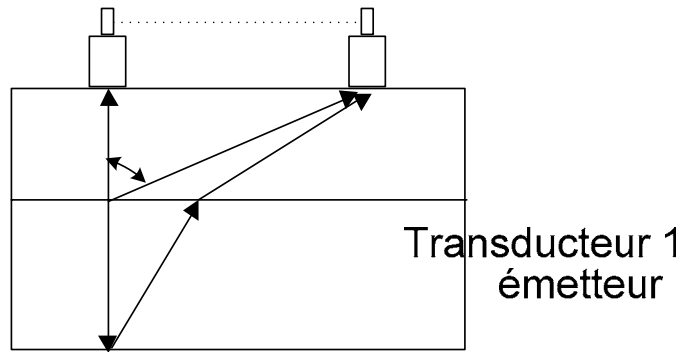
où  $C_w$  et  $\alpha_w$  sont respectivement la vitesse et le coefficient d'atténuation dans l'eau et  $T$  est le coefficient de transmission des ondes longitudinales fonction de l'impédance acoustique de l'eau et du milieu sous investigation.  $\phi_w$ ,  $\phi_s$ ,  $A_w$  et  $A_s$  correspondent respectivement, aux phases et amplitudes du spectre des signaux reçus avec os et à vide,  $m$  étant un nombre entier.

La mesure de la vitesse transversale est effectuée sous incidence oblique  $\theta_i$  par conversion de mode dans le milieu. La vitesse transversale est donnée par la relation suivante :

$$C_t = \frac{C_w}{\left[ \sin^2 \theta_i + \left[ \frac{C_w (\phi_s - \phi_w \pm 2m\pi)}{2\pi f d} + \cos \theta_i \right]^2 \right]^{1/2}} \quad (1.11)$$

L'angle d'incidence  $\theta$  doit être supérieur à l'angle critique de propagation de l'onde longitudinale dans le milieu. Wu et al, montrent à partir des résultats obtenus que les vitesses longitudinale et transversale sur la plage de fréquence considérée ne varient pas de façon significative. Lee et al [Lee97] ont mené une étude similaire sur une plus large bande de fréquence (5 MHz-100 MHz) [Lee92]. Ils ont observé une variation maximale inférieure à 4% et 5% respectivement pour la vitesse axiale et radiale.

Une technique mise au point par Chen et al [Che97] consiste à mesurer la vitesse ultrasonore par une méthode différentielle dans laquelle il n'est pas nécessaire de connaître l'épaisseur de l'échantillon. Un milieu de couplage a été introduit pour simuler les tissus mous afin de se rapprocher de la situation in vivo. La méthode est basée sur l'utilisation de deux transducteurs ultrasonores de quelques centimètres de diamètre et de fréquence centrale de 1 MHz. Le premier est utilisé en émission/réception alors que le deuxième est utilisé seulement en réception. Les deux transducteurs sont placés sur la même face de l'échantillon et sont séparés par une distance  $d$  comme indiqué sur la figure 1.13 le deuxième transducteur est incliné légèrement afin de recevoir les ondes réfléchies sous un angle  $\theta$ . La vitesse ultrasonore dans le tissu osseux est déterminée à partir du temps de vol des différentes ondes reçues par les deux transducteurs. Les résultats obtenus par cette technique sont en accord avec ceux obtenus par deux autres méthodes (pulse écho et substitution) présentées également dans l'article de Chen. Le tableau 1.4 montre quelques valeurs en comparaison avec d'autres méthodes.



	Vitesse (m/s) par la méthode de pulse écho	Vitesse (m/s) par la méthode de substitution	Vitesse (m/s) par la technique de Chen
Os de côte de porc	2854± 13	2861± 32	2881± 42
Os de côte de bovin	2829± 11	2852± 48	2861± 56
Fémur de porc	3242± 10	3273± 35	3277± 55
Fémur de bovin	3238± 9	3247± 43	3277± 55

Tableau 1.4 : Résultats expérimentaux par la technique de Chen et al comparés à d'autres techniques

$\theta$

### 1.7.3.2 Mesure in vivo

La mesure de la vitesse in vivo pose plusieurs problèmes de mise en œuvre et la prise en compte de tissus mous. Les problèmes de mise en œuvre sont essentiellement liés à l'utilisation d'un couplant tel que l'eau. Seuls les sites périphériques comme le calcanéum et la rotule sont accessibles [Zag91, Han 97, Hea95]. De plus, pour obtenir un signal exploitable, il est impératif que l'axe des transducteurs soit perpendiculaire à la surface du site de mesure. On note une diversité des techniques ultrasonores par la configuration de mesure, le site de mesure et le type de couplage.

Figure 1.13 Diagramme de la mesure de la vitesse ultrasonore

#### 1.7.3.2.1 Technique de mesure

Les différentes configurations de mesure sont généralement obtenues par transmission axiale des ondes ultrasonores, par transmission transverse ou par réflexion.

- Mesure en transmission axiale : elle consiste à placer une paire de transducteurs, l'un en émission et l'autre en réception suivant l'axe de l'échantillon. Elle est souvent utilisée pour les os long tels que tibia et radius, un exemple est donné à la figure 1.14. Cette méthode est utilisée

dans le cas de l'étude menée par Lowet et *al* [Low96] et également dans notre étude.

- Mesure de transmission transverse : la paire de transducteur est placée de part et d'autre du site de mesure. Cette technique est couramment utilisée sur les os court comme la rotule ou le calcanéum. Elle peut être appliquée à des os longs et dans certains cas, les résultats de mesure intègrent éventuellement les paramètres de l'os et de la moelle. Un exemple de mesure sur un os long est donné à la figure 1.15.a
- Mesure en réflexion : elle est basée sur la technique de pulse écho et consiste à placer un transducteur sur la face du site de mesure, un exemple est donné à la figure 1.15 b.

Ces différentes méthodes sont potentiellement applicables *in vivo* mais il est nécessaire de maîtriser le type d'onde propagée à travers le site, les phénomènes de propagation qui intervient en fonction de la configuration de mesure et l'interaction des tissus environnants.

### 1.7.3.2 Les sites de mesure

Ils se distinguent par le type d'os testé à savoir l'os trabéculaire (calcaneum, rotule ...) et l'os cortical (tibia phalange, radius...). En fonction des informations recherchées, son choix est important. Par exemple, dans le cas d'évaluation du risque de fracture, certaines études ont montré l'intérêt de mesures au calcaneum. Il faut toutefois noter que du fait de la constitution de l'os trabéculaire, la propagation des ultrasons dans ce milieu est très complexe puisque présentant une porosité très importante. L'approche de modélisation par la théorie de Biot a permis d'étudier l'effet de la porosité sur la propagation [Bio56, Bio62]. Hodgkinson et *al* [Hod97] ont établi une corrélation non linéaire entre la porosité de l'os trabéculaire humain et bovin. Quant à l'os cortical, il est généralement comparé aux matériaux composites anisotropes.

### 1.7.3.2.3 Le type de couplage

Les mesures sont faites soit dans l'eau soit en couplage à sec. Les techniques qui utilisent l'eau comme milieu de couplage sont plus au moins contraignantes en fonction du

site de mesure. Dans certains cas, il est nécessaire de maintenir la température du bain afin d'éviter les dérives sur les mesures.

Les premières tentatives de mesure ultrasonore in vivo en contact direct remontent à la fin des années 50 pour l'évaluation de la réparation des fractures [Sie58]. Plus récemment, une étude in vivo en contact direct a été réalisée par Greenfield et *all* [Gre81]. Häusler et *al* ont effectué une étude comparative entre la mesure ultrasonore dans l'eau et en contact direct et ont conclu que l'eau permet un meilleur couplage [Has97].

L'influence de la peau et des tissus sous-cutanés sur les mesures ultrasonores n'est pas clairement établie. Certains auteurs emploient le terme de « vitesse ultrasonores apparente » pour désigner la vitesse des ondes ultrasonores traversant l'ensemble os/tissus mous [Bra90]. Dans certains travaux, la contribution des tissus mous est considérée négligeable si l'épaisseur reste faible et quasi uniforme [Gre81, Low96]. Dans ces conditions le site de mesure idéal est la face avant du tibia ou de la rotule. Lowet et *all* ont validé leur technique in vitro en simulant la peau et les tissus sous cutanés par de l'eau. Ils considèrent que la vitesse dans les tissus mous est comparable à celle de l'eau (1500 m/s) [Low96]. Ils utilisent des transducteurs en onde de compression de fréquence centrale 200 kHz séparés par une distance variable  $d$  comme indiqué sur la figure 1.14.

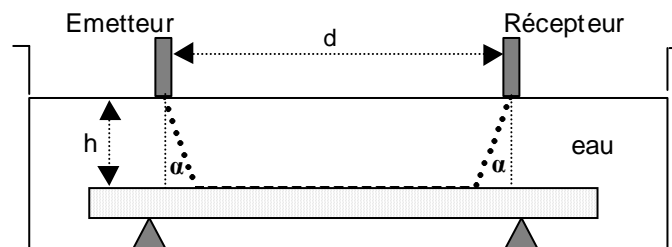


Figure 1.14 Dispositif de mesure de la vitesse ultrasonore (simulation du tibia in vitro)

La vitesse est évaluée par la pente de la droite de régression du temps de vol en fonction de la distance. Le transducteur émetteur est fixé et le récepteur est déplacé le long du site de mesure. L'hypothèse de départ est que le temps de propagation minimum de l'onde de compression correspond au trajet le plus court dans l'échantillon, c'est à dire le trajet direct entre les deux points de mesure. Ainsi le temps de vol est donné par la relation suivante [Low96]:

$$t = \frac{h}{\cos \alpha} \frac{1}{V_w} \frac{d - 2h \tan \alpha}{V_m} + \frac{h}{\cos \alpha} \frac{1}{V_w} \quad (1.12)$$

Avec :

$h$  : la hauteur d'eau sur l'échantillon (épaisseur de tissu mou in vivo)

$\alpha$  : angle de transmission de l'onde dans l'eau

$d$  : distance entre l'émetteur et le récepteur

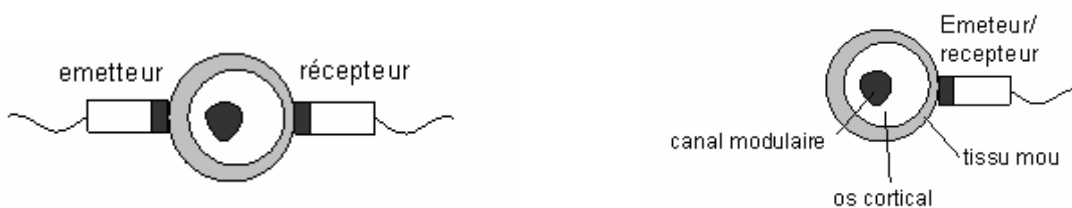
$V_w$  : vitesse dans l'eau (vitesse des ultrasons dans les tissus mous in vivo)

$V_m$  : vitesse dans le matériau (vitesse des ultrasons dans les tissus osseux in vivo).

et  $\sin \alpha = \frac{V_w}{V_m}$

La mesure in vivo est effectuée sur la face avant du tibia sans milieu de couplage où l'épaisseur des tissus mous est considérée comme faible et régulière. Cette technique est envisagée pour le suivi de la réparation de fracture osseuse et la pathologie métabolique. La technique mise au point par Chen et *al*, présentée dans le paragraphe précédent, a été également appliquée in vivo sur le tibia pour 10 volontaires de 22 à 28 ans d'âge. Les valeurs de vitesse obtenues varient globalement entre 3154 et 3278m/s [Che97].

Pour tenir compte des tissus mous, Langton et *al* [Lan84] ont mis au point le CUBA (Contact Ultrasonic Bone Analyser), un appareil ultrasonore d'évaluation de l'état de l'os à partir de la vitesse de l'atténuation à 1 MHz. L'analyse comporte deux étapes de mesure. Une première étape consiste à mesurer l'épaisseur des tissus mous par la technique de pulse-écho sur les deux faces du site (figure 1.15 b). Ensuite, les transducteurs sont placés en contact direct de part et d'autre du site de mesure comme décrit sur la figure 1.15.a. La vitesse dans l'os est évaluée en prenant en compte l'épaisseur de tissus mous obtenue précédemment (en fixant arbitrairement la vitesse ultrasonore à 1450 m/s pour les tissus sous-cutanés et 1580 m/s pour les muscles). Cette technique est simple à mettre en œuvre mais ne donne les résultats représentatifs de la vitesse de propagation dans l'os que si la position des transducteurs est choisie de telle façon que le faisceau ultrasonore ne soit pas trop affecté par le canal médullaire.



a

Figure 1.15 Technique de CUBA

On peut également citer quelques systèmes ultrasonores sur le marché tels que :

- UBA 575 et CUBA 575+ de Hologic permettent de mesurer l'atténuation et la vitesse de propagation dans le calcanéum. Son principe est basé sur les premiers travaux de Langton et al [Nje97, Lan84]. La mesure est faite dans un bain d'eau avec des transducteurs de 18 mm de diamètre et de fréquence centrale de 500 kHz (mesure entre 200 kHz et 600 kHz). Pour une meilleure précision, les valeurs sont moyennées sur neuf points de mesure.
- Achilles de Lunar utilise le même principe que la technique précédente. L'eau est thermostatée à 37°C pour annuler l'effet de la température sur la mesure de la vitesse. Les transducteurs de 25 mm de diamètre sont montrés à 95 mm l'un de l'autre. Le vitesse est déterminée par le temps de vol en faisant l'hypothèse que l'épaisseur du calcanéum est de 40 mm. Pour l'atténuation comme pour la vitesse, l'épaisseur des tissus mous n'est pas prise en compte [Nje97, Sch95].
- SoundScan 2000 de myriad : contrairement aux systèmes cités précédemment, la vitesse ultrasonore de l'os cortical est mesurée sur une distance fixé de 50 mm sur la face antérieure du tibia à 250 kHz [Nje97, Org96].
- DBM Sonic 1200 de IGEA mesure la vitesse dans les phalanges proximales à l'aide de deux transducteurs de 16 mm de diamètre et de fréquence 1,25 MHz. Pour avoir une bonne précision sur la distance, les transducteurs sont montés sur un pied à coulisse. Le contact est assuré par un gel de couplage « aquasonic ». Les transducteurs sont orientés de manière à obtenir le maximum d'amplitude [Nje97]

L'objectif de tous ces appareils est de caractériser l'os et d'évaluer son état en proposant une approche intéressante et moins lourde que les méthodes classiques telles que l'ostéodensitométrie et le scanner. Nous présentons, dans le paragraphe suivant, quelques résultats cliniques obtenus à l'aide de ces techniques ultrasonores.

#### 1.7.4 Utilisation clinique des techniques ultrasonores

##### 1.7.4.1 Evaluation du risque de fracture : cas de l'ostéoporose

Plusieurs études prospectives et de validation des techniques ultrasonores pour l'évaluation du risque de fractures ont été menées ces dernières années. Les résultats montrent en général que l'atténuation et la vitesse ultrasonore diminuent considérablement, d'une part en fonction de l'âge, après la ménopause et, d'autre part en fonction de la fragilité osseuse [Sch95, Fun96, Lan94, Hea95, Hea89, Ros95]. Hans et al ont mené une étude prospective sur l'évaluation du risque de fracture chez les personnes âgées par la mesure de la vitesse et de l'atténuation [Han96]. L'étude a porté sur un groupe de 5662 femmes de moyenne d'âge de 80,4 ans. L'objectif de cette étude ultrasonore est, d'une part d'évaluer les potentialités de dépistage de l'ostéoporose par mesure ultrasonore, et d'autre part, d'établir une comparaison avec la BMD. Les mesures ultrasonores sont effectuées au calcanéum et la BMD au col du fémur. Le talon du sujet est placé entre une paire de transducteurs de 2,54 cm de diamètre, le tout maintenu dans un bain d'eau dont la température est régulée à 35°C. Les résultats de cette étude ont montré que les mesures ultrasonores sont capables de discriminer aussi bien que la BMD, les sujets présentant ou non des risques de fracture. De meilleurs résultats de prédiction ont été obtenus en couplant la vitesse et l'atténuation. Les résultats ont montré également qu'il n'y a pas de corrélation significative entre les paramètres ultrasonores au calcanéum et la BMD au col du fémur. Les mêmes résultats ont été obtenus par Hodgkinson et al, Claus et al, par des tests in vitro [Hod97].

Heaney et al ont effectué des mesures entre 100 et 600 kHz sur la rotule pour des femmes ménopausées normales et ostéoporotiques. Les résultats montrent que la vitesse ultrasonore est corrélée de façon variable en fonction de l'âge des sujets et de l'état ostéoporotique de l'os. De même, une comparaison est établie avec la DEXA qui est actuellement la méthode de référence.

La corrélation entre les paramètres ultrasonores et les mesures d'ostéodensitométrie n'est pas toujours très élevée pour certaines études (maximum 0,72). Ceci peut être lié au fait que, d'une part les sites de mesure ultrasonore et de BMC (ou BMD) ne sont pas toujours les mêmes et, d'autre part, la densité minérale osseuse mesurée par ostéodensitométrie est une évaluation surfacique ne reflétant pas la vraie masse volumique osseuse.

#### 1.7.4.2 Evaluation in-vitro du remodelage osseux autour d'une prothèse de hanche

L'une des perspectives d'application des techniques ultrasonores est le suivi de remodelage du tissu osseux autour d'une prothèse de hanche après implantation. En effet, l'implantation d'une prothèse totale de hanche engendre des changements biomécaniques et une redistribution des propriétés élastiques dans le fémur. Une étude a été réalisée par Zimmermann *et al* sur la détermination des propriétés mécaniques lors d'un remodelage local du tissu osseux suite à une implantation de prothèse [Zim89]. L'intégration des prothèses sans ciment et avec ciment a été évaluée puis les résultats ont été comparés à ceux obtenus sur une jambe sans prothèse. De ce fait, ils ont montré une meilleure distribution des contraintes pour les prothèses avec ciment par rapport aux prothèses sans ciment. Les constantes élastiques mesurées sur des échantillons découpés au niveau des zones d'implantation montrent également que les propriétés mécaniques sont moins homogènes et plus anisotropes dans le cas de prothèse sans ciment. Une autre étude similaire a été menée par Kohles *et al* sur un fémur de chien après implantation d'une prothèse de hanche [Koh94]. Les mesures de vitesse ultrasonore sont effectuées avant et après implantation des deux types de prothèse. Les résultats ont montré que la vitesse, la densité et les propriétés mécaniques varient de façon significative entre les deux périodes. Les types de prothèses ne présentent pas de différences significatives.

#### 1.7.4.3 Suivi de la consolidation de fractures osseuses

Le suivi de la consolidation de fracture pose un problème qui n'a pu être résolu par la radiographie osseuse. Ainsi le diagnostic précoce d'une mauvaise consolidation pourrait permettre de limiter les risques de complication. L'application des mesures ultrasonores à cette fin a été effectuée pour la première fois par Siegel *et al* en 1958 sur le lapin [Sie58]. La vitesse ultrasonore a été mesurée en positionnant l'émetteur et le récepteur de part et d'autre du site de la fracture. Au départ, on observe une diminution de la vitesse à travers le site de fracture, par rapport à la vitesse de référence mesurée dans les mêmes conditions sur l'autre membre. Puis, suite à l'ossification corticale, elle augmente progressivement jusqu'à atteindre plus au moins la valeur de référence. Suivant le degré de consolidation, elle varie de 4 à 40%. Ces résultats ont été confirmés par les travaux de Dzenis sur le tibia [Dze94].

## 1.8 Conclusion

Nous avons présenté, dans cette partie de ce chapitre, le tissu osseux sous différents aspects en montrant sa complexité structurale, son rôle dans l'organisme et ses pathologies. La pathologie la plus courante est l'ostéoporose qui entraîne la diminution de l'épaisseur de l'os cortical et la modification de ses propriétés mécaniques.

Les différentes méthodes d'investigation du tissu osseux utilisées en pratique clinique ont été présentées et nous avons évoqué les différents problèmes liés à ces techniques : complexité du système à mettre oeuvre, coût d'installation et coût d'examen important, taux d'irradiation important dans certains cas et quelquefois des incertitudes sur l'analyse des résultats.

Il existe néanmoins une méthode qui fait référence : la DEXA, sur laquelle on peut bâtir un diagnostic correct.

Toutes ces méthodes ne fournissent pas d'informations sur les propriétés mécaniques de l'os et par conséquent sur son éventuelle fragilité. La caractérisation par les ultrasons semble alors être une méthode potentiellement intéressante permettant de remonter à ses propriétés mécaniques. De plus, les techniques ultrasonores sont non irradiantes, moins lourdes et moins coûteuses à mettre en oeuvre. Toutefois, leur application *in vivo* est délicate et sensible aux conditions expérimentales telles que : l'utilisation de milieu de couplage (bains d'eau ou gel), les difficultés d'exploitation des signaux ultrasonores liées à l'atténuation et la diffusion ainsi que l'influence des tissus mous environnants.

L'étude que nous proposons porte sur une nouvelle méthode de caractérisation du tissu osseux avec pour application le suivi de l'ostéoporose selon un cahier des charges que nous nous sommes fixés :

- Détermination de l'épaisseur et le module de Young de l'os cortical à partir de la vitesse ultrasonore.
- Mesure sans couplant avec des transducteurs à pointe.
- Mesure basse fréquence afin de diminuer les phénomènes d'atténuation.

Dans les chapitres qui suivront nous présenterons une nouvelle technique ultrasonore d'onde pulsée basse fréquence utilisant des transducteurs à pointes pour la génération d'ondes guidées pour ensuite faire des mesures ultrasonores sur des échantillons d'os d'animaux *in-vitro* dont les résultats seront présentés dans le chapitre 4.

## 2. Application au contrôle non destructif dans le domaine industriel

### 2.1 Introduction

Les industries de production et de transport d'énergie emploient les tôles, les gros tubes et les pipes sur des centaines voire des milliers de kilomètres pour acheminer le pétrole et le gaz vers les systèmes de stockage (centrales électriques, réservoirs, gazoducs...). Dans tous les cas, ces matériaux doivent remplir des critères sévères de qualité de fabrication mais aussi de durabilité, pour garantir la sécurité du transport et le bon acheminement des produits. Or, ils manquent de résistance aux impacts [Luo01] qui peuvent provoquer des fissurations ou un risque de corrosion des tubes et pipelines comme le montre la figure 1.16. Pour des raisons évidentes de coût de fabrication, il est donc nécessaire de surveiller leur état à divers stades de leur utilisation autant que possible sans les dégrader. On parlera d'examen non destructif de l'état de santé en distinguant deux approches: (a) le contrôle non destructif (CND) qui consiste à tester les zones à risque du milieu, et notamment à inspecter toute épaisseur et inhomogénéité en essayant d'estimer si sa nature, sa position et ses dimensions en font un défaut qui implique le rejet de la pièce; (b) l'évaluation non destructive (END) qui réside en la quantification de certaines propriétés physiques (densité, modules de rigidité, ...) du milieu permettant de définir son aspect général.

Les techniques non destructives de contrôle ou d'évaluation sont très variées et basées sur des phénomènes physiques divers tels que, par exemple, l'absorption de rayons X, le rayonnement infrarouge, la transmission optique, la propagation d'ondes acoustiques, etc. ... [Shu02]. Parmi tous les procédés existants, ceux basés sur la propagation d'ondes ultrasonores sont particulièrement faciles à mettre en œuvre car ils nécessitent des équipements relativement légers et sans danger pour les utilisateurs. On rencontre notamment des systèmes de balayage qui auscultent, zone après zone, des pièces de plus ou moins grande dimension (recherche de défauts), ou encore des systèmes fixes qui permettent d'effectuer des mesures localisées (épaisseur, densité, raideur du matériau, ...).

La plupart des techniques ultrasonores utilisent des transducteurs à immersion ou par contact. Un fluide ou un gel de couplage permet alors d'assurer une bonne transmission de l'énergie élastique entre les transducteurs et le milieu testé, contrairement au cas des capteurs à pointes qui ne nécessitent pas de couplant [Deg96,

Deg97, Rem02, Rem04]. Cependant l'emploi de ces couplants est parfois très contraignant en environnement industriel car il devient alors nécessaire soit de démonter les pièces à contrôler pour les immerger dans des cuves à eau ou les placer devant des jets d'eau, soit de les enduire de gel. Dans tous les cas, une phase de remise en état de la structure est nécessaire, impliquant donc une perte de temps et un coût non négligeable.

La génération et la détection d'ultrasons par faisceaux laser permettent de contourner ces contraintes [War90, Kra83]. Cependant ces procédés sont onéreux à l'achat et à l'entretien, et assez délicats à mettre en place en raison des réglages très fins généralement requis par les systèmes optiques.

Une solution consisterait à pouvoir utiliser des transducteurs ultrasonores à pointes pour s'affranchir des contraintes cités plus haut.

Les modes de Lamb ont été particulièrement adoptés pour leur aptitude à se propager sur de longues distances (quelques centimètres à quelques dizaines de mètres selon la nature du milieu) tout en produisant des déformations dans toute l'épaisseur du support de propagation. Leur simplicité à déduire les propriétés mécaniques des matériaux [Chi97] ou encore la présence de défauts [Ros84, All92] n'ont fait que rajouter à leur intérêt. Tous les travaux qui témoignent de l'intérêt porté à ces ondes dans le cadre du contrôle ou de l'évaluation non destructifs des matériaux ne peuvent être cités ici. Certaines d'entre elles seront mentionnées au fur et à mesure de la rédaction de ce document. Le développement des techniques de CND ou END nécessite une parfaite connaissance des phénomènes de propagation de ces ondes par un savoir expérimental. Des problèmes directs sont traités : ils consistent, par exemple, à caractériser un matériau, à mesurer les épaisseurs dans les plaques ou trouver des défauts et à contrôler les soudures entre les différentes pièces, etc... Ces études permettent d'optimiser les procédures d'évaluation ou de contrôle en choisissant les plus sensibles à une caractéristique particulière du matériau (densité, module de rigidité, ...) [Dit 92] ou à un type de défaut (trou, fissure, ...) [All92].

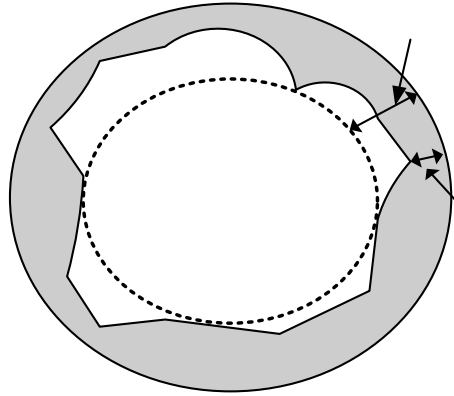


Figure 1.16 La corrosion dans les pipelines caractérisée par la diminution de l'épaisseur du tube

## 2.2 Contrôle par ondes de Lamb

### 2.2.1 Introduction

Les ondes utilisées sont des ondes de plaque, dites ondes de Lamb, qui ont la particularité de pouvoir se propager sur de grandes distances. Ces ondes acoustiques peuvent être générées dans des plaques relativement fines dont les bords sont libres. Une difficulté provient du caractère dissipatif du matériau qui provoque un étalement de l'onde au cours de sa propagation. Il est nécessaire de choisir les fréquences de travail de manière à limiter au maximum la dispersion. Ainsi, des auteurs [All92, Nay95] se sont attachés à décrire les méthodes expérimentales à mettre en oeuvre pour exciter un nombre minimum de modes d'ondes de Lamb. Cela peut se faire par la disposition judicieuse des transducteurs piézo-électriques ainsi que par le choix de la fréquence d'excitation. Celle-ci doit se situer dans une plage pour laquelle les variations de la vitesse de phase sont faibles. Ainsi les modes  $A_0$  et  $S_0$  (modes fondamentaux antisymétrique et symétrique) sont souvent choisis.

En effet, comme on peut le voir sur les courbes de dispersion pour une plaque, ils ont des fréquences d'excitation éloignées de celle des autres modes, ces modes peuvent donc être facilement excités seuls (Figure 1.17). De plus, ils peuvent être exploités que ce soit pour le mode  $S_0$  qui est peu dispersif en très basses fréquences et qui est souvent utilisé pour mesurer les constantes élastiques longitudinales des matériaux ou pour le mode  $A_0$  très dispersif en basse fréquence pour avoir le profil des épaisseurs d'une ou plusieurs couches [Deg97]. Dans ce qui suit, quelques applications en contrôle non destructif employant les ondes de Lamb seront décrites tandis que la théorie de la



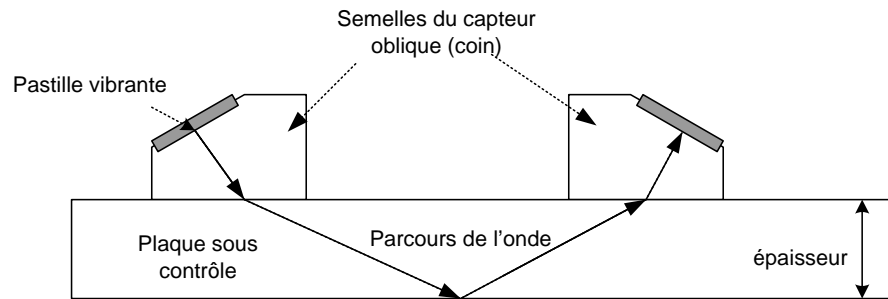
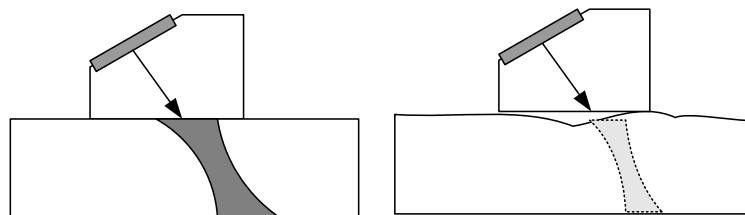


Figure 1.18 Méthode du coin dont le principe est basé sur la conversion au niveau de l'interface coin - échantillon d'une onde longitudinale en une onde guidée

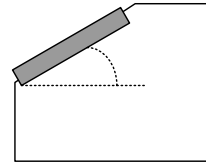
Mais en réduisant l'ouverture, on élargit le faisceau ultrasonore, ce qui détériore la résolution spatiale du capteur. Une courbure trop accentuée peut provoquer un mauvais couplage acoustique entre le transducteur et la pièce au détriment du contrôle. La figure 1.19 illustre la situation du contact à travers une pièce de géométrie complexe et une interface plane en référence. Le profil accidenté provoque un décollement du sabot malgré l'ajout de couplant entre le sabot et la pièce (figure 1.19.b), on a une forte atténuation du champ ainsi qu'une déviation voire un dédoublement du faisceau. En conséquence, si on perd trop en sensibilité, la détection d'un défaut n'est plus possible. Par ailleurs, on a des difficultés pour localiser le défaut si on ne maîtrise plus le faisceau lors d'une déviation ou d'un dédoublement de ce dernier.



### 2.2.2.1 Génération des ondes de Lamb par les coins

Pour générer les modes par les transducteurs sabot, on doit prendre en compte la relation de Snell-Descartes liant la vitesse longitudinale dans le matériau du coin à la vitesse de phase  $V_p$  de l'onde excitée et l'angle du coin (figure 1.20) qui est donnée par l'expression :

$$V_p = \frac{V_c}{\sin \theta}$$



Où

$V_c$  : Vitesse des ondes longitudinales dans le coin

$\theta$  : angle du coin correspondant au mode excité

Si par exemple le coin est en plexiglas et connaissant la vitesse longitudinale dans le plexiglas et l'angle du coin, on peut alors déduire la vitesse de phase du mode à détecter. On peut alors faire une sélection de modes suivant l'angle du coin. Cependant on peut faire une constatation importante : Il est impossible de détecter un mode de Lamb ayant une vitesse de phase inférieure à la vitesse longitudinale dans le plexiglas si ce dernier est le coin soit :

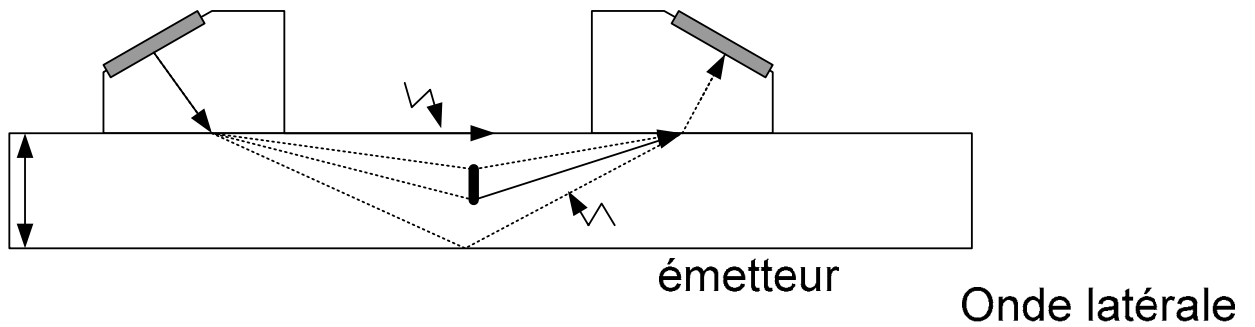
$$V_p < 2700\text{m/s} \quad (\text{il faut que } \sin \theta < 1)$$

### 2.2.2.2 Détection des défauts par les coins

Dans le cas des plaques isotropes homogènes, des formules analytiques sont disponibles pour tracer les courbes de dispersion des ondes de Lamb. En ce qui concerne la détection de défauts dans des plaques composites, le contrôle industriel de grandes structures composites est actuellement très lent car il nécessite une exploration point par point de la structure. L'utilisation d'ondes de Lamb permet un gain de temps considérable, puisqu'au moyen d'un balayage sur une ligne, une bande de plusieurs dizaines de centimètres peut être contrôlée.

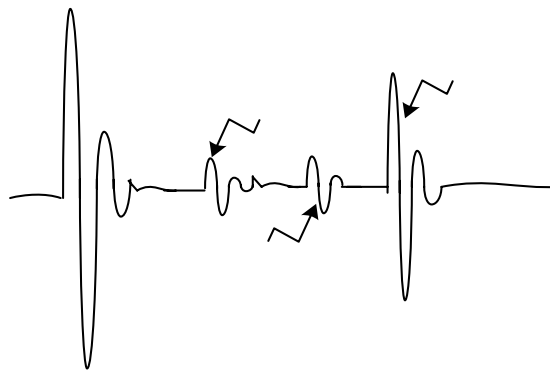
Dans le cas de multicouches anisotropes, les équations sont beaucoup trop complexes et un modèle de propagation dans de tels milieux est indispensable.

Dans le cas de contrôle de soudure ou de joints, les transducteurs sabot sont utilisés pour détecter la position d'une mauvaise soudure ou un défaut quelconque dans une plaque ou dans un tube comme le montre la figure 1.21.



Le signal en Scan A donnant l'amplitude en fonction du temps reçu ressemble à celui de la figure 1.22. Les réflexions du fond de la pièce et les diffractions reçus à travers les échos seront séparées les unes par rapport aux autres suivant la distance du signal parcourue entre l'émetteur et le récepteur. Afin d'avoir un idée précise sur le profil et la taille du défaut, un Scan B permettant de faire un balayage X,Y sur la surface de la pièce à tester est nécessaire.

Figure 1.21 Principe de la m  
un défaut ou une m



## 2.2.3 Contrôles laser

### 2.2.3.1 Introduction

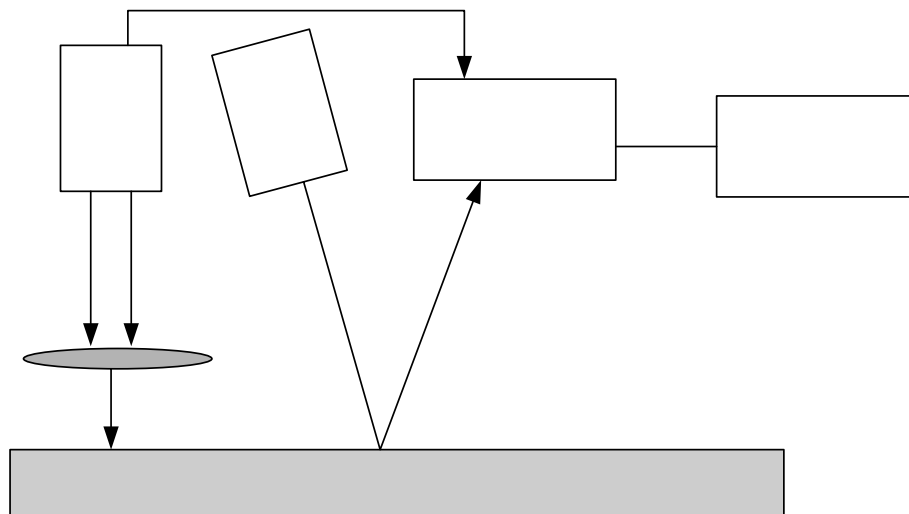
La génération des ondes de Lamb par des méthodes laser de faible énergie dit régime thermoélastique s'effectue par une dilatation thermique suivit par une diffusion rapide d'une onde dans le matériau. Cette technique a été largement étudiée, que ce soit numériquement ou expérimentalement. Dans l'ouvrage de référence de Sruby et Drain [Scr90], un chapitre entier est consacré aux ondes guidées produites par laser. Rose a montré les possibilités qu'offre le laser pour la génération des ondes guidée avec une faible énergie [Ros84], il montre ainsi que dans le cas d'un impact laser de faible intensité, en régime thermoélastique, la source acoustique produit principalement des contraintes

Onde  
latérale

parallèles à la surface de la plaque. Edwart et al [Edw01] ont utilisés l'interféromètre de Michelson pour étudier et détecter les déplacements particulaire dans les matériaux, Ils montrent qu'il est essentiel de rester en régime thermoélastique (faible énergie) pour ne pas endommager le matériau sous contrôle.

### 2.2.3.2 Principe de la génération et détection des ondes de Lamb par laser

Le principe du système montré sur la figure 1.23 comprend un laser YAG qui produit une longueur d'onde de  $1\mu\text{m}$  en régime impulsif pour rester en régime thermoélastique, une lentille focalisante pour produire une source ponctuelle, un second laser incliné sur la surface du matériau pour que l'onde réfléchie soit captée par l'interféromètre de Michelson. Le laser intercepté sera modulé par les vibrations du matériau et finalement le signal à la sortie de l'interféromètre est visualisé par l'oscilloscope. Ce signal traduit la propagation de l'onde de Lamb produite dans l'échantillon.



La durée des impulsions et la fréquence de répétition sont variables suivant l'application. L'interféromètre de Michelson peut être remplacé par une cellule photoélectrique pour diminuer le coût et rendre l'instrumentation plus souple. Vu que le nombre de modes des ondes de Lamb augmente en fonction de la bande fréquence, la bande passante des signaux qui s'étend de 20kHz à 45MHz peut être réduite à 18MHz ou 4MHz par filtrage pour limiter le nombre de modes à détecter. La grande sensibilité de

l'interféromètre peut facilement détecter des déplacements de l'ordre de 0,1nm. Lorsque la surface est diffusante, les signaux peuvent devenir difficiles à exploiter et il est alors nécessaire de la recouvrir d'un revêtement amovible et suffisamment réfléchissant, par exemple une peinture pelable ou un adhésif. La sonde peut aussi être installée sur le plateau mobile d'un translateur permettant un balayage parallèle à la surface inspectée pas à pas.

## 2.2.4 Contrôle par les transducteurs à pointes

Les capteurs à pointes sont formés d'une pastille piézo-électrique collée sur la surface supérieure d'un guide d'onde effilé agissant comme un transformateur de vitesse. L'extrémité effilée du guide est mise en contact avec le matériau et permet de créer une source quasi – ponctuelle à sa surface. Cette configuration présente plusieurs avantages :

1. L'utilisation des basses fréquences permet de réduire les effets de l'atténuation dans le matériau due à l'absorption propre du matériau et de ses hétérogénéités.
2. L'utilisation des sources ponctuelles permet d'une part, une excitation locale du matériau et d'autre part, de s'affranchir des problèmes d'orientation des capteurs liés à la géométrie complexe matériau à tester comme les tubes ou les pipelines.
3. La possibilité de travailler en couplage sec, c'est-à-dire sans utiliser de milieu couplant tel que l'eau ou le gel.

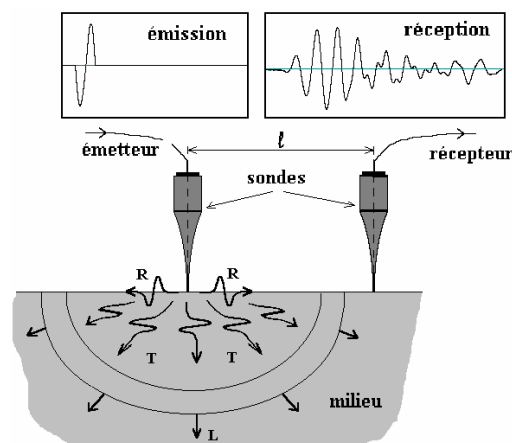


Figure 1.24 Source quasi-ponctuelle créée par un capteur à pointe et les différents types d'ondes générées (L : onde longitudinale, T : onde transversale, R : onde de surface).

Lorsque le capteur émetteur dont la partie effilée est mise en contact avec le matériau est excité, il crée sur la surface de celui-ci une source quasi – ponctuelle qui engendre des ondes longitudinale, transversale et des ondes de surface (figure 1.24)

Contrairement aux méthodes classiques qui se font en général dans la gamme des mégahertz, les transducteurs avec guide d'onde s'adaptent bien au contrôle en basse fréquence. En effet les travaux de Nicholson [Nic96] ont montré que dans le domaine des basses fréquences (quelques kHz), les pertes de transmission d'énergie entre le guide d'onde et la pastille piézoélectrique sont beaucoup moins importantes que dans le domaine des hautes fréquences (quelques MHz). C'est aussi une des raisons qui a motivé l'emploi d'ondes guidées pour mettre au point des applications d'END ou de CND avec transducteurs ultrasonores à pointes.

Les premiers prototypes sont apparus dans les années 60 [Ens60, Eis64], mais les difficultés de mesures liées à une électronique peu performante n'ont permis à ces systèmes de réellement émerger qu'à partir des années 90. Une étude plus détaillée sera fournie au début du chapitre II. Retenons, pour l'instant, que ces transducteurs à pointes permettent de générer et de détecter, avec un contact ponctuel, des ondes ultrasonores dans des milieux solides constitués de matériaux métalliques, biologiques, polymères ou composites, simplifiant ainsi considérablement les applications de contrôle ou d'évaluation [Sch95]. Sur sites industriels, les pièces à tester n'ont alors plus besoin d'être démontées, mais cela conduit souvent à une autre contrainte : l'accès unilatéral aux structures.

## 2.3 Conclusion

Nous avons présenté dans cette partie les principaux aspects du contrôle non destructif par les ondes de Lamb dans le domaine industriel. L'exigence croissante de performances des inspections, en termes de détection, localisation et caractérisation des défauts, nécessite le développement de systèmes de plus en plus élaborés. Ainsi, dans le cadre du contrôle au contact de pièces de géométrie complexe, par exemple des tuyauteries, les examens qui peuvent être réalisés avec des transducteurs conventionnels présentent des performances très limitées en termes de détection, de localisation et de caractérisation des défauts. Dans un second volet la méthode laser constitue une

alternative, cependant ces procédés sont onéreux à l'achat et à l'entretien, et assez délicats et lourds à mettre en place en raison des réglages très fins généralement requis par les systèmes optiques.

Dans cette optique, nous proposons un nouveau concept de transducteur à pointes, faisant un contact ponctuel avec le matériau destiné à améliorer notablement les performances de ce type de contrôle.

# Chapitre 2 Génération et détection des ondes de Lamb à l'aide de sources ponctuelles dans les structures planes et cylindriques

## 1. Introduction

La recherche de capteurs permettant de suivre et contrôler le changement d'état des matériaux présentent un intérêt pratique industriel et médical évident. La demande croissante d'une instrumentation appropriée pour des applications spécifiques, justifie la recherche de capteurs qui répondent à ces besoins. Dans notre cas, l'objet de cette recherche est de trouver un certain type de capteurs permettant de faire des mesures de vitesse ultrasonores sans couplant et dans des milieux présentant des géométries complexes et parfois étroits. C'est la raison qui nous amène à définir et réaliser une instrumentation ultrasonore optimisée afin de caractériser et quantifier les propriétés mécaniques de milieux biologiques (les os long) et matériaux industriels (structure tubulaire).

Dans ce chapitre, nous abordons l'étude théorique et comparative de trois capteurs ultrasonores se comportant comme des sources quasi-ponctuelles rayonnant des ondes basse fréquence le milieu à caractériser. Dans la seconde partie, nous abordons une étude sur les ondes guidées dans la structure de propagation. Finalement nous présentons une étude basée sur la modélisation nous permettant de tracer les courbes de dispersion des ondes de Lamb et nous terminons par quelques résultats de mesures sur des échantillons de plexiglas et aluminium.

## 2. Etude des sources ponctuelles

L'étude des résonateurs permettant de construire des sources ponctuelles remonte aux années 50 (laboratoire Bell Téléphone dans le New jersey). Le premier transducteur ultrasonore de faible surface de contact a été conçu comme un résonateur mécanique à symétrie axiale par Mason et Wick [Mas51] pour des tests de contrôle des matériaux. Il s'agissait d'un cylindre en Titanate de Baryum collé sur un résonateur métallique dont l'une des extrémités est effilée. Ces études ont été reprises par d'autres auteurs qui se sont intéressés à la propagation des ondes dans les résonateurs de différentes formes ainsi qu'à leur mode de vibration. Eisner et Ensminger ont particulièrement étudié les résonateurs coniques [Ens60, Eis64, Shu96]. Ils ont pu montrer l'effet d'amplification de la vitesse et du déplacement à l'extrémité effilée de ces types de résonateur par rapport aux

résonateurs de forme cylindrique. La caractérisation d'un milieu biologique par ce type de capteur a été ensuite proposée à l'institut de recherche acoustique de l'université de Riga (Lettonie) par Dzenis pour caractériser les milieux biologiques tels que les muscles et les os du crâne et du tibia notamment chez des sportifs de haut niveau [Dze87]. La technique envisagée dans notre travail s'inspire de cette étude et l'analyse théorique des transducteurs repose sur les travaux de Eisner et Ensminger [Ens60, Eis64].

Diverses modifications technologiques ont été apportées dans le cadre de ce travail. Elles portent principalement sur la géométrie des guides d'onde, la fréquence de résonance du capteur et le support portant ces capteurs incluant une vis micrométrique pour une mesure précise de la distance entre l'émetteur et le récepteur.

Nous allons présenter le modèle de propagation de la vibration axiale de ces capteurs ainsi que l'étude de l'effet d'amplification de vitesse de déplacement à l'extrémité effilée.

## 2.1 Equation de propagation dans un résonateur à symétrie circulaire de section variable

Dans les paragraphes qui suivent, on donnera l'équation de propagation dans un résonateur à symétrie cylindrique de section variable. Cette équation ne peut être résolue analytiquement que dans des cas particuliers. En premier lieu, le cas du cylindre sera brièvement exposé et servira d'élément de comparaison. Ensuite, le cas du tronc de cône sera présenté sur la base des travaux de Ensminger [Ens60]. Finalement, le profil exponentiel sera décrit car il a la particularité d'aboutir à une équation différentielle à coefficients constants contrairement au profil tronconique.

### 2.1.1 Equation de propagation

On considère le mode de vibration longitudinal. Dans le cas des résonateurs à section variable, il faut tenir compte dans l'équation de propagation du profil de la section. Les figures 2.1.a et 2.1.b montrent la géométrie du problème.

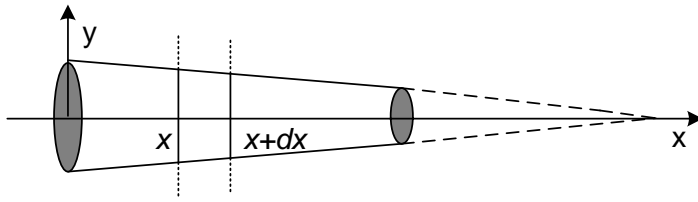


Figure 2.1.a Guide à section variable

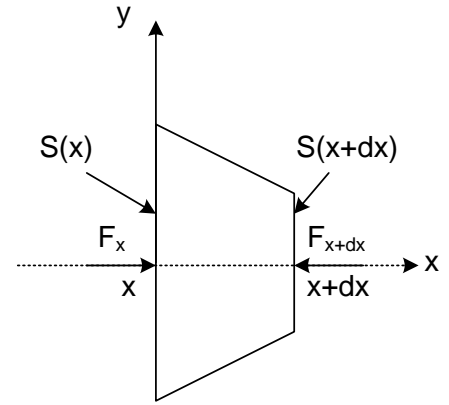


Figure 2.1.b Un élément de longueur du guide

$F_x$  : La force s'exerçant sur la face de section  $S(x)$  au point d'abscisse  $x$  de la tranche.

$F_{x+dx}$  : La force s'exerçant sur la face de section  $S(x+dx)$  au point d'abscisse  $(x+dx)$  de la tranche.

Les hypothèses de départ sont les suivantes:

- On suppose que la contrainte est uniforme sur toute la section, c'est-à-dire qu'elle ne dépend pas de  $y$  :  $F(x,y)=F(x)$ .
- Les parois latérales du résonateur sont libres de toute contrainte (résonateur dans l'air).

En appliquant les hypothèses précédentes, l'équation fondamentale de la dynamique du guide pour le vecteur déplacement s'écrit:

$$\left[ \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{1}{S} \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial u}{\partial x} \right] + \frac{\omega^2}{c^2} u = 0 \quad (2.1)$$

Où  $u = u(x, t)$  est le vecteur de déplacement.

$\omega$  : La pulsation.

$c$  : la vitesse de compression dans la résonateur.

$S$  : section variable du cône.

Ou encore, en introduisant la vitesse de déplacement :

$$v = \frac{\partial u}{\partial t} = j\omega u \quad (2.2)$$

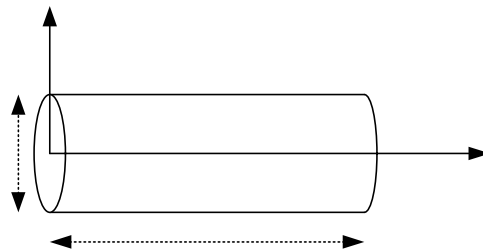
L'équation de propagation de la vitesse particulière s'écrit :

$$\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{1}{S} \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\omega^2}{c^2} v = 0 \quad (2.3)$$

L'équation générale est du deuxième ordre à coefficient non constant  $\left(\frac{1}{S} \frac{\partial S}{\partial x}\right)$  dont la résolution doit être effectuée pour chaque profil de section  $S(x)$ . Nous considérons ici, trois cas d'importance pratique où le calcul peut être mené analytiquement de façon élémentaire.

## 2.1.2 Résonateur cylindrique

Ce cas traité est à titre indicatif afin de servir d'élément de comparaison pour les profils tronconique et exponentiel.



Ce cas simple correspond à une section constante  $S(x) = S = \pi \left(\frac{l}{2}\right)^2$  donc :  $\partial S / \partial x = 0$

L'équation de propagation 2.3 devient l'équation classique de Helmholtz :

$$\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\omega^2}{c^2} v = 0 \quad (2.4)$$

Dont la solution générale s'écrit sous la forme de :

$$v(x) = A \cos(kx) + B \sin(kx) \quad (2.5)$$

avec  $k = \frac{\omega}{c}$

Les constantes A et B sont déterminées par les conditions aux limites appropriées.

On exprime ensuite le rapport d'amplification de vitesse entre l'entrée et la sortie du résonateur:

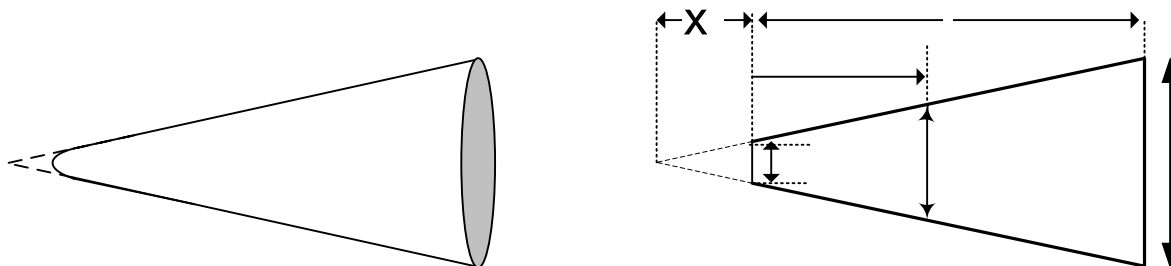
$$\frac{V_{\text{sortie}}}{V_{\text{entrée}}} = \frac{V_s}{V_i} \quad \text{avec} \quad V_i = v(0) \quad \text{et} \quad V_s = v(L)$$

$$\frac{V_s}{V_i} = \cos\left(\frac{\omega L}{c}\right) \quad (2.6)$$

Figure 2

Pour une longueur  $L = n \frac{\lambda}{2}$  avec n entier, ce rapport est maximum et vaut 1, ce qui correspond aux modes de résonance  $\lambda/2$  d'une barre cylindrique,  $\lambda$  étant la longueur d'onde.

### 2.1.3 Résonateur tronconique



Dans la section longitudinale de la figure 2.3b, on définit la longueur l du cône entre les sections  $S_1$  et  $S_2$  et  $x_1$  la longueur restante de ce cône. Les sections aux extrémités du cône sont définies par  $d_1$  et  $d_2$ . On définit le rapport entre ces deux diamètres par  $\beta$ . Le guide d'onde est considéré conique si le rapport de similitude est défini par la relation suivante :

$$x_1/(x_1 + x) = d_1/d \tag{2.7}$$

Nous pouvons exprimer la surface de la section de diamètre d par:

$$S(x) = \pi \frac{d^2}{4} = \frac{\pi d_1^2 (x_1 + x)^2}{4 x_1^2} \tag{2.8}$$

L'équation de propagation (2.3) devient :

$$\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{2}{x_1 + x} \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\omega^2}{c^2} v = 0 \tag{2.9}$$

Où v est la vitesse particulière,  $\omega$  la pulsation et c la vitesse du son dans le matériau constituant le guide d'onde.

La solution de cette équation s'écrit sous la forme :

Figure 2.3.a Profil tronconique

$$v(x) = \frac{1}{(x_1 + x)} \left[ A \cos \frac{\omega(x_1 + x)}{c} + B \sin \frac{\omega(x_1 + x)}{c} \right] \quad (2.10)$$

A et B sont des constantes qui dépendent des conditions aux limites.

Comme pour les systèmes à demi longueur d'onde, cette vitesse  $v(x)$  atteint à la résonance sa valeur maximale en deux positions : la première à l'extrémité  $x=0$ , soit  $V_1$  et la seconde en  $x=l$ , soit  $V_2$ . Ces résonances sont déterminées lorsque  $\frac{\partial v}{\partial x} = 0$ .

En multipliant des deux côtés l'expression (2.10) par  $(x_1 + x)$  et en prenons la différentielle de cette expression, on obtient :

$$(x_1 + x) \frac{\partial v}{\partial x} = -v - A (\omega/c) \sin[\omega(x_1 + x)/c] + B (\omega/c) \cos[\omega(x_1 + x)/c] \quad (2.11)$$

Appliquons les conditions aux limites aux équations (2.10) et (2.11). Pour le calcul des constantes A et B. L'expression de la vitesse apparaît donc sous la forme suivante :

$$V_1 = \frac{V_2}{(x_1 + x)} \left[ (x_1 + l) \cos \frac{\omega}{c}(x - l) + \frac{c}{\omega} \sin \frac{\omega}{c}(x - l) \right] \quad (2.12)$$

En  $x=0$ ,  $v=V_1$ , ce qui permet de déduire la rapport d'amplification de vitesse aux extrémités :

$$\frac{V_1}{V_2} = \frac{1}{x_1} \left[ (x_1 + l) \cos \frac{\omega l}{c} - \frac{c}{\omega} \sin \frac{\omega l}{c} \right] = \beta \cos \frac{\omega l}{c} - \frac{c(d_2 - d_1)}{\omega l d_1} \sin \frac{\omega l}{c} \quad (2.13)$$

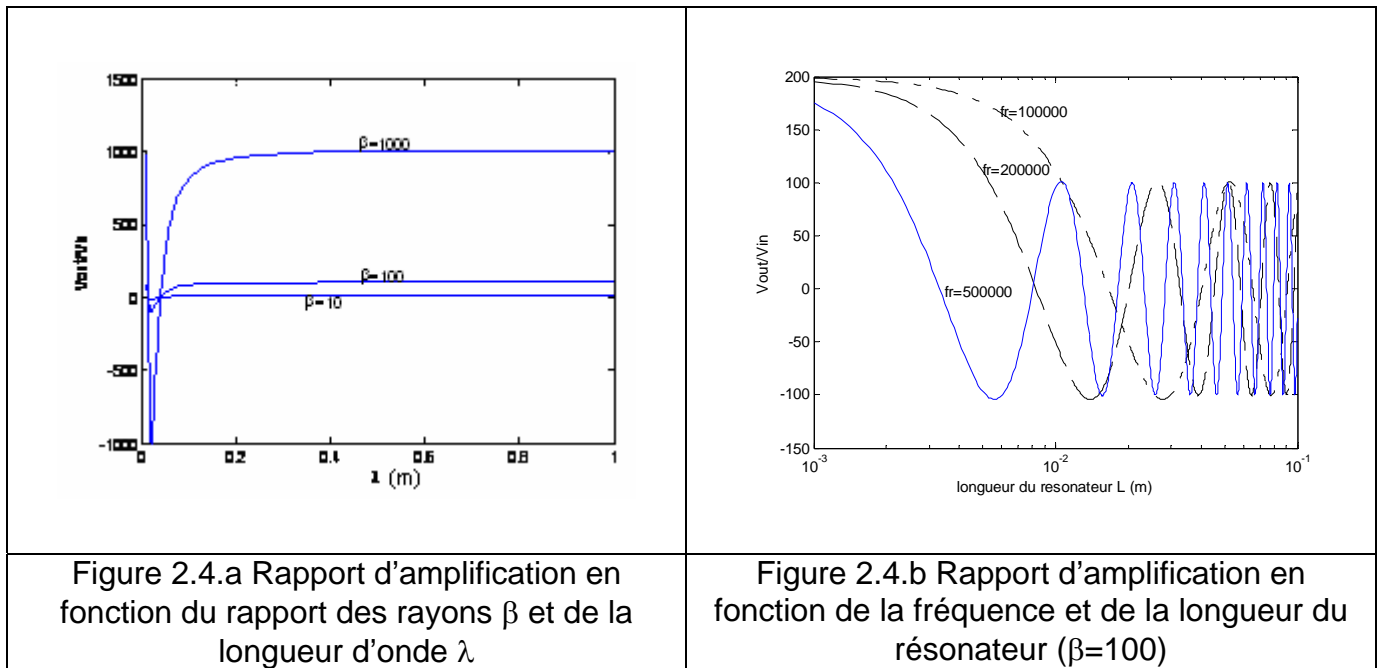
Ou en fonction de  $\beta$  et  $k$  seulement :

$$\frac{V_1}{V_2} = \beta \cos kl - \frac{\beta - 1}{kl} \sin kl \quad (2.14)$$

L'équation (2.14) est aussi l'équation pour le rapport des déplacements aux extrémités du cône, puisque  $v(x) = \omega \xi(x)$  où  $\xi(x)$  est le déplacement de la particule à la position  $x$ .

L'équation de la vitesse pour le cône entier (lorsque  $x_1=0$ ) est donc donnée par:

$$v = \frac{V_2}{x} \left[ l \cos \frac{\omega}{c}(x - l) + \frac{c}{\omega} \sin \frac{\omega}{c}(x - l) \right] \quad (2.15)$$



La figure 2.4.a montre la variation du gain du déplacement en fonction de la longueur d'onde  $\lambda$  pour 3 différents rapports des deux extrémités du cône. L'asymptote pour chaque rapport  $\beta$  est obtenue à partir de  $\lambda \approx 0.1\text{m}$ , ce qui correspond à la fréquence  $f=51\text{kHz}$ . Ce qui revient à dire lorsque  $\lambda$  devient grand par rapport à la longueur du cône, le tronc du cône se comporte en résonance comme le cylindre avec un coefficient d'amplification de déplacement égal à  $\beta$ . Ceci est clairement montré sur la figure 2.4.b où courbes d'amplification des déplacements de hautes fréquences (faibles longueur d'onde) tendent plus rapidement vers le gain  $\beta$ .

Si aucune contrainte n'est exercée sur les extrémités du cône et à la fréquence de résonance on a  $\left. \frac{\partial v}{\partial x} \right|_{x=0,l} = 0$ .

$$\tan \frac{\omega l}{c} = \frac{\omega l c}{\omega^2 x_1^2 + \omega^2 l x_1 + c^2} = \frac{\omega l c (d_1 - d_2)^2}{\omega^2 l^2 d_1 d_2 + c^2 (d_2 - d_1)^2} \quad (2.16)$$

Cette étude nous a permis de mieux comprendre l'effet de la forme conique et ses dimensions sur les facteurs qui peuvent améliorer les caractéristiques vibratoires du guide d'onde et la possibilité de faire une comparaison avec les autres formes géométriques telle que la forme cylindrique et exponentielle.

## 2.1.4 Résonateur exponentiel

L'étude sera développée pour le mode de propagation longitudinal vu que c'est le principal mode de propagation dans le résonateur qui nous intéresse.

La figure 2.5 illustre la forme exponentielle du résonateur où  $l_2$  et  $l_1$  sont respectivement les diamètres de la grande et la petite section des deux extrémités du résonateur,  $l$  est sa longueur. Le rayon du profil varie suivant une fonction exponentielle sur l'axe x et la section sur cet axe est donnée par :

$$S(x) = \pi \frac{l_2^2}{4} \exp(-2Bx) \quad (2.17)$$

Avec  $B = \frac{1}{L} \ln \beta$  et  $\beta = \frac{l_2}{l_1}$

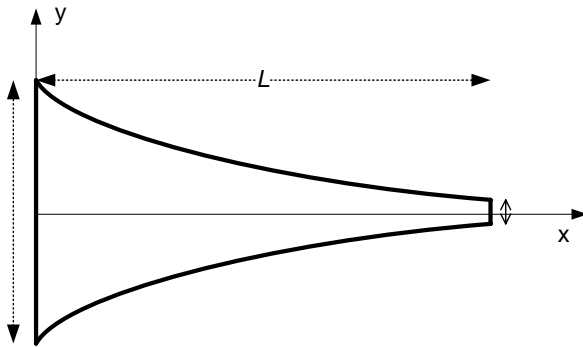


Figure 2.5.a Guide de profil exponentiel

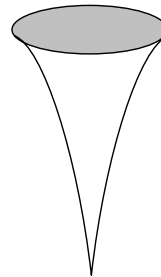


Figure 2.5.b Profil du résonateur formant le capteur

#### 2.1.4.1 Vibration longitudinale dans le résonateur exponentiel

L'équation de propagation (2.3) à une dimension sera utilisée avec les paramètres de la géométrie exponentielle. Le rayon du profil varie suivant une fonction exponentielle de x et la section suivant l'abscisse x est donnée par :

$$S(x) = S_2 \exp(-2Bx) \quad (2.18)$$

Avec  $B = \frac{1}{L} \ln \beta$ ,  $S_2$  est la grande section du résonateur et  $\beta = \frac{l_2}{l_1}$

La réécriture de l'équation 2.3 en fonction du déplacement longitudinal dans la direction des x, s'écrivant comme  $\xi(x)$  est donnée par :

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial x^2} + \frac{1}{S} \frac{\partial S}{\partial x} \frac{\partial \xi}{\partial x} + K_1 \xi = 0 \quad (2.19)$$

$K_1 = \omega/c_1$  est le vecteur d'onde,  $c_1 = (E/\rho)^{1/2}$  est la vitesse de l'onde longitudinale la matière du résonateur avant effilement, E et  $\rho$  sont le module de Young et la densité du résonateur.

La solution de l'équation différentielle à coefficients constants est :

$$\xi(x,t) = \exp(Bx)[A \cos(K'x) + A' \sin(K'x)] \exp(j\omega t) \quad (2.20)$$

Sachant que  $v(x,t) = \frac{\partial \xi(x,t)}{\partial x}$ , on peut aussi écrire la vitesse particulière sous la forme :

$$v(x) = \exp(Bx)[C \cos(K'x) + D \sin(K'x)] \quad (2.21)$$

A, A', C et D sont des constantes qui sont déterminées par les conditions aux limites du résonateur,  $K' = (K_1^2 - B^2)^{1/2} = \left( \frac{\omega^2}{c_1^2} - B^2 \right)^{1/2}$ ,  $K' = \omega/c'$  et  $c'$  est la vitesse de l'onde

longitudinale dans le résonateur exponentiel et son expression est donnée par :

$$c' = \frac{c_1}{\sqrt{1 - (B c_1 / \omega)^2}} \quad (2.22)$$

On peut voir à travers l'équation 2.22, que la condition pour qu'il y ait propagation de la vibration longitudinale le long du résonateur exponentiel est

$$K' > B \quad \text{ou} \quad f > B c_1 / 2\pi \quad (2.23)$$

Donc la fréquence  $f$  doit être supérieure à une fréquence de coupure  $f_c$  en dessous de laquelle il n'y a pas de propagation :

$$f > f_c = \frac{B c_1}{2\pi} = \frac{c_1 \cdot \ln(\beta)}{2\pi L} \quad (2.24)$$

Lorsque aucune force n'est appliquée sur les surfaces des deux extrémités du résonateur, l'équation de la fréquence de résonance de la vibration longitudinale dans le résonateur exponentiel est donnée par l'expression:

$$\sin(K'l) = 0, \quad l = n\lambda'/2, \quad (n = 1, 2, 3, \dots) \quad (2.25)$$

Où  $\lambda' = 2\pi/K' = C'/f$  est la longueur d'onde de la vibration longitudinale dans le résonateur exponentiel.

Lorsque la condition précédente est satisfaite, le résonateur se comporte aussi comme un amplificateur de vibration de l'onde longitudinale, en effet après détermination des constantes C et D de l'équation 2.21 par les conditions aux limites, le rapport d'amplification de vitesse entre l'entrée et la sortie s'écrit :

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{\exp(BL)}{K'} (K' \cos K'L - B \sin K'L) \quad (2.26)$$

En posant  $\beta = \frac{l_2}{l_1}$ ,  $\delta = \frac{c^2 B^2}{\omega^2}$  et  $B = \frac{1}{L} \ln \frac{l_2}{l_1}$ , on aboutit à :

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = \beta \cos \left[ \left( \frac{\omega L}{c_1} \right) \sqrt{1 - \delta} \right] - \frac{\beta c_1 \ln \beta}{\omega L \sqrt{1 - \delta}} \sin \left[ \left( \frac{\omega L}{c_1} \right) \sqrt{1 - \delta} \right] \quad (2.27)$$

Dans l'expression du rapport de l'amplification  $\frac{V_{out}}{V_{in}}$ , trois types de paramètres

interviennent :

1. des paramètres géométriques (coefficient  $\beta$  et longueur  $L$ ).
2. un paramètre d'excitation (fréquence  $f$ ).
3. un paramètre caractéristique du matériau (célérité  $c$ ).

De façon à fixer les idées sur les ordres de grandeurs, la figure ci-dessous donne le rapport d'amplification en fonction du rapport des sections des deux extrémités ainsi que la longueur du résonateur.

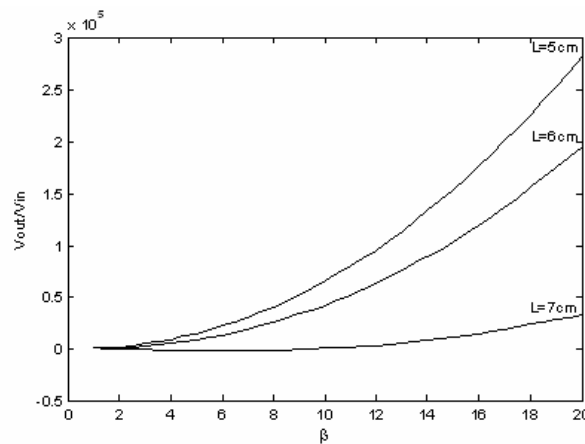


Figure 2.6 Rapport d'amplification du résonateur exponentiel en fonction du paramètre  $\beta$  pour différents longueurs

Les allures des courbes du rapport d'amplification en fonction du rapport des sections des deux extrémités pour les différentes longueurs du résonateur a une forme exponentielle. Le gain est considérable pour les faibles longueurs du résonateur et diminue au fur est à mesure que la longueur augmente.

### 2.1.5 Discussion

Après avoir étudié trois types de résonateurs, nous proposons quelques éléments de comparaison des différents résonateurs à partir de ces différents paramètres. Le tableau de la figure 1 résume les différents rapports d'amplification de vitesse pour les trois profils de résonateur.

<b>Tableau 2.1 : Tableau récapitulatif des différents profils des résonateurs étudiés</b>
---

Profil	Rapport d'amplification $\frac{V_{out}}{V_{in}}$	Paramètres
<b>Cylindrique</b>	$\cos\left(\frac{\omega L}{c}\right)$	L:longueur du résonateur f : fréquence d'excitation. c: célérité de l'onde dans le matériau.
<b>Conique</b>	$\frac{(1-\beta)c}{\omega L} \sin(kL) + \beta \cos(kL)$ $\beta = \frac{d_2}{d_1}$	$\beta$ : rapport des diamètres. L:longueur du résonateur f : fréquence d'excitation. c: célérité de l'onde dans le matériau
<b>Exponentiel</b>	$\beta \cos\left[\left(\frac{\omega L}{c_1}\right)\sqrt{1-\delta}\right] -$ $\frac{\beta c_1 \ln \beta}{\omega L \sqrt{1-\delta}} \sin\left[\left(\frac{\omega L}{c_1}\right)\sqrt{1-\delta}\right]$ $\beta = \frac{l_2}{l_1}, \delta = \frac{c^2 B^2}{\omega^2} \text{ et } B = \frac{1}{L} \ln \frac{l_2}{l_1},$	$\beta$ : rapport des diamètres. L:longueur du résonateur f : fréquence d'excitation. c: célérité de l'onde dans le matériau

Dans ce paragraphe, l'étude de trois résonateurs a été examinée, pour voir quelles sont les facteurs géométriques qui interviennent pour avoir le meilleur rendement du point de vue propagation ou amplification.

Dans le cas du cône, le rapport d'amplification montre que lorsque le rapport  $\frac{\beta-1}{kL}$  devient très petit devant  $\beta$  c'est-à-dire lorsque le rapport  $\frac{\text{longueur du cône } L}{\text{longueur d'onde } \lambda}$  devient large par rapport à 1, le tronc de cône se comporte en résonance comme le cylindre avec un coefficient d'amplification de vitesse approximativement égal à  $\beta$  :

$$\left(\frac{V_{out}}{V_{in}}\right)_{cône} \approx \beta \cdot \left(\frac{V_{out}}{V_{in}}\right)_{cylindre} \quad (2.28)$$

A la résonance du cylindre, c'est à dire lorsque  $L = n \frac{\lambda}{2}$ , alors :  $\left(\frac{V_{out}}{V_{in}}\right)_{cône} \approx \beta$

Ce fonctionnement impose  $kL \gg \frac{\beta-1}{\beta}$ . En général, on cherche à avoir  $\beta$  assez grand,

donc  $\frac{\beta-1}{\beta} \approx 1$ . D'où la condition  $kL \gg 1$  ou encore  $\frac{cL}{\omega} \ll 2\pi$ . Cette condition est vérifiée

pour des longueurs de résonateur égales à plusieurs longueurs d'onde. Cette condition est largement vérifiée pour nos applications, à titre d'exemple pour un résonateur en acier ( $V_1=5100\text{m/s}$ ) à  $f=100\text{kHz}$ , ce qui donne une longueur d'onde  $\lambda = 5.1\text{cm}$ . Il est tout à fait clair pour des raisons pratiques, qu'on ne peut fabriquer des longueurs de résonateur indéfiniment long, mais le choix des matériaux qui ont des vitesses de propagation faibles peuvent atteindre rapidement la condition précédente.

## 2.1.6 Conclusion

L'étude des sources ponctuelles des différentes géométries a été présentée avec une étude comparative entre les trois résonateurs. L'intérêt de cette étude est de comprendre puis optimiser l'utilisation des capteurs ultrasonores prolongés par des résonateurs en forme de pointes. Ceci nous a permis de montrer que l'application d'un capteur à profil conique ou exponentiel sur un matériau permet de créer une source ponctuelle au point de contact sans milieu de couplage, sur de petites distances et sur des structures de formes irrégulières.

## 3 Interaction d'une source ponctuelle avec le milieu de propagation

### 3.1 Introduction

Comme nous l'avons vu au début du chapitre, l'application d'un capteur à profil conique ou exponentiel sur un matériau permet de créer une source ponctuelle au point de contact. La vibration en mode "piston" du transducteur piézoélectrique permet d'obtenir un mode axial dominant au niveau de la pointe. En mode "marteau" au point de contact, la source ponctuelle génère des ondes longitudinales, transversales et de surface. Lorsque l'épaisseur du milieu est de l'ordre de la longueur d'onde, il y a guidage de l'énergie dans la couche. Les ondes guidées ou ondes de Lamb sont le résultat des réflexions multiples et de recombinaisons des ondes longitudinales et transversales dans cette couche. Suivant la géométrie du milieu, les phénomènes de propagation peuvent être plus ou moins

complexes. La forme quasi-cylindrique ou cylindrique des os longs et des tubes, nous amène à considérer la propagation des ondes de Lamb dans les cylindres et les tubes.

En effet, les ondes de Lamb, appelées aussi ondes guidées sont très connues pour être très efficaces pour caractériser les plaques fines et les couches d'un milieu donné [Vic67, Nay95]. Les ondes de Lamb sont des perturbations élastiques qui peuvent être propagées dans une plaque solide ayant des surfaces libres de toute charge mécanique. Ce type d'onde a été décrit théoriquement pour la première fois par Lamb [Lam17] même s'il n'a jamais essayé de produire une onde de Lamb. Ces ondes sont très utilisées en contrôle non destructif des matériaux en industrie [Deg97, Low98, Dix04] pour la détection des épaisseurs et des défauts dans les tubes et dans les plaques.

Les ondes de Lamb sont également utilisées pour faire le diagnostic des os longs puisque ils peuvent se propager le long de l'épaisseur de la couche corticale, et de ce fait l'épaisseur entière de l'os peut être sondée. [Dod06, Lan70, Rem07, Lin06, Tat05,]. Une bonne corrélation entre la vitesse du son et le cortex du tibia a été obtenue par Lee et al [Lee97]. D'autres études intéressantes de caractérisations des os utilisant les ondes de Lamb [Lef02], ainsi que les travaux sur l'effet de la peau et la sélection des modes de vibration des ondes de Lamb sur l'os long ont été effectués par [Lee04, Low96].

Le lien a été établi pour la première fois, d'une part entre la vitesse de phase de l'onde de Lamb et l'épaisseur de la couche corticale des tibias de bœuf de veau et de cheval et d'autre part par la vitesse ultrasonore et la densité des os [Ahi98, Rem98].

Les résultats de l'étude préliminaire nous ont permis de conclure que le modèle de propagation dans une plaque et dans un tube cylindrique [Rem98] pouvait rendre compte des phénomènes de propagation dans l'os.

Par conséquent, nous allons présenter, dans un premier temps, la propagation des ondes de Lamb dans les plaques, puis, dans un deuxième temps, dans les cylindres. Ensuite, nous examinerons dans quelle mesure le modèle de plaque reste valable pour le tube.

## 3.2 Les ondes de Lamb

### 3.2.1 Nature des ondes de Lamb

Les ondes de Lamb (ou de plaque) sont des ondes élastiques capables de se propager dans un milieu limité par deux plans, dont la distance de séparation est de même ordre de grandeur que la longueur d'onde.

Ces ondes, dont la polarisation est sagittale, c'est-à-dire dans un plan formé par la normale à la surface du milieu et l'axe de propagation, représentant un des deux types de mode normaux de vibration d'une plaque. Elles résultent de la superposition dans le milieu (surfaces libres de toutes charges mécaniques) de plusieurs ondes devant satisfaire les conditions aux limites.

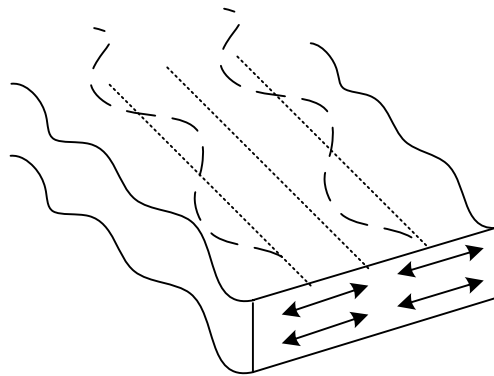
Pour un milieu de propagation isotrope, seule les ondes longitudinales et transversales, polarisées verticalement, interviennent dans la formation de l'onde de Lamb. En effet, l'onde longitudinale (L) et l'onde transversale verticale (TV) se couplent sur une interface et il a été montré que leur réflexion sur une surface libre s'accompagnait d'une conversion partielle selon le processus :

$$\text{Onde L (TV) incidente} \rightarrow \{ \text{Onde L (TV) réfléchie} \} + \{ \text{Onde TV (L) convertie} \}$$

Cette décomposition en ondes partielles est une méthode générale qui s'applique à l'étude de la propagation, non seulement dans une plaque isotrope, mais aussi dans une plaque anisotrope.

Pour les modes de Lamb, on peut souligner que le déplacement des particules s'effectuant perpendiculairement au plan sagittal est nul.

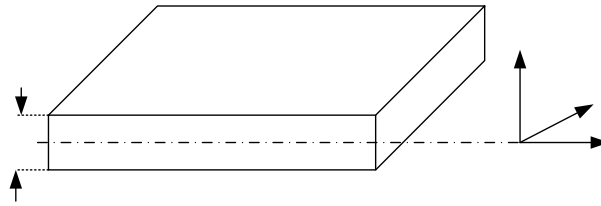
L'autre type de mode de plaque est constitué d'ondes transversales à polarisation horizontale encore nommées « ondes TH ». Cette famille génère un déplacement des particules perpendiculairement au plan sagittal.



### 3.2.2 Propagation dans une plaque isotrope

L'étude de la propagation des ondes de Lamb a été développée par I.A. Viktorov dans les années 60 [Vik67] puis par plusieurs autres auteurs [Aul73, Die97]. Nous rappelons dans ce paragraphe les équations de propagation des ondes de Lamb.

### 3.2.2.1 Equation de propagation



On considère une onde de Lamb harmonique, se propageant dans le sens des  $x$  positifs, au sein d'une plaque libre d'épaisseur  $2d$  supposée infinie selon les directions  $x$  et  $y$ . le déplacement de la particule dérive d'un potentiel scalaire  $\phi$  et vectoriel  $\vec{\Psi}$  relié au vecteur déplacement par la relation :

$$\vec{u} = grad\Phi + rot\vec{\Psi} \quad (2.29) \quad \lambda, \mu, \rho$$

La plaque étant supposée infinie dans les directions  $(Ox)$  et  $(Oy)$ , par raison de symétrie, seule la composante selon  $(Oz)$  du potentiel vectoriel  $\vec{\Psi}$  est non nulle. Cette composante traduisant la déformation liée au cisaillement (sans changement de volume) et se rapportant donc à l'onde transversale.

Le potentiel scalaire traduit la déformation liée à la dilatation (avec changement local de volume) correspond à l'onde longitudinale.

$$\rho \frac{\partial^2 u_i}{\partial t^2} = C_{ijkl} \frac{\partial^2 u_k}{\partial x_j \partial x_i} = \frac{\partial T_{ij}}{\partial x_j} \quad (2.30)$$

Avec :

$U_i$  : composante  $i$  du déplacement

$C_{ijkl}$  : tenseur des rigidités élastiques

$T_{ij}$  : tenseur des contraintes

Sachant que dans un solide isotrope :

$$C_{ijkl} = \lambda \delta_{ij} \delta_{kl} + (\delta_{ik} \delta_{jl} + \delta_{il} \delta_{jk}) \mu \quad (2.31)$$

Où :

$\lambda, \mu$  : les constantes de Lamé

$$\delta_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{si } i = j \\ 0, & \text{si } i \neq j \end{cases} \quad (\text{symbole de Kronecker})$$

On montre que les potentiels  $\phi$  et  $\psi$  satisfont le système suivant :

$$\begin{cases} \nabla^2 \varphi - \frac{1}{V_l^2} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = 0 \\ \nabla^2 \bar{\psi} - \frac{1}{V_t^2} \frac{\partial^2 \bar{\psi}}{\partial t^2} = 0 \end{cases} \quad (2.32)$$

Avec  $V_l = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{C_{11}}{\rho}}$  : vitesse de l'onde longitudinale

et  $V_t = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{C_{44}}{\rho}}$  : vitesse de l'onde transversale

$\rho$  : la masse volumique du matériau

$C_{ij}$  : tenseur réduit des rigidités élastiques

La plaque étant supposée infinie suivant  $y$ , l'onde se propage dans le plan sagittal

(Oxz). Les composantes des potentiels ne varient pas selon la direction (Oy):  $\frac{\partial \varphi}{\partial y} = \frac{\partial \psi}{\partial y} = 0$

Le potentiel vecteur peut être choisi de telle sorte que seule la composante sur cette direction soit non nulle, soit :  $\Psi = (0, \psi_y, 0)$ .

En régime harmonique le système (2.32) se résume pour les potentiels  $\varphi$  et  $\psi$  à :

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} - \frac{1}{V_l^2} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = 0 \\ \frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} - \frac{1}{V_t^2} \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = 0 \end{cases} \quad (2.33)$$

en posant :

$k_l = \frac{\omega}{V_l} = \omega \sqrt{\frac{\rho}{\lambda + 2\mu}}$  : nombre d'onde correspondant aux ondes longitudinales

$k_t = \frac{\omega}{V_t} = \omega \sqrt{\frac{\rho}{\mu}}$  : nombre d'onde correspondant aux ondes transversales

La recherche de solution en ondes harmoniques se propageant dans la direction suivant  $x$  donne :

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial x^2} = -k^2 \varphi \\ \frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} = -k^2 \psi \end{cases} \quad (2.34) \quad \text{et} \quad \begin{cases} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial t^2} = -\omega^2 \varphi \\ \frac{\partial^2 \psi}{\partial t^2} = -\omega^2 \psi \end{cases} \quad (2.35)$$

Finalement, les équations de propagation des potentiels se réduisent à :

$$\begin{cases} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} - \left( k^2 - \frac{\omega^2}{V_l^2} \right) \varphi = 0 \\ \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} - \left( k^2 - \frac{\omega^2}{V_t^2} \right) \psi = 0 \end{cases} \quad (2.36) \quad \Rightarrow \quad \begin{cases} \frac{\partial^2 \varphi}{\partial z^2} - p^2 \varphi = 0 \\ \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} - q^2 \psi = 0 \end{cases} \quad (2.37)$$

En posant :  $p = \sqrt{k^2 - k_l^2}$  avec  $k_l^2 = \frac{\omega^2}{V_l^2}$  et  $q = \sqrt{k^2 - k_t^2}$  avec  $k_t^2 = \frac{\omega^2}{V_t^2}$

La forme générale de  $\varphi$  et  $\psi$  qui satisfont aux équations de propagation sont les suivantes:

$$\begin{cases} \varphi(x, z) = A \operatorname{ch}(pz) \exp(ikx) + B \operatorname{sh}(pz) \exp(ikx) \\ \psi(x, z) = C \operatorname{ch}(qz) \exp(ikx) + D \operatorname{sh}(qz) \exp(ikx) \end{cases} \quad (2.38)$$

Où  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$  sont des constantes arbitraires. Avec la condition d'annulation des contraintes dans les plans  $z = \pm d$ ,  $\varphi(x, z)$  et  $\psi(x, z)$  sont représentées par la superposition de termes pairs et impairs relatifs aux déplacements symétrique et antisymétrique de particules.

L'expression des conditions aux limites permet d'aboutir aux équations des modes de Lamb:

$$\left\{ \begin{aligned} (k^2 + q^2)^2 \operatorname{ch}(pd) \operatorname{sh}(qd) - 4k^2 pq \operatorname{sh}(pd) \operatorname{ch}(qd) &= 0 & (2.39.a) \\ (k^2 + q^2)^2 \operatorname{sh}(pd) \operatorname{ch}(qd) - 4k^2 pq \operatorname{ch}(pd) \operatorname{sh}(qd) &= 0 & (2.39.b) \end{aligned} \right.$$

L'équation 2.39.a correspond à la propagation des modes symétriques, pour lesquels la déformation de la surface de la plaque s'effectue de façon symétrique par rapport au plan médian de la plaque (figure 2.9a). L'équation 2.39.b correspond aux modes antisymétriques (figure 2.9b)

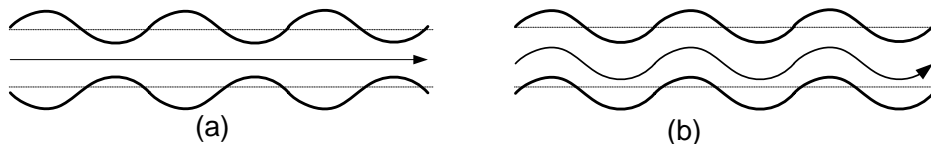


Figure 2.9.(a) mode symétrique et (b) mode antisymétrique

### 3.2.2.2 Un nombre fini de modes

Le nombre de modes symétriques correspond au nombre de racines réelles de l'équation (2.39.a) et celui des modes antisymétriques au nombre de racines réelles de l'équation (2.39.b). Chaque racine définit un nombre d'onde  $k_{(s,a)}$  et donc une vitesse de phase  $V_{p(s,a)}$  pour l'onde correspondante.

Cependant, pour chaque couple (fréquence \* épaisseur), les équations (2.39.a et 2.39.b) possèdent des racines imaginaires pures, qui correspondent à des déplacements de la plaque en phase, diminuant exponentiellement le long de l'axe (Ox) (ces racines ne correspondent donc pas à une onde qui se propage).

Lorsque le produit (fréquence \* épaisseur) tend vers zéro, chaque équation caractéristique possède une racine unique. Ces racines correspondent aux modes d'ordre zéro et sont désignées par  $S_0$  et  $A_0$ . Le mode  $S_0$  s'apparente à une onde longitudinale et le mode  $A_0$  à une onde de flexion. Dans cette région où le produit fréquence \* épaisseur est faible, on peut distinguer seulement les deux premiers modes  $A_0$  et  $S_0$ , ce qui facilite l'analyse et l'interprétation des résultats. Aux fréquences très élevées, où la longueur d'onde de Lamb est très inférieure à l'épaisseur de la plaque, la vitesse de ces deux modes tend vers  $V_r$  (vitesse de l'onde de RAYLEIGH du matériau). On peut alors considérer, dans ce cas, que deux ondes de RAYLEIGH se propagent indépendamment suivant les deux surfaces libres de la plaque.

Lorsque ce produit augmente, de nouvelles racines réelles apparaissent, et les modes se comptent ainsi :  $S_1, \dots, S_n$  pour le cas symétrique et  $A_1, \dots, A_n$  pour le cas antisymétrique. Lorsque le produit (fréquence \* épaisseur) augmente, la vitesse des autres modes tendent vers la vitesse transversale du matériau. Ils n'apparaissent qu'à partir de certaines valeurs critiques de ce produit et leur vitesse de phase démarre de l'infini.

On montre que :

- Les modes symétriques apparaissent pour :

$$f \cdot 2d = \frac{(2n+1)V_t}{2} \quad \text{et} \quad f \cdot 2d = (n+1)V_l \quad \text{avec} \quad n = (0, 1, \dots, N_s)$$

- Les modes antisymétriques apparaissent pour :

$$f \cdot 2d = (n+1)V_l \quad \text{et} \quad f \cdot 2d = \frac{(2n+1)V_t}{2} \quad \text{avec} \quad n = (0, 1, \dots, N_a)$$

Où

$$N_s = 1 + \left[ \frac{2d}{\lambda_t} \right] + \left[ \frac{2d}{\lambda_l} + \frac{1}{2} \right] = \text{nombre total de modes } \underline{\text{symétriques}} \text{ possibles dans une plaque d'épaisseur } 2d$$

$$N_a = 1 + \left[ \frac{2d}{\lambda_l} \right] + \left[ \frac{2d}{\lambda_t} + \frac{1}{2} \right] = \text{nombre total de modes } \underline{\text{antisymétriques}} \text{ possibles dans une}$$

plaque d'épaisseur  $2d$

Avec  $[x]$  : entier le plus proche de  $x$

$\lambda_l$  et  $\lambda_t$  : Longueurs d'onde longitudinale et transversale

### 3.2.2.3 Une nature dispersive

La vitesse de propagation des ondes dépend de la fréquence des ultrasons. Cet effet de dispersion résulte de la variation de la fréquence, de la proportion de leurs composantes longitudinale et transversale, de leurs vitesses différentes. En basse fréquence, la proportion des ondes longitudinales est supérieure à celle des ondes transversales, contrairement à ce qui se passe à haute fréquence.

La vitesse de phase apparaît donc comme la caractéristique fondamentale d'un mode de Lamb. En effet, une fois celle-ci connue, il est possible de calculer la vitesse de groupe ainsi que les déplacements et les contraintes en n'importe quel point de la plaque. La relation qui relie la vitesse de phase  $V_p$  à la vitesse de groupe  $V_g$  est la suivante [Die97] :

$$V_g = \frac{d\omega}{dk} = \frac{V_p}{1 - \frac{\omega}{V_p} \frac{dV_p}{d\omega}} \quad (2.40)$$

$\omega$  et  $k$  sont respectivement la pulsation et  $k$  le vecteur d'onde.

## 3.2.3 Modélisation

### 3.2.3.1 Tracé des courbes de vitesses des ondes de Lamb

La connaissance de la vitesse de phase  $V_p$  nécessite la résolution numérique des équations de propagation (2.39.a) et (2.39.b) et donc le choix d'un algorithme de résolution d'équation de type  $f(x) = 0$ .

La résolution d'une équation non linéaire du type  $f(x) = 0$  se rencontre fréquemment en calcul scientifique. Un grand nombre de problèmes se ramènent en effet à la recherche d'un zéro d'une fonction dépendant d'une variable. La fonction  $f(x)$  peut être absolument quelconque, se présentant sous forme explicite (polynôme, fonction transcendante) ou résulter d'une procédure algorithmique. Les formules itératives qui nécessitent moins de calcul et qui convergent rapidement vers la solution ont été adoptées, le choix s'est porté sur la méthode quadratique qui converge plus rapidement que la méthode linéaire.

Le programme **Résolution Numérique des Ondes de Lamb (RNOL)** permet de calculer les valeurs numériques des vitesses de phase et de groupe et de tracer les courbes des vitesses en fonction du produit fréquence \* épaisseur. Ce programme a été réalisé sous MATLAB Ver 4.0. Seules les fonctions mathématiques de base sont connues par la version utilisée tel que Ln, exp, sin, cos etc..., ce qui nous a obligé de reprogrammer certaines fonctions présentes dans les équations (2.39.a et 2.39.b). Les entrées pour les calculs numériques sont la vitesse longitudinale du son dans le matériau, sa vitesse transversale, l'épaisseur de l'échantillon et la fréquence d'excitation.

Exemples dans l'aluminium :

- Figure 2.10 Vitesse de phase et de groupe pour tous les modes
- Figure 2.11 Vitesse de phase pour tous les modes
- Figure 2.12 Vitesse de groupe pour tous les modes
- Figure 2.13 Vitesse de phase pour les modes symétriques uniquement
- Figure 2.14 Vitesse de phase pour les modes antisymétrique uniquement

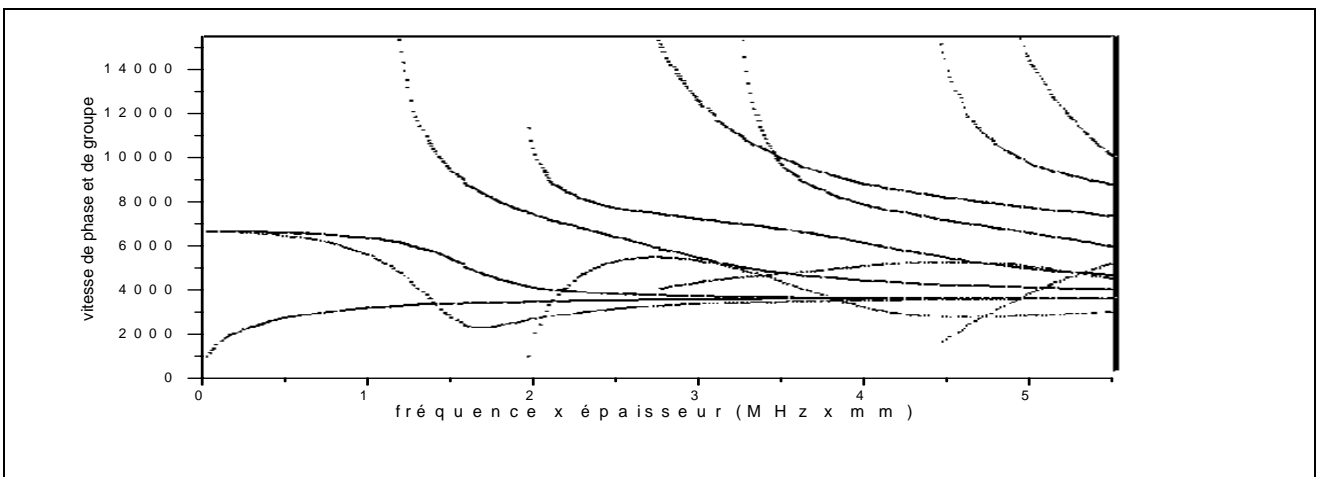


Figure 2.10 : Vitesse de phase et de groupe pour tous les modes dans l'aluminium

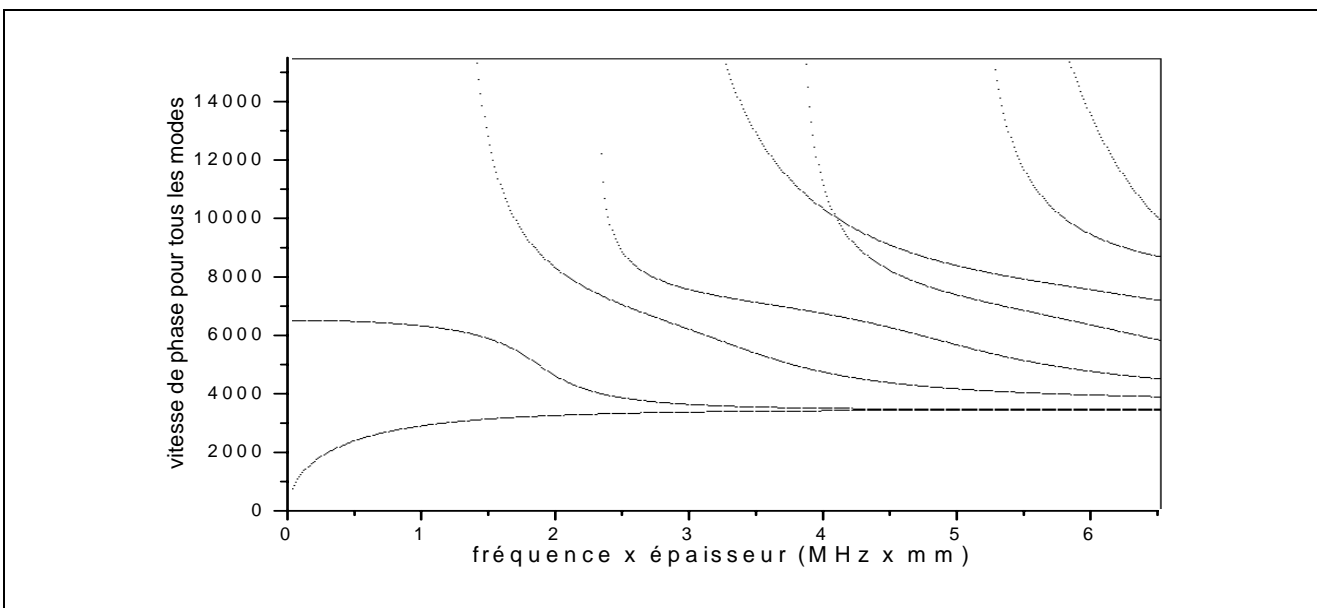


Figure 2.11 : Vitesse de phase pour tous les modes dans l'aluminium

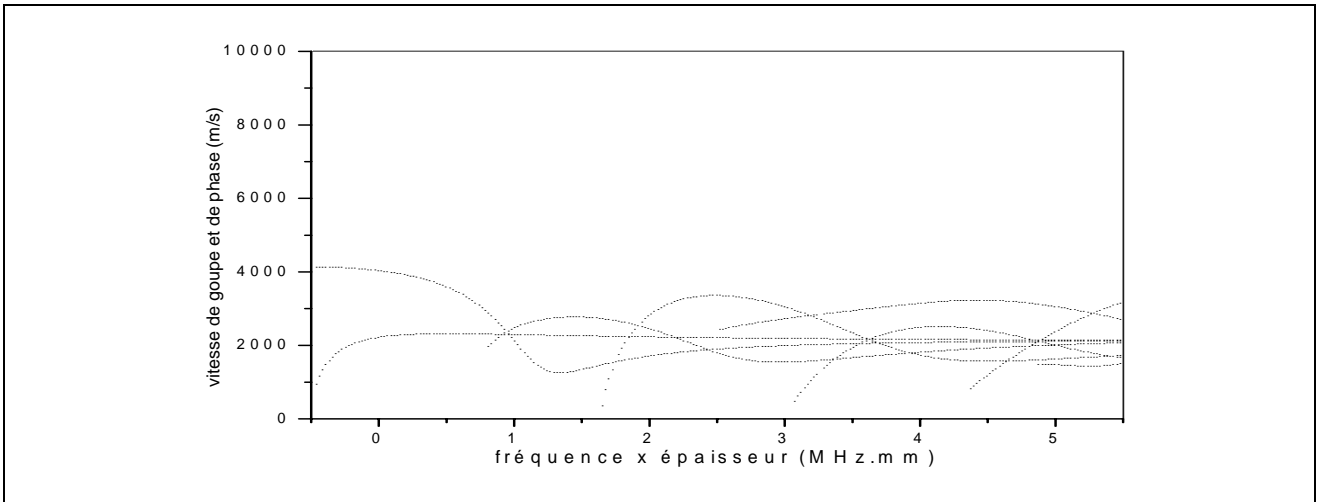


Figure 2.12 Vitesse de groupe pour tous les modes dans l'aluminium

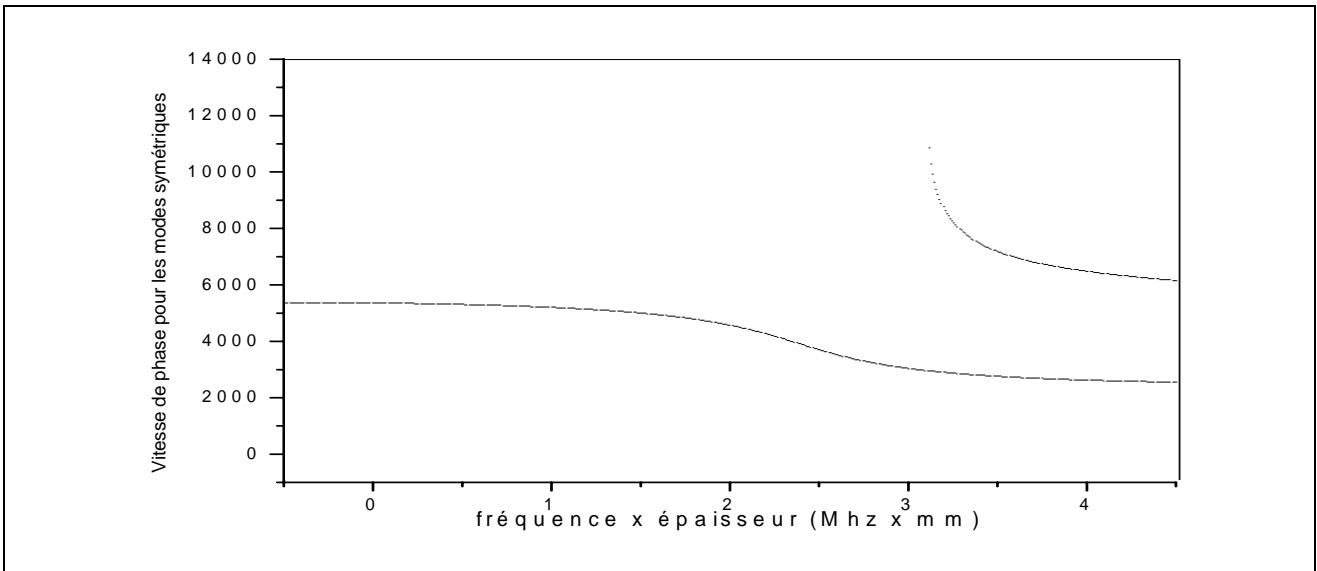


Figure 2.13 Vitesse de phase du mode symétrique dans l'aluminium

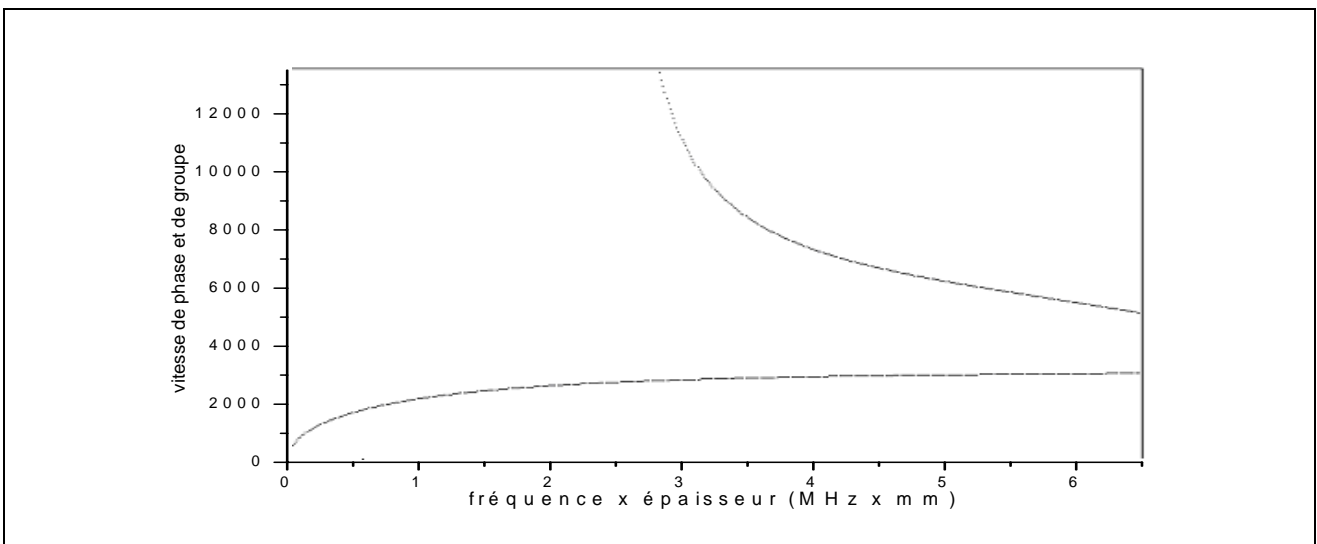


Figure 2.14 Vitesse de phase pour les modes antisymetriques uniquement

A partir des expressions des potentiels  $\psi$  et  $\phi$  des équations de 2.32, on peut déterminer les composantes de déplacement dans la plaque,

$$\begin{cases} U_x = \frac{\partial\phi}{\partial x} - \frac{\partial\psi}{\partial z} = U_{xs} + U_{xa} \\ U_z = \frac{\partial\phi}{\partial z} + \frac{\partial\psi}{\partial x} = U_{zs} + U_{za} \end{cases} \quad (2.59)$$

Après tous calculs fait:

$$\begin{cases} U_{xs} = Ak_s \left( \frac{ch(p_s z)}{sh(p_s d)} - \left( \frac{2p_s q_s}{k_s^2 + q_s^2} \right) \frac{ch(q_s z)}{sh(q_s d)} \right) \cdot e^{j(k_s x - \omega t - \frac{\pi}{2})} \\ U_{xa} = -Ap_s \left( \frac{sh(p_s z)}{sh(p_s d)} - \left( \frac{2k_s^2}{k_s^2 + q_s^2} \right) \frac{sh(q_s z)}{sh(q_s d)} \right) \cdot e^{j(k_s x - \omega t)} \\ U_{sa} = Bk_a \left( \frac{sh(p_a z)}{ch(p_a d)} - \left( \frac{2p_a q_a}{k_a^2 + q_a^2} \right) \frac{sh(q_a z)}{ch(q_a d)} \right) \cdot e^{j(k_s x - \omega t - \frac{\pi}{2})} \\ U_{za} = -Bp_a \left( \frac{ch(p_a z)}{ch(p_a d)} - \left( \frac{2k_a^2}{k_a^2 + q_a^2} \right) \frac{ch(q_a z)}{ch(q_a d)} \right) \cdot e^{j(k_s x - \omega t)} \end{cases} \quad (2.60)$$

Le programme ONDEG est utilisé pour tracer les modules des déplacements normal  $U_z$  et tangentiel  $U_x$  (amplitude des potentiels de vitesse  $\psi$  prise à 1), en tabulant automatiquement l'échelle des ordonnées à la valeur maximale de ces deux déplacements, pour faciliter la comparaison. Comme précédemment, la possibilité est offerte de ne tracer que  $U_x$  ou  $U_z$  et de modifier l'échelle des ordonnées.

A titre d'exemple les tracés des modules de déplacement dans l'aluminium sont donnés par :

- Figure 2.15 Module des déplacements pour le mode  $S_0$  dans l'aluminium
- Figure 2.16 Module des déplacements pour le mode  $A_1$  dans l'aluminium

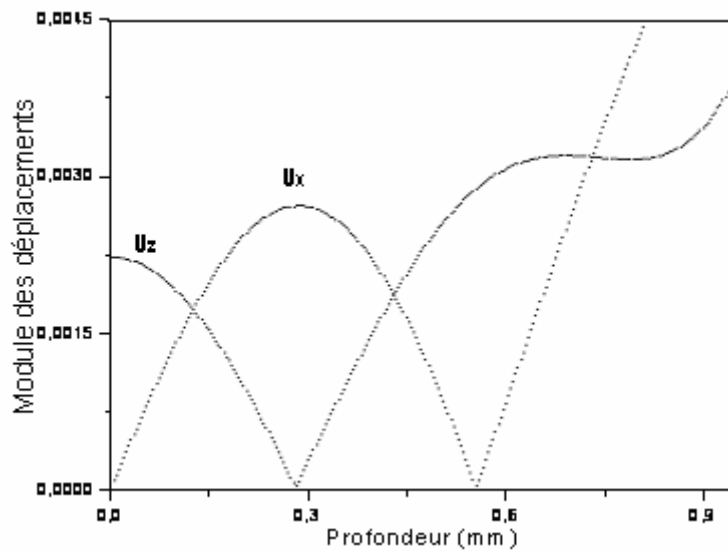


Figure 2.15 Module des déplacements normaux  $U_x$  et  $U_z$  pour le mode symétrique  $S_0$  dans une plaque d'aluminium d'épaisseur 2mm

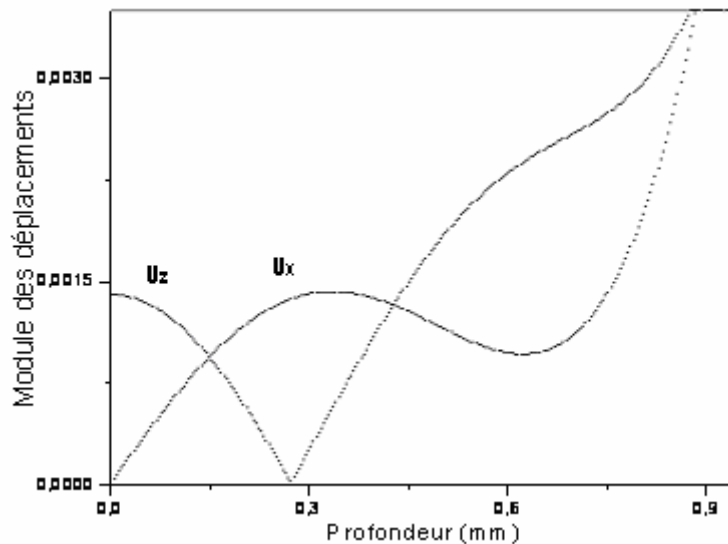


Figure 2.16 Module des déplacements normaux  $U_x$  et  $U_z$  pour le mode antisymétrique  $A_0$  dans une plaque d'aluminium d'épaisseur 2mm

### 3.2.3.2 Le programme ONDEGN (Onde Guidée Numérique)

Le programme ONDEGN donne les valeurs numériques des vitesses de phase et de groupe pour une fréquence précise et une épaisseur de plaque donnée, connaissant les caractéristiques  $V_l$  et  $V_t$  du matériau, Il offre les mêmes possibilités de séparation des résultats que **ONDEG** comme le montrent les figures 2.17 et 2.18 de feuilles de calcul tirées du programme **ONDEGN**.

**ONDES GUIDÉES.**  
**CARACTERISTIQUES DU MATERIAU**

**Matériau utilisé : ALUMINIUM**  
**Vitesse longitudinale (m/s) : 6422.00**  
**Vitesse transversale (m/s) : 3110.00**

**Fréquence utilisée (MHz) : 4.000**  
**Épaisseur de plaque (mm) : 2.000**

**VALEURS THEORIQUES DES VITESSES DE PHASE (Vp) :**

Fréquence x épaisseur (MHz.mm)	Vp (m/s)
8.000	2909.595
8.000	2903.489
8.000	3274.730
8.000	3778.706
8.000	4869.620
8.000	5996.777
8.000	7232.821
8.000	8259.408

Figure 2.17 Présentation des résultats du programme ONDEGN des valeurs théoriques des vitesses de phases pour une plaque d'aluminium d'épaisseur 2mm

**ONDES GUIDÉES.**

**CARACTERISTIQUES DU MATERIAU**

**Matériau utilisé : PLEXIGLAS**  
**Vitesse longitudinale (m/s) : 2680.00**  
**Vitesse transversale (m/s) : 1320.00**

**Fréquence utilisée (MHz) : 1.000**  
**Épaisseur de plaque (mm) : 3.000**

**VALEURS THEORIQUES DES VITESSES DE PHASE (Vp) ET DE GROUPE (Vg)**

Fréquence x épaisseur (MHz x mm)	Vp (m/s)	Fréquence épaisseur (MHz x mm)	Vg (m/s)
3.000	1234.997	3.000	1219.239
3.000	1229.796	3.000	1242.608
3.000	1422.946	3.000	1154.942
3.000	1750.755	3.000	947.104
3.000	2331.335	3.000	1271.425
3.000	2694.193	3.000	1826.607
3.000	3542.143	3.000	1117.236

Figure 2.18 Présentation des résultats du programme ONDEGN des valeurs théoriques des vitesses de phase et de groupe pour une plaque de plexiglas d'épaisseur 3mm

### 3.3 Propagation dans les cylindres et les tubes

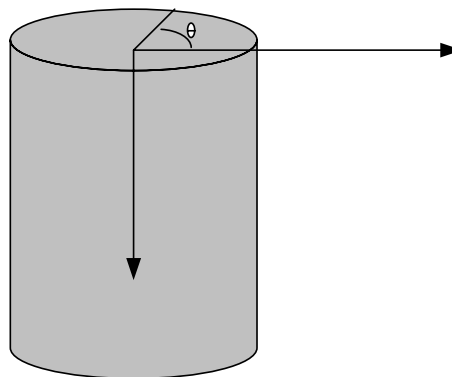
#### 3.3.1 Introduction

Le caractère de propagation parallèlement à la plaque que présente les ondes de Lamb, nous a conduit à examiner les modes propres de vibration des cylindres. Quand on considère une propagation guidée parallèlement à l'axe du cylindre, l'essentiel du travail théorique a déjà été publié [Mee73]. L'obtention des modes de Lamb pour la plaque est très classique comme cela été vu précédemment et pour trouver les modes de vibration d'un cylindre il est possible de suivre un chemin analogue. Comme pour la plaque, il est possible d'émettre l'hypothèse d'une propagation guidée suivant l'axe du cylindre. Cette propagation guidée a par ailleurs été mise en évidence dans un cylindre placé dans l'air [Izb85].

Dans un premier temps, nous présenterons la propagation des ondes de Lamb dans un cylindre, puis le calcul sera étendu au tube.

### 3.3.2 Propagation dans le cylindre

Considérons un cylindre isotrope comme représenté sur la figure 2.19, le vecteur déplacement peut être écrit de la même manière que dans le cas d'une plaque.



Comme dans le cas de la plaque, le vecteur déplacement est de la forme :

$$\vec{u} = \text{grad}\phi + \text{rot}\vec{\psi} \quad (2.41)$$

On reprend les équations de propagation relatives aux deux potentiels  $\phi$  et  $\psi$  exprimées en coordonnées cylindriques [Mee73]:

$$\begin{cases} \nabla^2_{cylin}\phi - \frac{1}{V_L^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = 0 & (2.41.a) \\ \nabla^2_{cylin}\vec{\Psi} - \frac{1}{V_T^2} \frac{\partial^2 \vec{\Psi}}{\partial t^2} = 0 & (2.41.b) \end{cases}$$

L'expression du Laplacien  $\nabla^2$  pour le potentiel scalaire est donnée par :

$$\nabla^2_{cylin}\phi = \frac{\partial^2 \phi}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial \phi}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial z^2} \quad (2.42)$$

Le potentiel vecteur est représenté en coordonnée cylindrique par:

$$\vec{\Psi} = \Psi_r \vec{e}_r + \Psi_\theta \vec{e}_\theta + \Psi_z \vec{e}_z \quad (2.43)$$

et son Laplacien par:

$$\nabla^2_{cylin}\vec{\Psi} = \begin{cases} \left( \nabla^2 \Psi_r - \frac{2}{r^2} \frac{\partial \Psi_\theta}{\partial \theta} - \frac{\Psi_r}{r^2} \right) \\ \left( \nabla^2 \Psi_\theta + \frac{2}{r^2} \frac{\partial \Psi_r}{\partial \theta} - \frac{\Psi_\theta}{r^2} \right) \\ \left( \nabla^2 \Psi_z \right) \end{cases} \quad (2.44)$$

La direction de propagation est suivant l'axe (Oz) et on considère le régime harmonique.

En séparant les différentes variables on obtient:

$$\begin{cases} \phi(r, \theta, z, \omega) = X_z(r) \cos(n\theta) \exp i(kz - \omega t) \\ \Psi_r = Y_r(r) \sin(n\theta) \exp i(kz - \omega t) \\ \Psi_\theta = Y_\theta(r) \cos(n\theta) \exp i(kz - \omega t) \\ \Psi_z = Y_z(r) \sin(n\theta) \exp i(kz - \omega t) \end{cases} \quad (2.45)$$

Où n est un entier. Lorsqu'on remplace ces expressions dans les équations de propagation, on obtient une équation relative à  $\phi$  et un système de 3 équations relatives à  $\psi$  dont 2 sont couplées:

$$\begin{cases} \frac{d^2 X_z}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dX_z}{dr} + \left( \alpha^2 - \frac{n^2}{r^2} \right) X_z = 0 \\ \frac{d^2 Y_r}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dY_r}{dr} + \frac{1}{r^2} (-n^2 Y_r + 2n Y_\theta - Y_r) + \beta^2 Y_r = 0 \\ \frac{d^2 Y_\theta}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dY_\theta}{dr} + \frac{1}{r^2} (-n^2 Y_\theta + 2n Y_r - Y_\theta) + \beta^2 Y_\theta = 0 \\ \frac{d^2 Y_z}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{dY_z}{dr} + \left( \beta^2 - \frac{n^2}{r^2} \right) Y_z = 0 \end{cases} \quad (2.46)$$

$$\text{Avec } \alpha^2 = \frac{\omega^2}{V_L^2} - k^2 \text{ et } \beta^2 = \frac{\omega^2}{V_T^2} - k^2.$$

La première et la quatrième équation sont des équations de Bessel et leurs solutions sont données par:

$$\begin{cases} X_z = AJ_n(\alpha r) \\ Y_z = BJ_n(\beta r) \end{cases} \quad (2.47)$$

Ces solutions doivent admettre une limite finie en  $r = 0$ , ce qui implique que la fonction de Bessel soit de première espèce.

La deuxième et la troisième équation étant couplées, on peut les découpler par addition et soustraction mutuelle pour aboutir à un autre système en  $(Y_r + Y_\theta)$  et  $(Y_r - Y_\theta)$ :

$$\begin{cases} \frac{d^2(Y_r + Y_\theta)}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{d(Y_r + Y_\theta)}{dr} + \frac{1}{r^2} \left( \beta^2 - \frac{(n-1)}{r^2} \right) (Y_r + Y_\theta) = 0 \\ \frac{d^2(Y_r - Y_\theta)}{dr^2} + \frac{1}{r} \frac{d(Y_r - Y_\theta)}{dr} + \frac{1}{r^2} \left( \beta^2 - \frac{(n+1)}{r^2} \right) (Y_r - Y_\theta) = 0 \end{cases} \quad (2.48)$$

On peut exprimer les solutions:

$$\begin{cases} Y_r + Y_\theta = 2C_1 J_{n-1}(\beta r) \\ Y_r - Y_\theta = 2C_2 J_{n-1}(\beta r) \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} Y_r = C_1 J_{n-1}(\beta r) + C_2 J_{n-1}(\beta r) \\ Y_\theta = C_1 J_{n-1}(\beta r) - C_2 J_{n-1}(\beta r) \end{cases}$$

Finalement, le système de solutions s'écrit :

$$\begin{cases} X_z = AJ_n(\alpha r) \\ Y_z = BJ_n(\beta r) \\ Y_r = C_1 J_{n-1}(\beta r) + C_2 J_{n-1}(\beta r) \\ Y_\theta = C_1 J_{n-1}(\beta r) - C_2 J_{n-1}(\beta r) \end{cases} \quad (2.49)$$

Dans lequel les constantes A, B, et C sont arbitraires. Les trois conditions aux limites en  $r=R$  permettent de déterminer trois des quatre constantes, la quatrième étant déterminée en imposant une condition entre les composantes  $Y_r, Y_\theta, Y_z$  de  $\vec{\psi}$ . On choisit par exemple :

$$Y_r = -Y_\theta \text{ [Mee73]}$$

$$Y_r = -Y_\theta = C_2 J_{n-1}(\beta r) \quad (2.50)$$

On écrit finalement les potentiels scalaire et vecteur:

$$\begin{cases} \phi(r, \theta, z, \omega) = AJ_n(\alpha r) \cos(n\theta) \exp i(kz - \omega t) \\ \psi_r = C_2 J_{n-1}(\beta r) \sin n\theta \exp i(kz - \omega t) \\ \psi_\theta = -C_2 J_{n-1}(\beta r) \cos n\theta \exp i(kz - \omega t) \\ \psi_z = BJ_n(\beta r) \sin n\theta \exp i(kz - \omega t) \end{cases} \quad (2.51)$$

Les 3 constantes A, B et  $C_2$  sont déterminées par les conditions aux limites en  $r=R$ :

$$T_{rr}(R) = T_{rz}(R) = T_{r\theta}(R) = 0 \quad (2.52)$$

### ▪ Les modes de compression

Le mouvement des particules est décrit par les composantes de déplacement  $u_r$  et  $u_z$  qui sont indépendantes de  $\theta$  ( $n=0$ ). Le vecteur de déplacement ne fait intervenir que les potentiels  $\phi$  et  $\Psi_0$ . On déduit l'équation de dispersion par annulation du déterminant correspondant aux conditions citées précédemment. Elle est donnée par la relation suivante :

$$\frac{2\alpha}{R}(\beta^2 + k^2)J_1(\alpha R)J_1(\beta R) - (\beta^2 - k^2)^2 J_0(\alpha R)J_1(\beta R) - 4k^2\alpha\beta J_1(\alpha R)J_0(\beta R) = 0 \quad (2.53)$$

Cette équation a été introduite pour la première fois en 1876 par Pochhammer [POC76]. Elle a été reprise et détaillée par d'autres auteurs [MOL87]. Les modes de compression ont des caractéristiques semblables à celle des modes symétriques des plaques. La figure 2.20 montre les courbes de dispersion des premiers modes de cette catégorie.

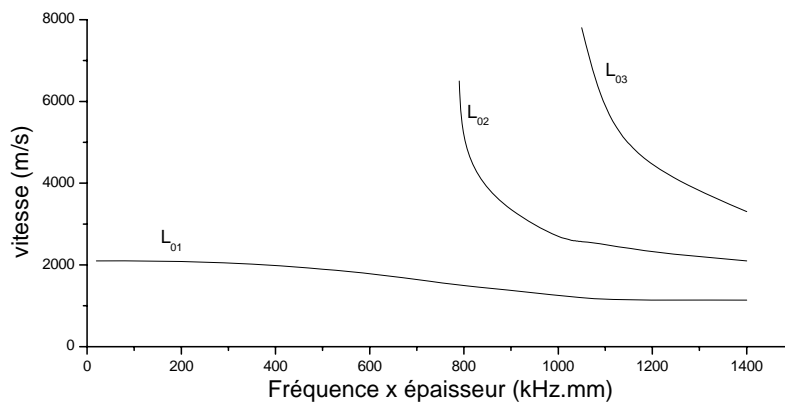


Figure 2.20 courbes de dispersion des modes de compression dans un cylindre de plexiglas

### ▪ Les modes de flexion

Toutes les composantes de déplacement interviennent et sont fonction des 3 paramètres géométriques  $r$ ,  $\theta$  et  $z$ . Nous traitons le cas simple de  $n=1$ . L'équation de dispersion est donnée par [MOL87, PAO60].

$$J_1(\alpha R)J_1^2(\beta R)[f_1 I^2(\beta R) + f_2 I(\alpha R)I(\beta R) + f_3 I(\beta R) + f_4 I(\alpha R) + f_5] = 0 \quad (2.54)$$

Où  $I(z)$  est la fonction de Bessel modifiée de première espèce, d'ordre 1

$$I(z) = \frac{J_0(z)}{J_1(z)} \quad (2.55)$$

et  $f_1, f_2, f_3, f_4, f_5$  sont des polynômes fonction des paramètres du milieu de propagation et des caractéristiques du mode de propagation. Ils sont donnés par:

$$\begin{cases} f_1 = 2(\sigma^2 - \delta^2)^2 \\ f_2 = 2\sigma^2(5\delta^2 + \sigma^2) \\ f_3 = \sigma^6 - 10\sigma^4 - 2\sigma^2\delta^2 + 2\sigma^2\delta^4 - 4\delta^4 \\ f_4 = 2\sigma^2(2\sigma^2\delta^2 - \sigma^2 - 9\delta^2) \\ f_5 = \sigma^2(-\sigma^4 + 8\sigma^2 - 2\sigma^2\delta^2 + 8\delta^2 - \delta^4) \end{cases} \quad (2.56)$$

Avec  $\sigma = \beta R$  et  $\delta = kR$

On remarque alors que l'équation de dispersion des modes de flexion est beaucoup plus complexe que dans le cas de la plaque pour les modes antisymétriques, toutefois on note des similitudes au niveau des courbes de dispersion de la figure 2.21. Le premier mode  $F_{11}$  tend vers la vitesse de Rayleigh et les modes d'ordres supérieurs présentent une fréquence de coupure.

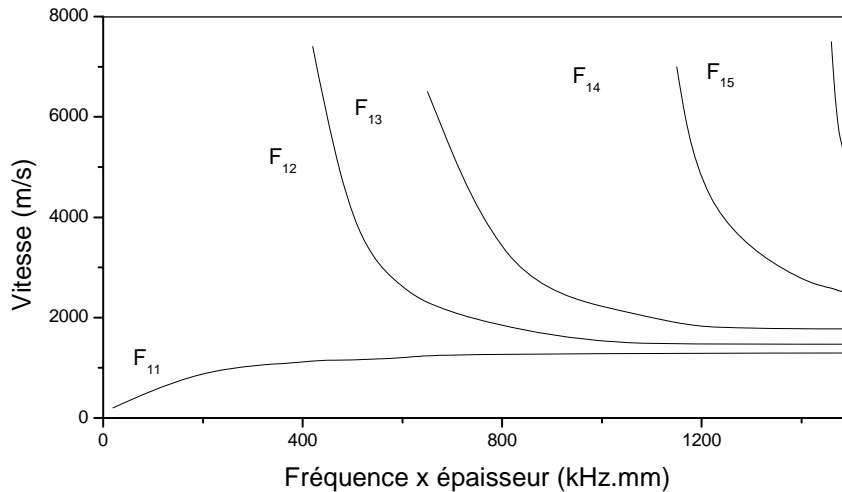


Figure 2.21 Courbes de dispersion des modes de flexion dans un cylindre de plexiglas

- Les modes de torsion

La seule composante de déplacement qui intervient est  $u_\theta$  qui est indépendante de  $\theta$  ( $n=0$ ). Alors  $u_\theta$  est proportionnel au rayon du cylindre et l'équation de dispersion est donnée par :

$$\beta R J_0(\beta R) - 2J_1(\beta R) = 0 \quad (2.57)$$

Une solution de cette équation est  $\beta=0$ , ce qui correspond à un mode non dispersif ( $V=V_T$ ).

Pour les autres modes, lorsqu'on ne prend en compte que les premiers termes du développement des fonctions de Bessel, la vitesse est donnée par l'équation suivante :

$$(\beta R)^2 = \left( \frac{\omega R}{V} \right)^2 - (kR)^2 \quad (2.58)$$

Nous avons pu voir la complexité de la propagation des ondes guidées dans une structure cylindrique car plus de modes interviennent que dans les plaques. Le paragraphe suivant présente la propagation guidée dans les tubes sans le détail des équations.

### 3.3.3 Propagation dans le tube

La propagation d'ondes guidées dans les structures cylindriques a été bien étudiée car elle présente un grand intérêt pratique notamment pour l'examen en CND d'oléoducs [Low98]. Par rapport au cas du cylindre, la démarche générale pour la recherche des équations de dispersion reste la même [Vic67, Izb86]. Les solutions des équations de propagation font intervenir les fonctions de Neuman en plus des fonctions de Bessel de deuxième espèce. Les conditions aux limites, exprimées sur les 2 surfaces (interne et externe), se traduisent par un système de 6 équations dont l'annulation du déterminant donne la relation de dispersion. Nous retrouvons également 3 catégories de mode de propagation : compression, flexion et torsion. Le développement de ces équations ne sera pas présenté dans ce mémoire.

Lorsque le rayon moyen est grand devant la longueur d'onde, les premiers modes de flexion et de compression sont respectivement assimilés aux modes symétrique et antisymétrique dans une plaque de même épaisseur. Pour des raisons de simplification,

seuls les premiers modes de compression et de flexion sont généralement exploités. C'est le cas des études menées par Park et al [Par96] et d'autres auteurs [Low98] sur la détection de défauts dans les "pipelines" par les ondes de Lamb.

### 3.3.4 Conclusion

Il a été présenté dans ces deux paragraphes les grandes lignes sur la propagation des ondes guidées d'une part dans les plaques, et d'autre part dans les cylindres et dans les tubes. Nous avons pu voir que plusieurs types de modes dispersifs peuvent se propager en même temps. Dans le cas des plaques, 2 types de modes sont présents : les modes symétriques  $S_n$  et les modes antisymétriques  $A_n$ . Le programme R.N.O.L nous a permis de tracer les courbes des vitesses de Lamb ainsi que les déplacements dans n'importe quel matériau si les vitesses longitudinales et transversales du son dans ce dernier sont connues. Ceci nous a permis de compléter l'étude des ondes de Lamb qui a précédé la modélisation.

Pour les structures de forme cylindrique, la description des caractéristiques de dispersion est plus complexe. Il est noté 3 catégories de modes dont les premiers ordres sont: les modes de compression ou longitudinaux  $L(0,n)$ , Les modes de torsion  $T(0,n)$  et les modes de flexion  $F(m,n)$ . Ces derniers se déclinent en plusieurs modes suivant l'ordre circonférentiel  $m$ . On remarque des similitudes entre les courbes de dispersion dans les plaques et les cylindres surtout pour les premiers modes  $A_0$  et  $S_0$  pour la plaque et les modes de flexion  $F(1,1)$  pour le cylindre. Cette remarque est importante et intéressante car dans le cas du cylindre pour lequel les équations sont complexes, on peut se ramener à un modèle de plaque. Pour le tube dont l'épaisseur est faible devant le rayon moyen de courbure, on peut également faire l'approximation par le modèle de plaque. Ce qui simplifie considérablement l'étude par rapport au modèle cylindrique.

## 4. Applications à la génération et la détection des ondes de Lamb dans les matériaux

### 4.1 Introduction

Afin de compléter la partie théorique développée précédemment, nous nous sommes intéressés à vérifier expérimentalement la sélection des modes par les différents types de capteurs. Selon les paramètres qu'on désire mesurer, un ou plusieurs modes peuvent être excités en choisissant le produit fréquence\*épaisseur approprié. Par exemple, le mode antisymétrique d'ordre 0 ( $A_0$ ) est préférable pour les mesures d'épaisseur vu sa forte

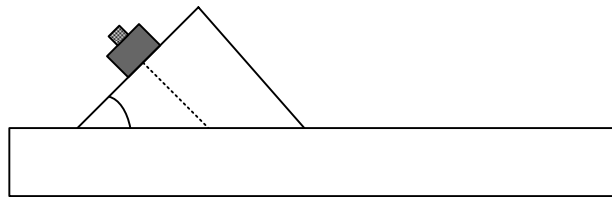
dispersion pour les faibles valeurs des produits fréquence \* épaisseur ( $f.d$ ). Tandis que pour caractériser les matériaux du point de vue propriétés élastiques [Kar90], tout le spectre des ondes de Lamb est utile. La génération et la détection des ondes de Lamb par conversion de mode sur une interface est bien connue [Vic67]. La technique la plus utilisée est celle du coin comme le montre la figure 2.22. Cette dernière est basée sur la conversion du mode longitudinal à l'interface coin/milieu ou liquide/milieu de propagation (lorsqu'un liquide est utilisé comme milieu de couplage) [Jia97] suivant la loi de Snell-Descartes :

$$V_p = \frac{V_c}{\sin \theta_c}$$

$\theta_c$  : angle du coin

$V_c$  : Vitesse des ondes longitudinales dans le coin

$V_p$  : Vitesse de phase du mode de Lamb excité



D'autres méthodes d'excitation des ondes de Lamb sont aussi possibles par les capteurs à points dans le cas où le contact ponctuel est plus approprié tel que les surfaces à géométries difficiles. Dans les environnements hostiles tel que les hautes températures, les conditions de faible pression, l'utilisation des capteurs à pointes et les excitations à laser sont plus adaptés [Deg97]. Diverses applications ont été effectuées à partir de la génération et la détection des ondes guidées à partir des capteurs à pointes notamment en contrôle non destructif des matériaux pour détecter le degré de corrosion dans les pipelines [Deg96 et Pei97]. Les applications en diagnostic médical pour la détection de l'épaisseur de la couche corticale de l'os ont aussi été développées à partir des ondes de Lamb [Rem07, Lee04].

Transducteur coin (s

## 4.2 Etude des différentes méthodes pour la génération et la détection des ondes de Lamb

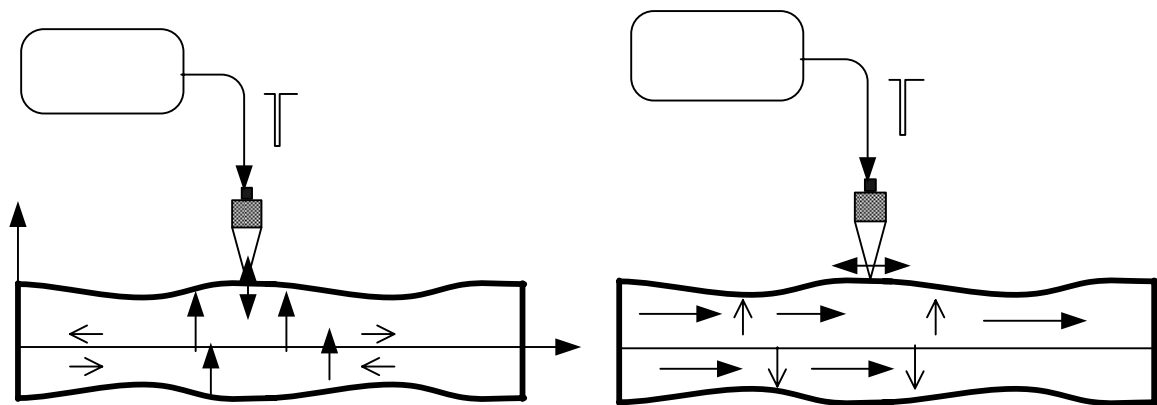
### 4.2.1 Modèle théorique

$\theta$

L'étude de la génération des ondes de Lamb par une source ponctuelle a été effectuée par quelques auteurs ces dernières années plus particulièrement Levent Degertekin et al [Deg97] ainsi que Denis Nicholovski [Nik95] dans le cadre de sa thèse. Ces auteurs ont montré que la sensibilité aux différents modes de Lamb à la génération et à la détection est liée au type de vibration de la pointe et à la fréquence de travail. Notre étude s'inspire de ces travaux.

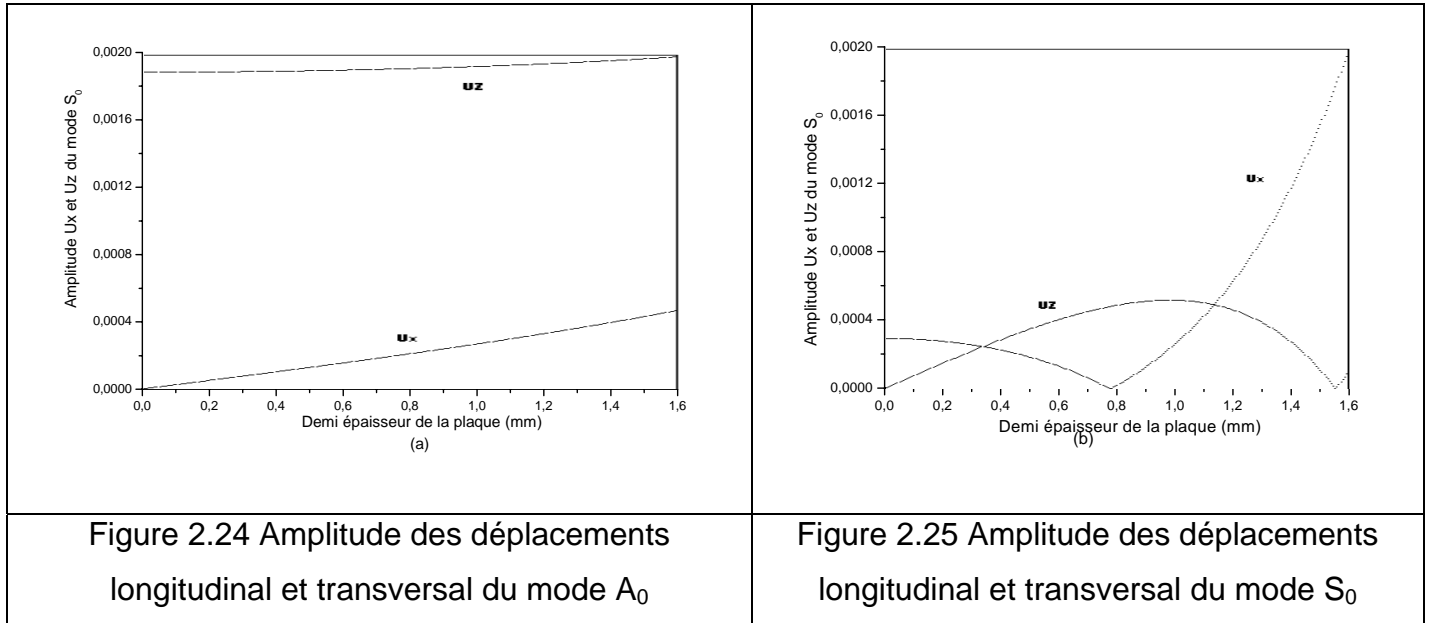
Les capteurs induisent une vibration axiale des pointes, au contact du matériau. Des lors, l'excitation et la détection des composantes normales sont évidemment favorisées lorsque l'axe du résonateur est en mode marteau ou normale à la surface du matériau (figure 2.23a) De même une vibration en flexion des pointes favorisent les composantes de déplacement longitudinales (figure 2.23.b).

Nous avons montré précédemment que les modes de plaques sont engendrés par le couplage entre les composantes de déplacement normales à la surface  $U_z$  et longitudinales  $U_x$ . Ainsi, selon la configuration à l'émission et à la détection, on peut observer une sélectivité des modes en fonction des composantes de déplacement dont ils dépendent. Pour cela, nous allons évaluer l'amplitude des composantes de déplacement à la surface du matériau pour les deux premiers modes  $A_0$  et  $S_0$ .



Cette hypothèse peut être vérifiée si l'on trace l'amplitude des composantes de déplacement normale  $U_z$  et longitudinale  $U_x$  à la surface du matériau, c'est-à-dire lorsque  $z=0$  ou à  $z=d$ ,  $d$  étant la demi- épaisseur de la plaque. En effet, les figures 2.24 et 2.25 montrent l'amplitude des déplacement  $U_x(S_0, A_0)$  et  $U_z(S_0, A_0)$  en fonction de la demi

épaisseur d'un échantillon de plexiglas. La composante normale  $U_z$  est dominante pour la propagation du mode  $A_0$  quelle que soit l'épaisseur de la plaque. Par contre la propagation du mode  $S_0$  est fortement liée aux deux composantes  $U_z$  et  $U_x$  pour les faibles épaisseurs ensuite devient fortement liés à la composante longitudinale  $U_x$ .



Pour appuyer notre hypothèse, nous reprenons brièvement les résultats théoriques trouvés par Degertekin et al [Deg97] sur la sensibilité de l'excitation des modes  $A_0$  et  $S_0$  par des transducteurs à pointe avec une contrainte normale  $T_{zz}$  appliquée sur la surface supérieure d'une plaque en acier d'épaisseur  $d$ . Ils montrent que de la fonction décrivant la force  $f_n(x)$  recueillie le long de l'échantillon causée par les vibrations des modes guidés d'ordre  $n$  est fonction des vitesses normale  $V_{nz}$  et longitudinale  $V_{nx}$  sur les deux surfaces  $(x,0)$  et  $(x,d)$  couplées aux contraintes normales  $T_{zz}$ , et longitudinales  $T_{xx}$ , et  $T_{xz}$ . Cette fonction est donnée par [Deg97] :

$$f_n(x) = \{V_{nx}^*(d)T_{xz}(x,d) + V_{nz}^*(d)T_{zz}(x,d)\} - \{V_{nx}^*(0)T_{xz}(x,0) - V_{nz}^*T_{zz}(x,0)\}$$

Où  $V_{nz}^*$  est la transposée du vecteur vitesse produit par un mode guidé  $n$  suivant  $z$

A partir de cette équation on peut voir que la contrainte normale ou perpendiculaire  $T_{zz}$  d'une pointe sur la surface est uniquement couplée au vecteur vitesse  $V_{nz}$ , donc au vecteur déplacement  $U_{nz}$ . Or, d'après la figure 2.24, la composante dominante ayant l'amplitude la plus importante pour le mode  $A_0$  est le vecteur déplacement  $U_z$ , par conséquent, l'application d'une contrainte normale à la surface sélectionnera nécessairement le mode antisymétrique  $A_0$ .

La figure 2.26 montre les résultats théoriques des auteurs cités plus haut de la sensibilité des modes  $A_0$  et  $S_0$  par les transducteurs à pointe résonant à 500kHz sur une plaque d'acier de 3mm d'épaisseur. Ces résultats montrent clairement une plus grande sensibilité du mode  $A_0$  aux faibles produits (fréquence x épaisseur).

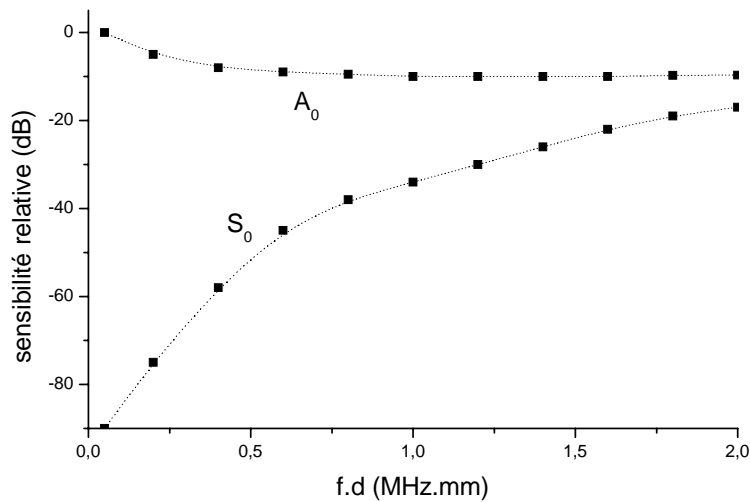


Figure 2.26 Sensibilité des modes de Lamb  $A_0$  et  $S_0$  pour une contrainte normale sur la surface de la plaque en fonction de f.d

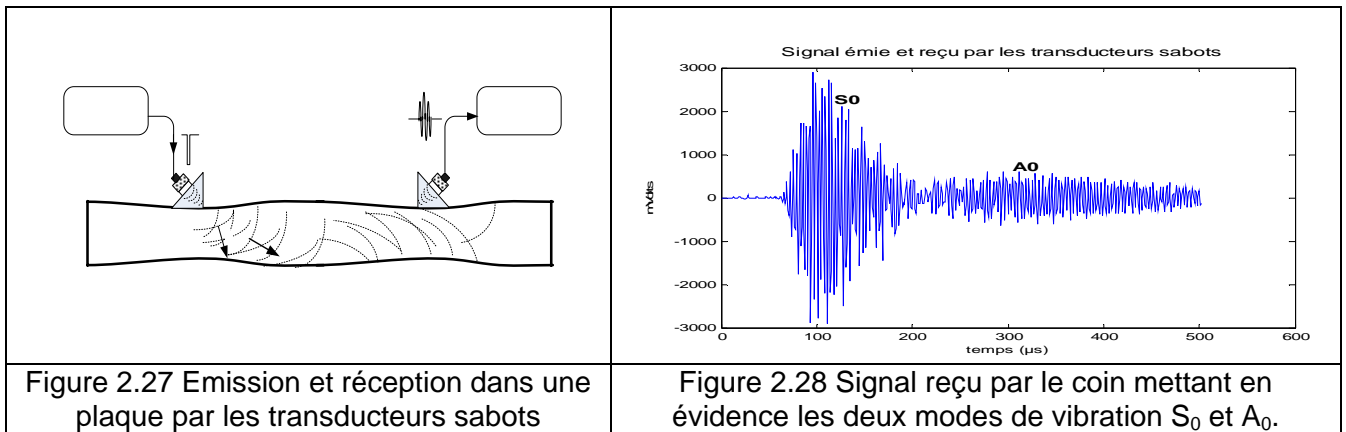
#### 4.2.2 Résultats des expériences effectuées avec les capteurs sabot et pointe

Dans cette optique, nous avons vérifié expérimentalement la possibilité de génération et de détection des ondes guidées par nos capteurs en menant une étude comparative des différentes configurations sabot/sabot, pointe/sabot, et pointe/pointe sur des plaques de plexiglas à la fréquence 60kHz et 220kHz. Dans nos essais, nous avons utilisé une paire de coins en plexiglas. Ces capteurs sont conçus pour exciter et détecter des ondes de Lamb dans les matériaux à 500kHz. Ils sont constitués d'un sabot en plexiglas et possèdent une large bande avec un angle d'inclinaison de 45°. Notre contexte expérimental est un peu particulier. En effet, le matériau constituant le sabot est identique à celui de la plaque examinée, il n'y a donc pas de conversion de mode à l'interface.

Concernant les capteurs à pointe, nous avons le choix entre plusieurs capteurs disponibles au laboratoire OAE de l'Université de Valenciennes, le choix s'est porté sur les capteurs vibrant à la fréquence de résonance la plus proche possible de la bande de fréquence du capteur sabot résonant à 500kHz. La largeur de bande du capteur sabot couvrait largement la bande de fréquence des capteurs à pointe centrée autour de 220kHz, ce qui nous a permis de faire cette étude de génération et détection mixte entre les deux types de capteurs.

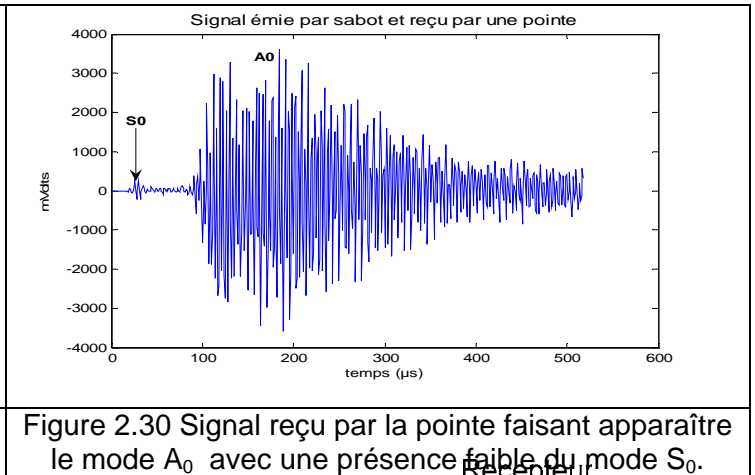
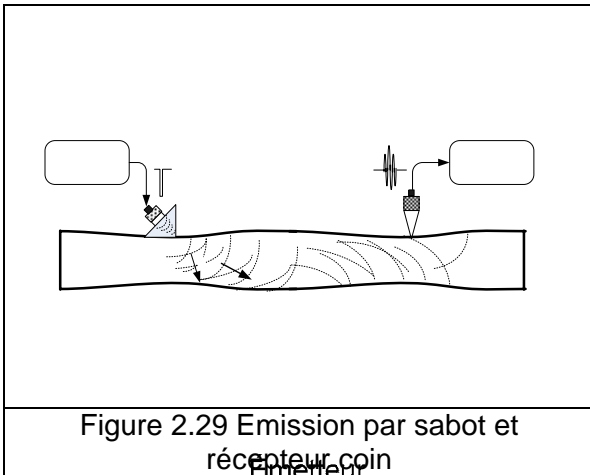
Le capteur à pointe est formé par une pastille piézo-électrique vibrant à la fréquence 220kHz placée sur la surface supérieure du guide d'onde métallique, de forme exponentielle de 10cm de hauteur, assurant un contact de  $1\text{mm}^2$  avec l'échantillon. Ces capteurs permettent d'obtenir des sources ultrasonores quasi-ponctuelles au niveau du contact.

#### 4.2.2.1 Emetteur coin – Récepteur coin



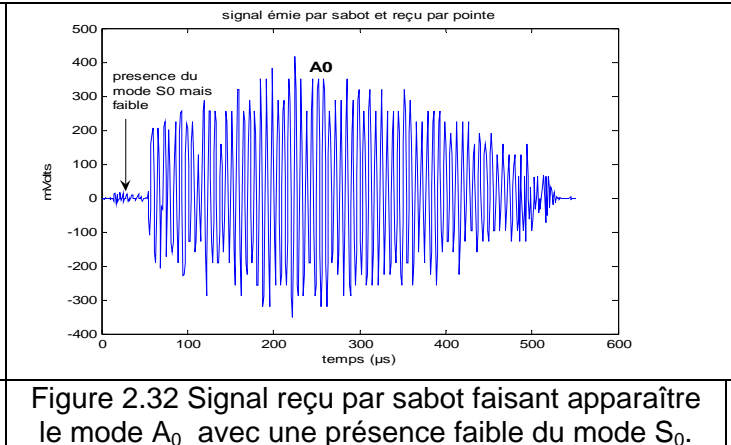
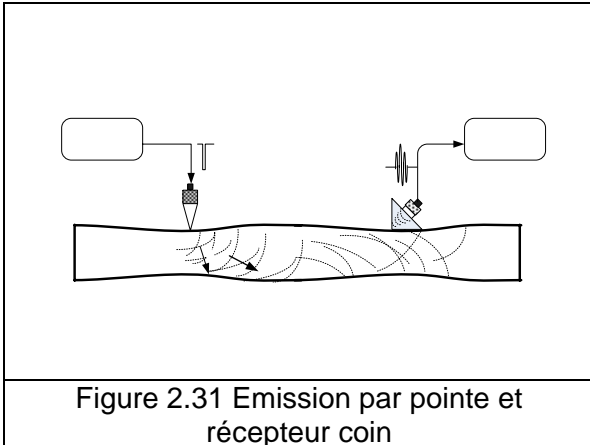
La plaque utilisée pour la détection des signaux est une plaque de plexiglas de 3mm (figure 2.27). Cette faible épaisseur a été choisie spécialement pour avoir des produits fréquence x épaisseur faibles, ce qui nous permet de distinguer dans cette région une large différence entre les deux vitesses de phase des deux modes  $A_0$  et  $S_0$ . En effet la vitesse du mode rapide  $S_0$  mesurée a été trouvée égale à 2300m/s et celle du mode lent  $A_0$  a été approximativement de 1135 m/s (figure 2.28) ce qui correspondait aux vitesses théorique trouvées sur les courbes de dispersion de vitesse de phase. La mesure a été prise par rapport au début de l'apparition du signal. Cependant, les deux modes ne sont pas séparés distinctement pour faire des mesures exactes sur le début d'apparition du mode  $A_0$ . Ceci est dû à la réponse du transducteur et de son amortissement. De ce fait la mesure de vitesse du mode lent n'a pas pu être faite avec une grande précision, mais l'ordre de grandeur de cette vitesse été relativement proche de la valeur théorique.

#### 4.2.2.2 Emetteur coin – Récepteur pointe



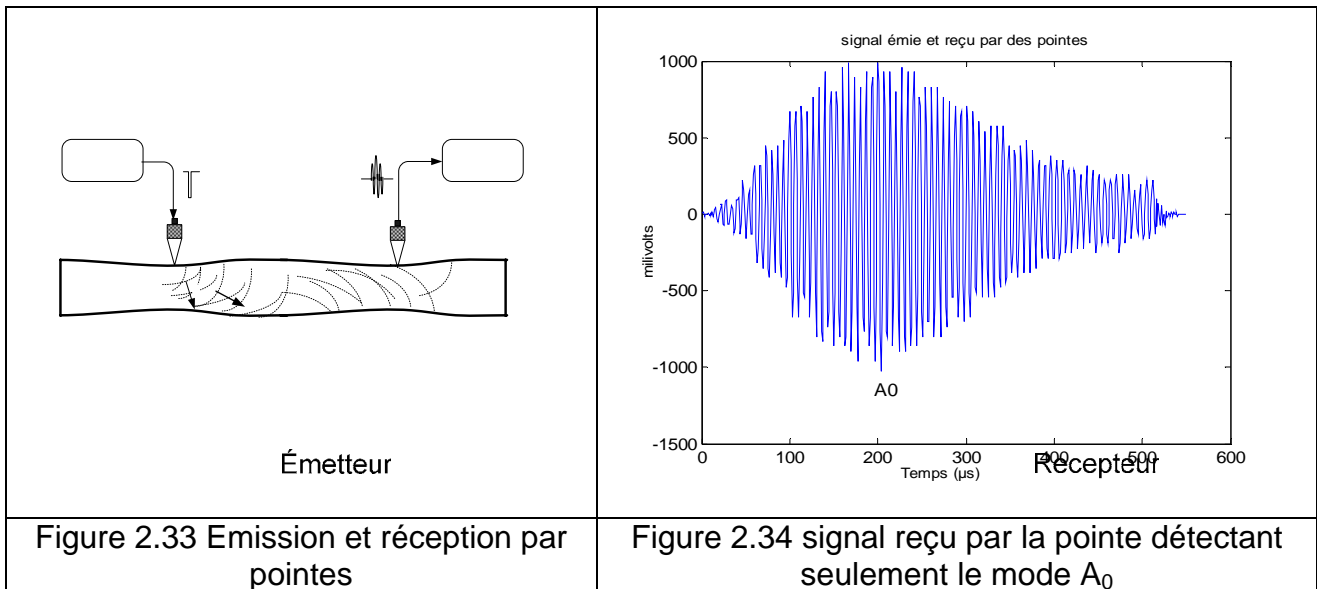
Dans cette deuxième configuration à émetteur coin récepteur pointe (figure 2.29), on remarque sur le signal enregistré (figure 2.30), l'apparition nette et distincte des deux modes, cependant avec des amplitudes très différentes, le mode  $S_0$  apparaît en premier avec une amplitude plus de 20 fois plus faible par rapport à l'amplitude du mode  $A_0$ . Ce résultat montre une plus grande sensibilité à la réception du mode  $A_0$  du capteur à pointe.

#### 4.2.2.3 Emetteur pointe – Récepteur coin



Dans cette troisième configuration : émetteur pointe récepteur sabot (figure 2.31), le signal reçu (figure 2.32) ressemble à celui de la deuxième configuration, le mode  $S_0$  apparaît beaucoup plus faiblement que l'amplitude du mode dominant  $A_0$ .

#### 4.2.2.4 Emetteur pointe – Récepteur pointe



Ce qu'on a obtenu à partir de cette dernière expérience confirmait le fait d'utiliser les capteur à pointes en émission/réception (figure 2.33) le mode  $A_0$  est sélectionné alors que le mode  $S_0$  n'est même pas détecté. On constate que le signal détecté (figure 2.34) comporte seulement le mode  $A_0$ , ce qui confirme la meilleure sensibilité de ce type de capteur à la génération et la détection d'ondes guidée de type  $A_0$ . La vitesse mesurée qui est de 1320m/s correspond à la valeur théorique du mode  $A_0$  sur l'axe fréquence épaisseur à 810kHz.mm, tandis que la vitesse de phase théorique correspondante au mode  $S_0$  doit se situer à au moins deux fois la vitesse du mode  $A_0$ .

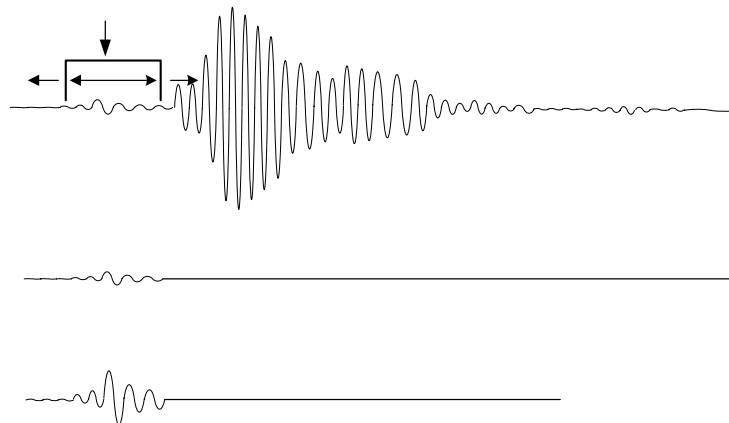
#### 4.2.2.5 Résultats des mesures de la sensibilité du mode $A_0$ par rapport au mode $S_0$

Un dispositif électronique a été mis au point pour mesurer la sensibilité du mode  $A_0$  par rapport au mode  $S_0$  détecté. Ce dispositif consiste à sélectionner un mode et l'isoler par rapport à un autre en utilisant une fenêtre temporelle de durée variable. La sélection d'un mode se fait grâce au déplacement de la fenêtre sur l'axe des temps. Ce dispositif de sélection et isolement du mode est conçu spécialement pour le mode  $S_0$  qui a une faible amplitude. Sans cet isolement du mode, son amplification et la mesure de son amplitude

sont impossibles à cause de la saturation qui sera vite obtenue de l'amplification du mode  $A_0$ . Le processus de l'isolation du mode  $S_0$  ainsi que son amplification sont montrés sur la figure 2.35.

Vu les faibles amplitudes du mode  $S_0$ , un bloc d'amplification a été ajouté. La conception et la réalisation de ce dispositif électronique sont clairement détaillées dans le paragraphe 3.3.4 du chapitre 3.

Le but de ces mesures d'amplitudes est de déterminer la sensibilité de la sélection du mode  $A_0$  par rapport au mode  $S_0$  en fonction de la fréquence. La bande fréquence utilisée lors de cette expérience est la bande du capteur résonant à la fréquence 110kHz. Les limites de cette bande ont été choisies par rapport aux limites du rapport signal sur bruit du dispositif électronique de détection. Ces mesures ont été faites sur une plaque de plexiglas de 3mm d'épaisseur



Le tableau ci-dessous regroupe les résultats des mesures des amplitudes des deux modes en fonction du produit fréquence\*épaisseur.

Produit fréquence*épaisseur (kHz.mm)	Amplitude du mode $A_0$ (mV)	Amplitude du mode $S_0$ (mV)	Rapport en dB
222	582	3.2	45.20
240	579	3.2	45.15
270	530	6.3	38.5
300	481	8.4	35.15
330	398	8.65	33.25

360	383	10	31.66
390	379	11.3	30.54
408	375	11.6	30.19

Tableau 2.2 résultats des mesures des amplitudes des modes  $A_0$  et  $S_0$  par le dispositif électronique récepteur/sélecteur des modes

On constate clairement à travers les mesures sur les amplitudes des modes de la figure 2.36, une ressemblance par rapport à la sensibilité des modes de la figure 2.28. Bien que le rapport des amplitudes décroît en fonction du produit fréquence \* épaisseur, il reste suffisamment élevé pour affirmer que seule le mode  $A_0$  est détecté efficacement.

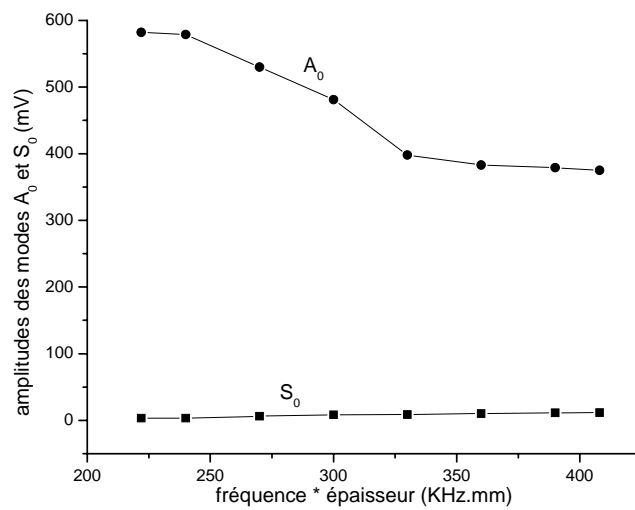


Figure 2.36 Sensibilité des modes de Lamb  $A_0$  et  $S_0$

### 4.3 Conclusion

Dans le premier paragraphe de ce chapitre, l'étude des sources ponctuelles de différentes géométries a été présentée avec une comparaison entre les différents résonateurs. Ceci nous a permis de montrer que l'application d'un capteur à profil conique ou exponentiel sur un matériau permet de créer une source ponctuelle au point de contact.

Le second paragraphe de ce chapitre rappelle la théorie des ondes guidées dans les plaques, les cylindres et les tubes. Nous avons pu voir que deux types de modes dispersifs symétriques et antisymétriques peuvent se propager en même temps dans les plaques alors que pour les formes cylindriques et tubulaires, trois types de modes peuvent se propager. Ces trois catégories de modes sont les modes de compression, les modes torsion et les modes de flexion. Une approximation peut être faite entre les plaques et les

structures tubulaires pourvu que l'épaisseur du tube soit faible et présente un rayon de courbure large. Un logiciel basé sur une méthode itérative permettant de déterminer les racines des équations non linéaire de Rayleigh-Lamb a été présenté. Cet outil nous a permis de tracer les vitesses de phase et de groupe en fonction du produit fréquence x épaisseur ainsi que les déplacements et de nous donner les valeurs numériques des ces vitesses.

Enfin, une étude théorique sur l'interaction des sources ponctuelles avec le milieu de propagation puis complétée par une des expériences sur la génération et la détection des ondes de Lamb par le couplage de deux types de capteurs sabot et pointes a été effectuée. Cette étude a montré que le fait d'exciter une structure ayant la forme d'une plaque et d'un tube en basse fréquence par une pointe, la réception du signal par une autre pointe sélectionne plus efficacement le mode  $A_0$  à cause de la sensibilité de ces capteurs à ce type de mode. Les résultats de cette étude ont montré la faisabilité d'investigation dans les plaques et les structures tubulaire.

## CHAPITRE 3 DISPOSITIFS ULTRASONORE DE MESURE

### 3.1 Introduction

Nous présentons dans ce chapitre les différents dispositifs qui ont fait l'objet des mesures de vitesses ultrasonores et d'amplitudes des modes de vibrations.

Plusieurs systèmes ont été adoptés suivant l'application spécifique que ce soit dans la partie biomédicale ou industrielle.

Nous présentons dans un premier temps le contexte expérimental dans lequel a débuté ce travail de thèse, nous détaillons ensuite les modifications réalisées pour pallier d'une part aux limites du dispositif initial et d'autre part pour répondre au cahier des charges que nous nous sommes fixé. Ces modifications consistaient d'une part, à améliorer la mesure de distance entre les capteurs et de concevoir un dispositif électronique d'émission/réception, et d'autre part, à la conception de nos propres capteurs à pointes. Nous commencerons par exposer la conception des capteurs ultrasonores ensuite décrire le système initial et donner ses caractéristiques et ses performances. Enfin nous décrirons les différentes parties des systèmes mécaniques et électroniques qui ont été réalisés pour la conception d'un système ultrasonore portatif.

### 3.2 L'instrumentation et la méthode utilisée pour la caractérisation de l'os

#### 3.2.1 Le dispositif expérimental

Des transducteurs piézoélectriques vibrant à la fréquence de 60 kHz, prolongés par un guide d'ondes métallique, de forme exponentielle de 10cm de hauteur, assurant un contact de 1mm<sup>2</sup> avec l'échantillon, sont utilisés. Ces capteurs permettent d'obtenir des sources ultrasonores quasi-ponctuelles au niveau du contact avec l'échantillon. La mesure de vitesse peut être effectuée sur des distances variables allant de 10mm jusqu'à quelques centaines de millimètres suivant la position des pointes des capteurs. La mesure de vitesse est effectuée sur une faible distance (10 mm). Cette distance a été choisie afin de permettre des mesures locales correspondant à une épaisseur relativement constante de la couche corticale. Sachant que l'erreur relative augmente au fur et à mesure que la distance de parcours de l'onde diminue, la distance de 10 mm est considérée comme une distance minimale pour une erreur acceptable. Le récepteur est déplacé par incrément de

10 mm le long d'une génératrice droite tracée entre les deux extrémités (épiphyses) de l'os. Différentes génératrices ont été tracées sur les quatre faces de l'os pour une caractérisation aussi complète que possible.

Le principe du dispositif expérimental pour la mesure de la vitesse ultrasonore (figure 3.1) consiste à générer un train d'ondes électriques d'une dizaine de cycles et de fréquence 60 kHz à l'aide d'un synthétiseur de fréquences. Ce signal amplifié à 30 volts crête à crête est ensuite appliqué au transducteur émetteur couplé à l'échantillon. L'onde reçue par le transducteur récepteur est amplifiée puis affichée sur un oscilloscope numérique (Lecroy 9354L) et les signaux sont ensuite enregistrés sur un PC via une liaison GPIB.

La vitesse ultrasonore de l'onde propagée dans l'os est déterminée à partir de la distance entre les capteurs et du temps de propagation. La mesure directe de la vitesse donnée par  $v = \frac{d}{t}$  n'est pas possible car la référence de temps ainsi que le temps de réponse dans les guides d'ondes et le parcours à travers tous les dispositifs d'émission/réception n'est pas connu avec précision. De ce fait, il est préférable d'utiliser successivement deux méthodes différentielles:

La distance  $d$  entre les capteurs est variable: un premier relevé du temps de propagation  $t_1$  est fait sur le premier passage à zéro du signal reçu par le récepteur pour une distance  $d_1$ , puis un deuxième relevé de temps  $t_2$  pour une distance  $d_2$  sur le même point de phase que le premier relevé. La vitesse est alors déterminée par :

$$v = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1}$$

Où  $t_1$  et  $t_2$  sont mesurés par le même passage à zéro du signal reçu afin d'avoir toujours la même référence de temps. Il n'est pas alors nécessaire de connaître le temps de réponse des capteurs ou du retard du signal mis par le dispositif d'émission/réception.

La précision de la mesure de la vitesse dépend de la précision des mesures de la distance entre les pointes des capteurs et du temps de vol de l'onde ultrasonore dans l'os. Concernant la mesure de la distance du premier dispositif, une règle graduée à 0.5mm a été utilisée. Sachant que l'erreur sur la mesure de la distance devient importante pour les faibles distances, des pas de 20mm entre les capteurs ont été adoptés pour avoir une précision de 2.5% sur les mesures de distances.

Pour mesurer le temps de vol entre les capteurs, les curseurs de l'oscilloscope numérique donnant la mesure de temps entre deux points sur l'écran ont été utilisés. Un premier curseur est placé sur un point de phase préalablement choisi (premier ou

deuxième passage à zéro) sur le train d'ondes reçu après une distance parcourue  $d_1$  dans l'échantillon, et un deuxième curseur est placé sur le même point de phase du signal reçu après un parcours d'une distance  $d_2$ . Après moyennage et mémorisation des signaux, le temps de vol de l'onde ultrasonore  $\Delta t$  (figure 3.2) correspondant à la distance parcourue dans l'échantillon  $\Delta d = d_2 - d_1$ , est affiché. La vitesse de propagation de l'onde est alors simplement donnée par  $v = \frac{\Delta d}{\Delta t}$ .

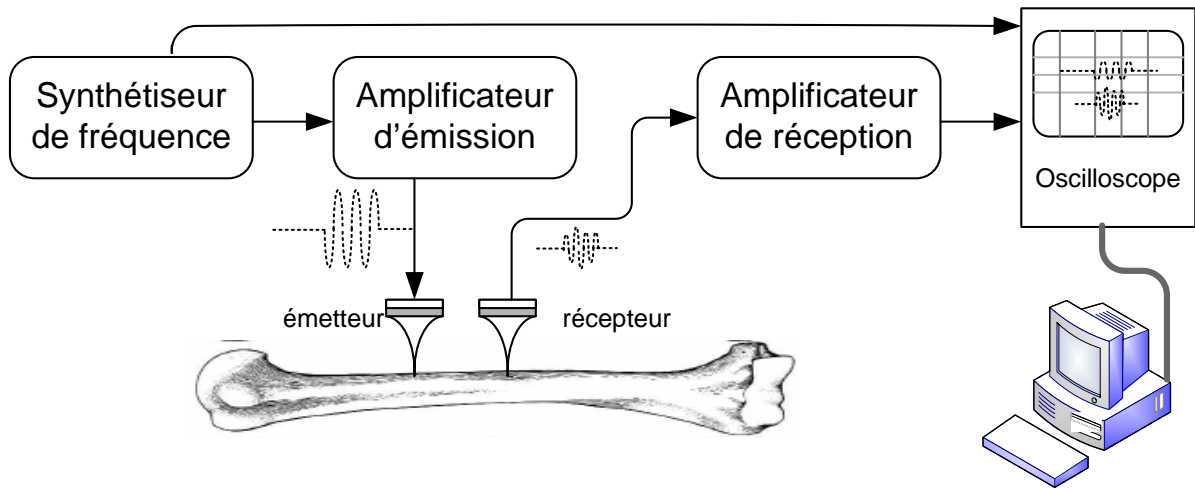


Figure 3.1 Premier dispositif de mesure de vitesse de phase ultrasonore dans l'os

Malgré les distorsions qui altèrent le début du signal reçu correspondant à la dispersion autour de 60 KHz; cette méthode, bien que très simple en comparaison avec les méthodes dites spectroscopiques [Jun97, Che97, Zag91], permet d'effectuer des mesures correctes sur le temps de vol. En effet les mesures des temps de propagation, pour chaque épaisseur d'os, montrent une variation linéaire en fonction des distances parcourues comme cela à été décrit au chapitre 4.

Lorsque nous avons utilisé cette méthode sur des matériaux homogènes ne déformant pas le train d'ondes, le choix du point de phase n'était pas crucial. Quand nous avons mesuré le temps de transit dans certains endroits de l'os notamment près des extrémités des épiphyses, nous avons constaté au début du train d'ondes, particulièrement au niveau de premier passage à zéro, une légère déformation du signal. Dans ces conditions, pour mesurer la vitesse de phase, il suffisait de choisir un point de phase situé au delà de la perturbation; par exemple le deuxième ou le troisième passage à zéro dont l'emplacement est parfaitement défini et suivi sur l'écran de l'oscilloscope pendant le déplacement du transducteur récepteur pour s'assurer toujours du même point de phase.

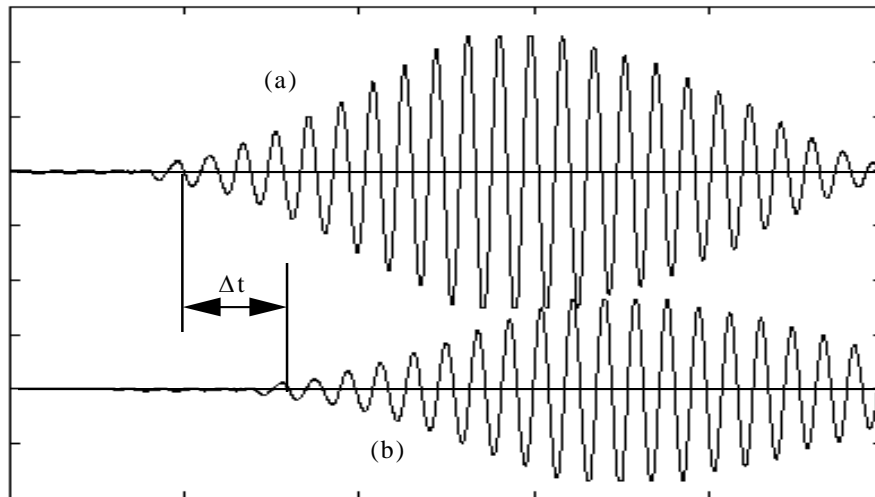


Figure 3.2: Schéma de la mesure du temps  $\Delta t$  correspondant au parcours  $\Delta d = d_2 - d_1$   
 (a) = signal reçu après un parcours  $d_1$  dans l'os  
 (b) = signal reçu après un parcours  $d_2$  dans l'os

### 3.2.2 Performance du premier dispositif de caractérisation de l'os

Avec le système tel que décrit précédemment, nous avons pu déterminer la vitesse à travers les mesures du temps de vol et la distance entre les deux capteurs. Ce système présente certains avantages et des inconvénients. Les avantages du dispositif de mesure de vitesse sont :

1. La simplicité d'utiliser le synthétiseur de fréquence avec sa possibilité de programmer facilement le nombre d'impulsion sinusoïdale du train d'onde et aussi de passer à l'impulsionnel en changeant juste la fonction sur la face de l'instrument.
2. Les différentes possibilités que présente l'oscilloscope numérique telles que le moyennage des signaux acquis, la mesure du temps de vol entre les différents signaux avec une grande précision (l'ordre de la ns) et enfin de faire des acquisitions sur PC.

Cependant les désavantages de ce système résident surtout dans le manque de précision sur la mesure de la distance entre les deux capteurs et surtout sa lourdeur. En effet le fait que le déplacement du capteur s'effectue à la main, le long d'une règle graduée à  $\frac{1}{2}$  mm, la précision sur la mesure des courtes distances est insuffisante. A titre d'exemple, la mesure de la distance de 10mm entre les capteurs donnerait une précision de 5%, ce qui altère fortement la précision sur la vitesse.

Bien que le but tracé dans le cahier de charge soit de concevoir un dispositif de diagnostic simple, portatif et bon marché, le système initial nous a donné beaucoup

d'informations utiles sur les meilleures méthodes d'excitations des transducteurs et la forme des signaux captés.

Dans cette optique, et à travers le système précédant, nous avons adopté notre propre dispositif en nous appuyant sur les objectifs et le cahier de charge que nous nous sommes tracé à savoir :

- Simplicité, légèreté et portabilité
- Dispositif faible coût
- Rapidité dans le diagnostic
- Diagnostic non invasif
- La possibilité de faire des diagnostics dans les structures de formes étroites et irrégulières sans couplant

### 3.3 Etude et réalisation mécanique et électronique du dispositif de mesure de vitesse ultrasonore

A la lumière de ce qui a été cité précédemment, un des buts poursuivis dans le cadre de ce travail de thèse étant la caractérisation de l'os cortical dans un environnement clinique, le dispositif expérimental correspondant doit répondre aux contraintes spécifiques des mesures *in vivo*. La spécificité de ces mesures repose sur la détection de signaux de faibles amplitudes à des temps très courts après l'émission de l'onde ultrasonore (l'intervalle de temps entre émission et réception étant de l'ordre de quelques  $\mu\text{s}$ , pour des fréquences de l'ordre du KHz).

En conséquence, le dispositif expérimental correspondant doit être suffisamment sensible et faire des mesures ponctuelles sans couplant. De plus, les mesures de vitesses doivent pouvoir être réalisées en un temps court, ce qui implique la réalisation d'un système de mesure relativement rapide.

Nous présentons dans un premier temps la conception et la réalisation des capteurs à guide d'onde conique, nous détaillons ensuite les modifications réalisées pour pallier les limites du dispositif existant, consistant d'une part en l'intégration d'un système mécanique et l'amélioration de la précision sur la mesure des distances, et d'autre part à la conception d'un émetteur/récepteur électronique commandé par un microcontrôleur.

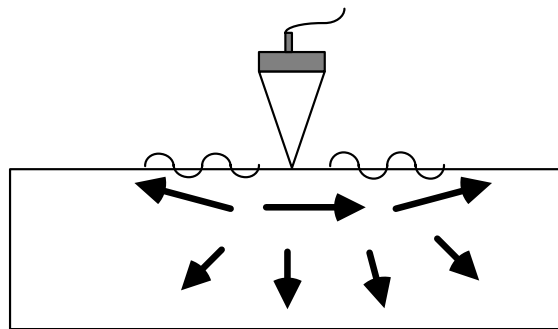
#### 3.3.1 Réalisation des capteurs ultrasonore

### 3.3.1.1 Le transducteur résonant à 100kHz

L'objet de cette étude est de présenter les différentes étapes de la construction d'un type de capteurs bien particulier. La mise au point des capteurs à guide conique au sein du laboratoire d'Instrumentation de la Faculté d'Electronique et Informatique en collaboration avec le laboratoire d'acoustique de la Faculté de physique s'inspire des capteurs à guide exponentiel fabriqués au sein du laboratoire Acousto-Opto-Electronique de l'Université de Valenciennes. L'étude théorique et la modélisation du capteur ont été examinées dans le chapitre 2. A travers cette étude, nous avons relevé les facteurs géométriques déterminants du guide qui donnent un meilleur gain en sensibilité.

La configuration du capteur à pointe basse fréquence présente plusieurs avantages :

- L'utilisation des basses fréquences permet de réduire les effets de l'atténuation dans les matériaux
- L'utilisation des sources ponctuelles permet d'une part, une excitation locale du matériau, et d'autre part de s'affranchir des problèmes d'orientation des capteurs.
- La possibilité de travailler en couplage sec, c'est-à-dire sans utiliser le milieu couplant tel que le gel ou l'eau.



Ces capteurs sont formés d'une pastille piézoélectrique collée sur un guide d'onde conique agissant comme un transformateur de vitesse. L'extrémité effilée du guide est la mise en contact avec le matériau permet de créer une source quasi-ponctuelle à la surface de l'échantillon comme le montre la figure 3.3.

La réalisation du capteur a été faite sur plusieurs étapes, en effet nous avons en notre possession une pastille piézoélectrique résonant à 100kHz, de dimension 60 x 60mm

et de 4mm d'épaisseur qu'il fallait découper en plusieurs dés. Nous l'avons découpée à l'aide d'une scie diamantée fine de précision grâce à l'aide du laboratoire de science de la terre de l'ENS de Kouba. Après la découpe, deux pastilles de 30 x 30 mm ont été choisies parmi ceux obtenues. Elles ont été ensuite collées avec de la laque d'argent sur la grande surface du résonateur conique en acier. La face avant de la pastille collée sur le guide constitue la masse de tout le système vibrant, et de ce fait la masse du câble blindé a été soudée sur le guide métallique. Tandis que la face arrière de la pastille constituant le point chaud de l'émission a été collée au fil du câble est porté sur la fiche BNC du système constituant la capteur (figure 3.4). Afin de produire un amortissement de la vibration du capteur, un cylindre en plastique a été incorporé autour de la pastille piézoélectrique pour le faire remplir d'un mélange de résine avec de la poudre de tungstène constituant l'amortisseur. Cette colle a été alourdie par la poudre de tungstène pour bloquer la face arrière de toute vibration, et de ce fait le signal qu'il délivre aura une durée courte. L'amortisseur arrière est une adaptation mécanique sur la face arrière du transducteur qui a aussi pour but d'élargir la bande passante en absorbant les ondes acoustiques générées par la face arrière et qui constituent parfois un signal gênant pour les mesures acoustiques. La figure 3.5 montre la forme du guide d'onde en acier avant les différentes étapes de fabrication des capteurs et la figure 3.6 montre l'aspect extérieur des capteurs après finalisation.

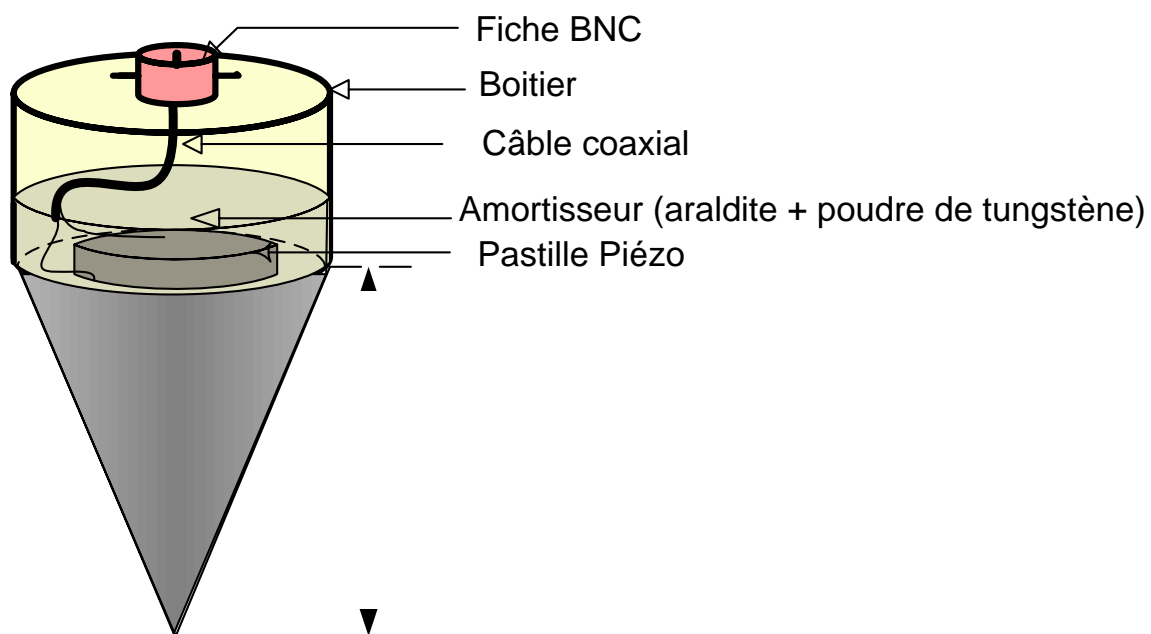



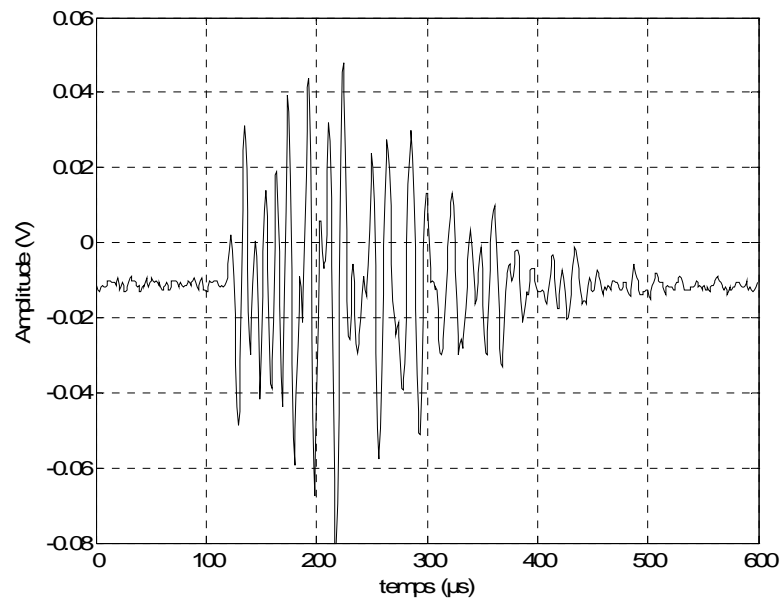
Figure 3.4 Schéma de principe du capteur à pointe

	
<p><b>Figure 3.5</b> Les guide d'onde conique en acier avant le procédé de fabrication</p>	<p><b>Figure 3.6</b> Les capteurs ultrasonores à pointes après finalisations des différentes étapes de fabrications</p>

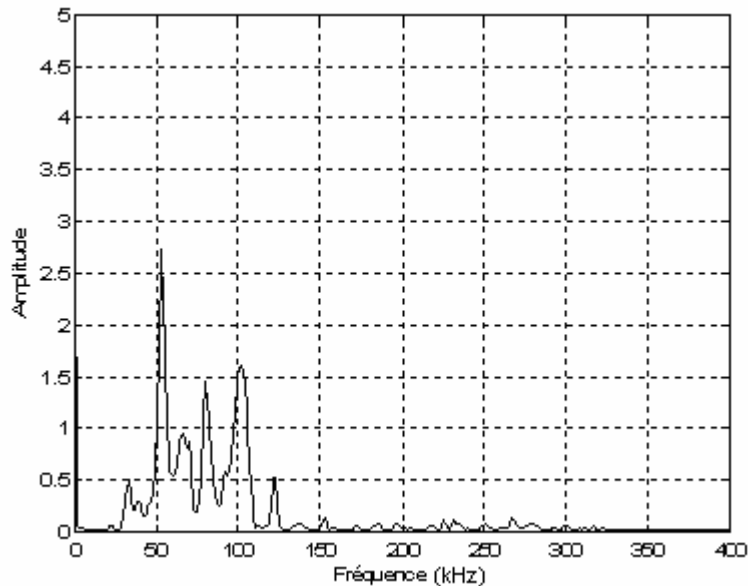
Le deux guides des capteurs ont été fabriqué rigoureusement de la même manière chez un tourneur, c'est à dire que nous pouvons utiliser l'un ou l'autre comme émetteur ou comme récepteur. La plupart des transducteurs ultrasonores doivent répondre à un certain nombre de critères tel qu'une grande sensibilité, une grande largeur de la bande passante, une bonne résolution axiale et latérale, mais dans le cas de notre application, c'est plutôt la grande sensibilité et la largeur de bande qui nous intéressent le plus. En effet sachant que la plupart des matériaux présentent une certaine inhomogénéité dans leur structure, l'atténuation de l'onde ultrasonore dans le matériau osseux sera importante, donc une grande sensibilité du capteur augmente le rapport signal sur bruit. La largeur de bande est aussi importante puisque cela nous permettrait de travailler sur plusieurs fréquences. La modélisation de ce capteur nous a permis de voir les différents facteurs qui influent sur la sensibilité tel que la longueur du guide, le rapport des rayons aux deux extrémités etc.

Après avoir finalisé la construction des capteurs, nous sommes passés à l'étape de la caractérisation des capteurs en les excitant par de brèves impulsions et étudier leur réponse en fréquence. La figure 3.7.a montre la réponse impulsionnelle du capteur donnant une

forme gaussienne caractéristique des transducteurs ultrasonores. Dans le domaine spectral, cette réponse révèle sa largeur de bande ainsi que les différentes résonances du capteur (figure 3.7.b). Nous avons noté plusieurs pics de résonance autour de la bande passante du capteur, ils sont liés à la résonance de tout le système formant le capteur. Une forte résonance a été notée à la fréquence 55kHz suivie par des pics situés à 80, 83, 100, 105 et 110kHz. La bande passante n'est pas plate autour de ses fréquences, cependant nous pouvons exciter le capteur et avoir des réponses aux fréquences de résonance du capteur avec un rapport signal/bruit intéressant.



**Figure 3.7.a** Représentation temporelle de la réponse impulsionnelle du capteur

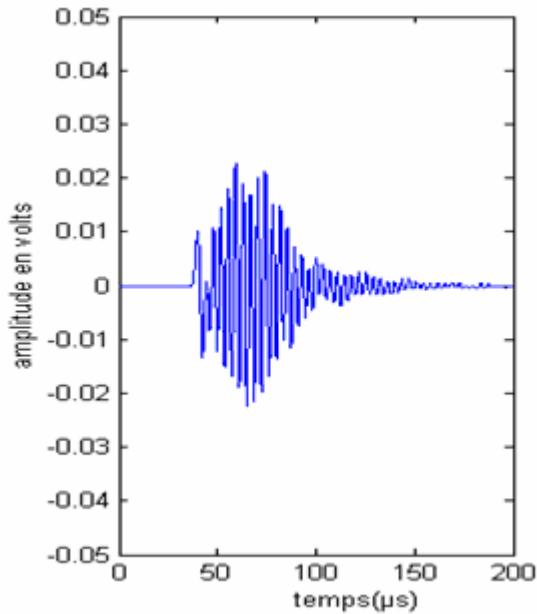


**Figure 3.7.b Représentation fréquentielle de la réponse impulsionnelle du capteur**

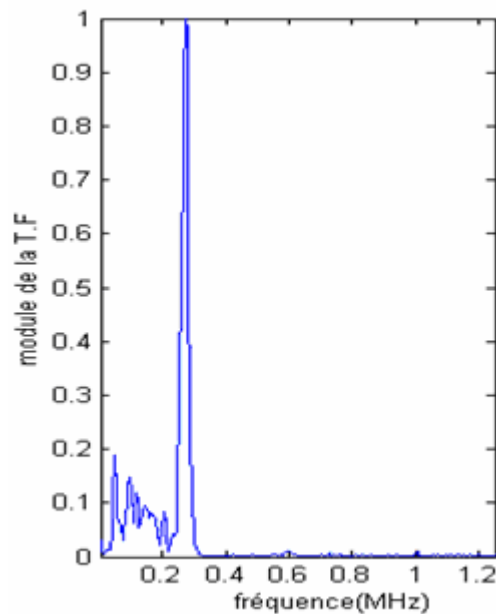
### 3.3.1.1 Le transducteur résonant à 270kHz

Le même principe de fabrication a été adopté pour le transducteur résonant à 270kHz mais sans amortisseur. Cependant, une rondelle de plexiglas filetée dans le boîtier a servi comme butée pour maintenir la face avant de la pastille piézoélectrique collée sur la guide d'onde conique. Quoique cette butée ne constitue pas un amortisseur idéal, néanmoins elle a servi à maintenir et à protéger les soudures des électrodes en argent déposées sur chaque face du disque en matériau céramique de type P7-62 de la société quartz et silice (France). Les caractéristiques de ce matériau sont données dans l'annexe B. Cette butée a également assuré une bonne adhérence de la céramique avec le guide d'onde. Le transducteur a été monté dans un boîtier en plastique avec une lame quart d'onde d'une impédance acoustique 4.44 Rayls améliorant ainsi la transmission de l'onde acoustique entre la céramique et le guide d'onde métallique. Un bref aperçu de la théorie de la transmission entre trois milieux est présenté en annexe C.

Les figures 3.8.a et 3.8.b donnent respectivement la représentation temporelle ainsi que la représentation fréquentielle de la réponse impulsionnelle caractérisant le capteur.



**Figure 3.8.a**  
**Représentation**  
**temporelle de la réponse**  
**impulsionnelle du capteur**  
**(à vide sans**  
**amplification)**



**Figure 3.8.b**  
**Représentation**  
**fréquentielle de la**  
**réponse impulsionnelle du**  
**capteur**

Nous remarquons à travers ces représentations que malgré la bande de fréquence n'est pas très large. Néanmoins, la sensibilité obtenue à la fréquence de résonance du transducteur (270kHz) est satisfaisante par rapport à celle obtenue avec le transducteur résonant à 100kHz. Ceci est du principalement à l'utilisation de la lame quart d'onde dans la fabrication du transducteur résonant à 270kHz qui a pour rôle d'adapter les impédances acoustiques entre la pastille piézoélectrique et le guide d'onde.

### 3.3.2 Le système mécanique

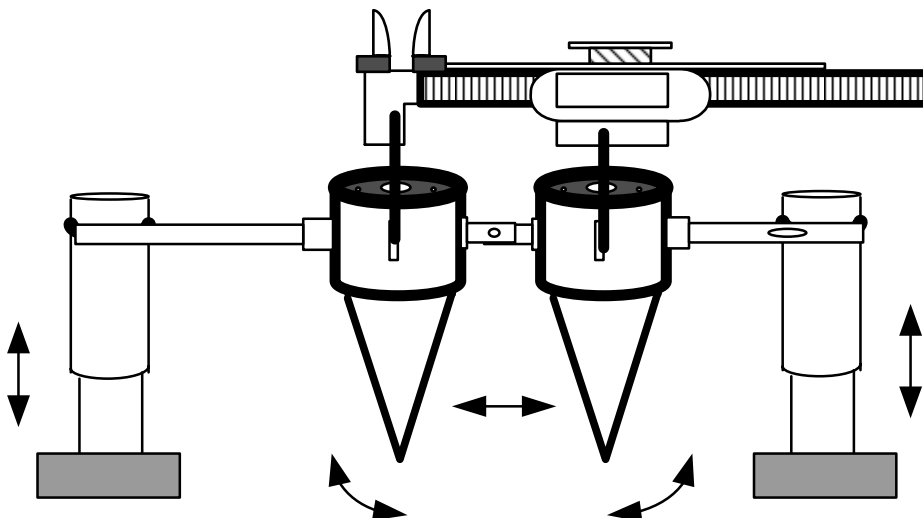
Le but de l'introduction d'un système mécanique dans notre dispositif est d'apporter une certaine autonomie et une automatisation dans les réglages et les déplacements des capteurs pour des mesures *in-vivo* ou *in-vitro*. En effet comme les capteurs sont pointus et qu'ils doivent être maintenus soit verticalement ou légèrement inclinés pour être déplacés horizontalement avec précision, cela ne peut être possible qu'avec un système mécanique permettant l'obtention des mouvements verticaux et horizontaux précis.

La construction du système mécanique comme le montre la figure 3.9 a été réalisée grâce à la collaboration avec l'Atelier de Construction de Mécanique de Précision (ACMP, Hussein-Dey, Alger).

Nous présentons d'abord brièvement les spécifications propres du nouveau dispositif, suivi des solutions retenues pour répondre au cahier des charges.

Le système mécanique introduit :

- l'incorporation d'un calibre à coulisse de précision 1/100 de millimètre comme le montre la figure 3.9.
- le déplacement des capteurs peut se faire suivant trois mouvements (figures 3.10 et 3.11) :
  1. mouvements horizontaux assurés par une crémaillère à vis sans fin
  2. mouvements verticaux assurés par une crémaillère verticale à tige filetée
  3. mouvements de rotation grâce à des galets.
- Un système à crémaillères d'ajustement du pied pour des mesures *in-vivo*.



Ce système mécanique nous a permis d'améliorer considérablement la précision des mesures des distances ainsi que l'autonomie des différents déplacements mécanique horizontaux, verticaux et angulaires des capteurs. Ce dispositif, nous a aussi permis d'effectuer des mesures locales ou sur des grandes distances à n'importe quel endroit situé sur l'axe du capteur. La figure 3.10 montre comment les différents mouvements de translations verticale et horizontale peuvent être possibles, que ce soit au niveau des capteurs ou au niveau du pied du patient. Ces ajustements sont nécessaires pour choisir l'endroit exact des mesures à effectuer et aussi pour ajuster le niveau en hauteur du pied

par rapport aux capteurs. Ces mouvements de translation sont assurés par des crémaillères que nous pouvons ajuster à la main à travers des roues. Ces déplacements sont évalués à l'aide d'un calibre à coulisse fournissant les informations sur la distance avec une précision de 1/100mm entre les pointes des capteurs.

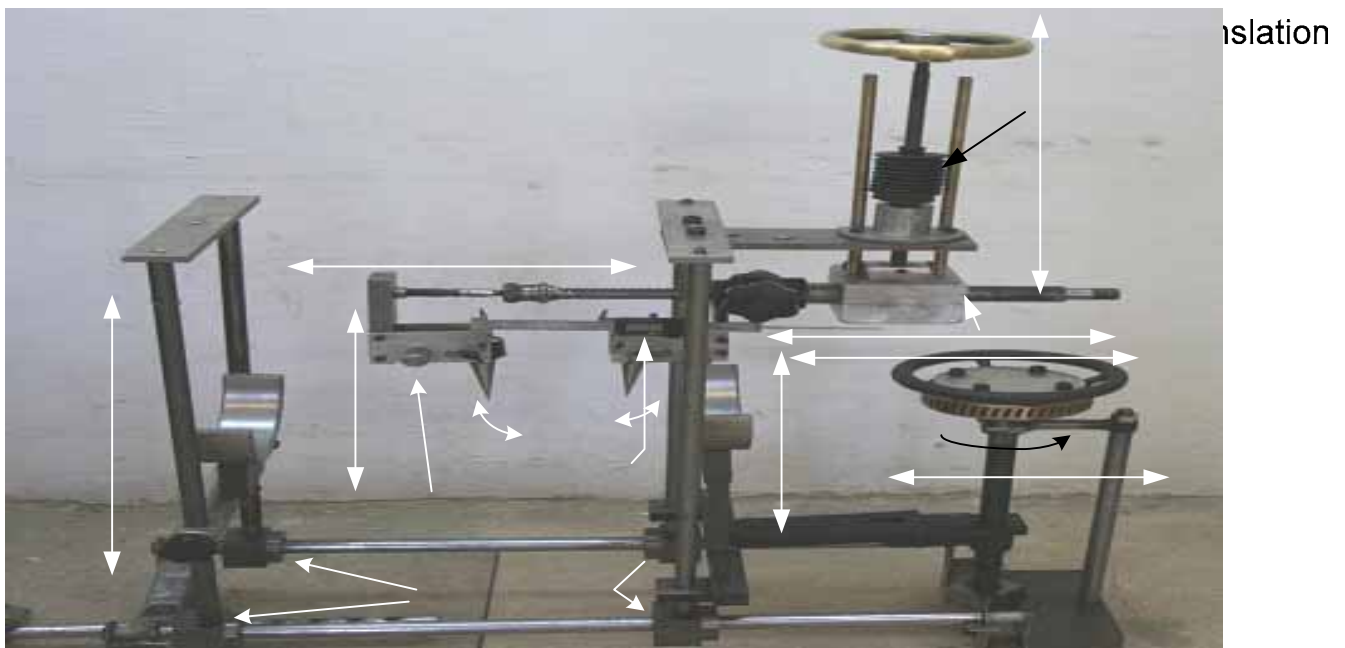
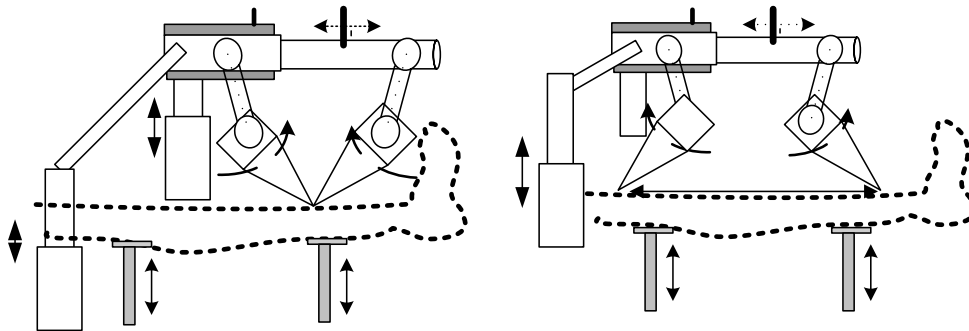


Figure 3.10 Système mécanique m  
 Figure 3.11 Le système mécanique réalisé  
 mouvements de tran

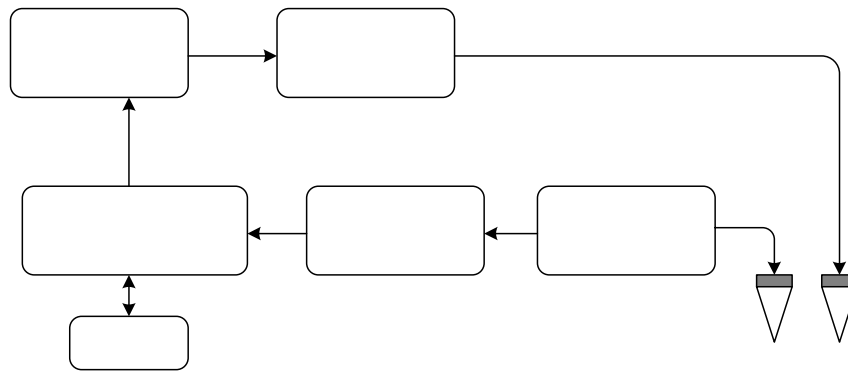
### 3.3.3 Réalisation électronique du système de mesure de la vitesse ultrasonore

L'organisation de notre système électronique global est illustrée sur la figure 3.12. Ce système est composé de deux parties essentielles contrôlées par un microcontrôleur qui fait aussi interface avec le micro-ordinateur.

La première partie est un générateur à impulsions, ce dernier génère des impulsions de forte amplitude pour exciter efficacement le transducteur émetteur et faire ainsi propager l'onde ultrasonore sur une grande distance.

La deuxième partie qui constitue le récepteur est formée d'un amplificateur large bande et d'un bloc de mise en forme du signal qui transforme le signal reçu en une impulsion digitale signalant l'arrivée de l'onde au niveau du microcontrôleur. Cette impulsion arrêtera le comptage qui a été préalablement déclenché par l'impulsion de l'émission.

La mesure du temps de vol est effectuée par le compteur du microcontrôleur. Un programme gérant les entrées/sorties du microcontrôleur affichera la vitesse ultrasonore après avoir fait entrer la distance entre les deux capteurs.



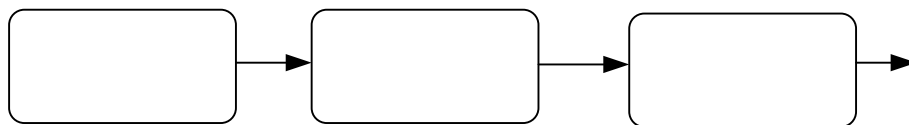
### 3.3.3.1 L'émetteur

Le schéma synoptique de l'émetteur adopté dans notre réalisation est donné sur la figure 3.13. Il consiste à produire une impulsion choc caractérisée par une forte amplitude avec un temps de montée et de descente rapide de quelque nano secondes sur une durée très courte à intervalles réguliers. Le matériau piézoélectrique du transducteur restitue l'énergie électrique emmagasinée sous la forme d'onde acoustique amortie dont la fréquence est fonction de l'épaisseur et du matériau constituant le transducteur, et dont la durée est fonction de l'amortissement mécanique du transducteur.

Le choix s'est porté sur le régime impulsionnel pour avoir une large bande en émission, ce qui permet d'exciter une large gamme de transducteurs résonants chacun à sa fréquence de résonance propre. La forte amplitude nous donnera l'avantage de produire

une forte pression au niveau du guide d'onde pour produire des ondes acoustiques à fortes d'amplitudes.

La figure 3.13 montre le schéma synoptique de l'émetteur qui consiste à produire à partir d'une base de temps une impulsion très brève d'un générateur d'impulsion pilote suivi d'un adaptateur d'impédance afin de garder l'amplitude de l'impulsion stable. Cette impulsion excitera ensuite un transistor MOSFET qui présente une très grande vitesse de commutation et une grande impédance d'entrée pour produire une impulsion courte et de grande amplitude.



Comme le montre la figure 3.14, l'émetteur doit être synchronisé, contrôlé et réglable pour qu'il ne soit pas figé du point de vue fréquence ou période de répétition. Afin de synchroniser le début du comptage et son arrêt, nous avons pris l'horloge du microcontrôleur comme signal de base. La haute fréquence de cette horloge (20MHz) est divisée par un nombre (16, 32, 64...) au niveau des différentes sorties du compteur binaire 4060 pour obtenir une fréquence suffisamment basse pour des déclenchement stables. En effet lorsque la fréquence du signal de déclenchement (trigger) est de quelques dizaines de MHz, le déclenchement au niveau du monostable se faisait parfois aléatoirement. La sortie du compteur (Q14) qui donne une division de l'horloge du microcontrôleur de  $2^{14}$  fois donnant ainsi un train d'impulsion de 6 kHz suffisamment stable pour le bon fonctionnement du monostable.

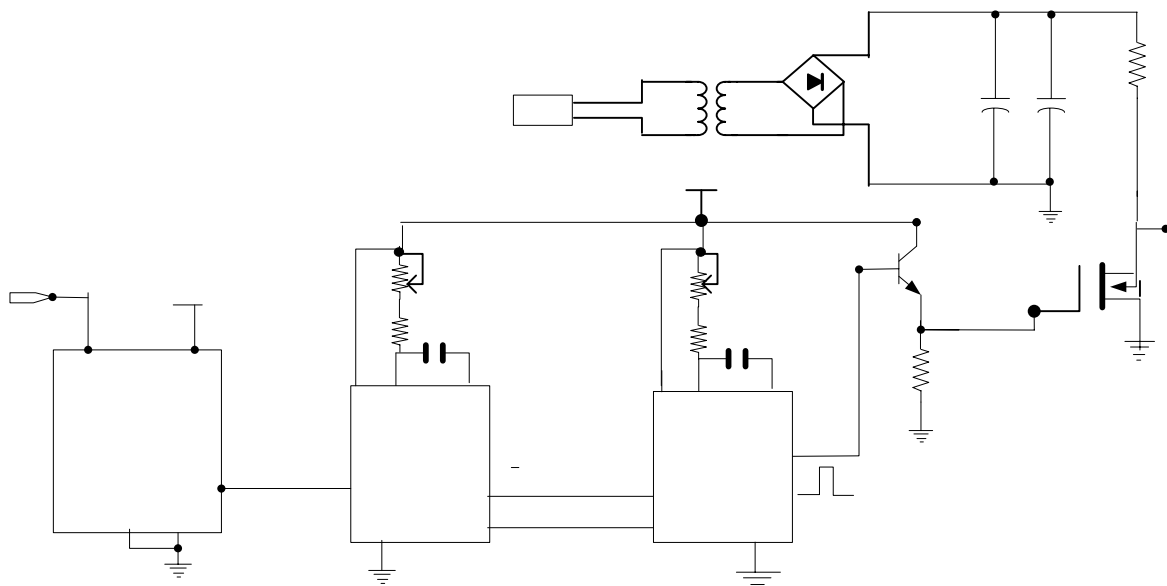
Un multivibrateur monostable est utilisé pour contrôler la période de répétition des impulsions d'excitation de l'émetteur. En effet le train d'impulsions issu de la sortie du compteur 4060 déclenche le premier multivibrateur (1/5 74123) par le premier front montant. Ce dernier déclenche la sortie  $Q_1$  de l'astable en donnant une porte dont la largeur est déterminée par les valeurs de la constante de temps  $R_1C_1$  variable grâce au potentiomètre  $R_1$ . La sortie inversée  $\bar{Q}_1$  donnant une porte variable en durée permet de déclencher le second monostable en donnant à la sortie  $Q_2$  un impulsion de courte durée réglable par une autre constante de temps  $R_2C_2$ . Le train d'impulsion généré est alors

Générateur pilote      Circuit d'adaptation

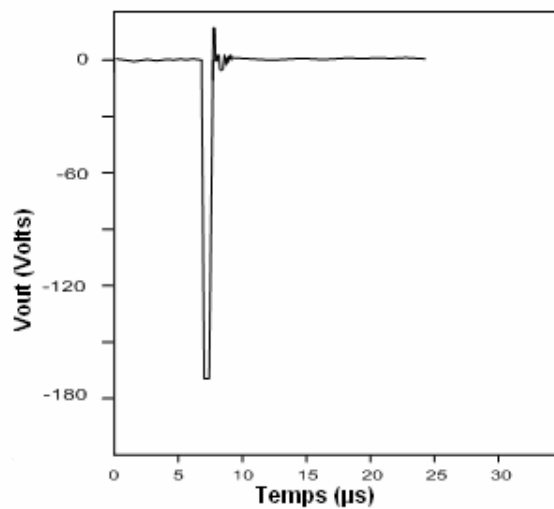
Figure 3.13 Schéma syn

contrôlé entièrement que ce soit par la durée de ses impulsions ou par sa période de répétition. Ce train d'impulsion sert à exciter la grille du MOSFET0340 via un adaptateur d'impédance formé par un collecteur commun.

Une forte impulsion d'amplitude de 170V et de durée d'environ 1µs a été obtenue à la sortie du MOSFET (figure 3.15) après avoir été excité sur sa grille par l'impulsion issu du monostable. Ce dernier est alimenté par une alimentation continue délivrant une tension continue de 220VDC réalisée dans ce sens.



Déclenche à partir de microcontr



R1

Figure 3.15 l'impulsion produite à vide (sans charge) par le générateur d'émission

C1

RS

V<sub>DD</sub>

112

2 7

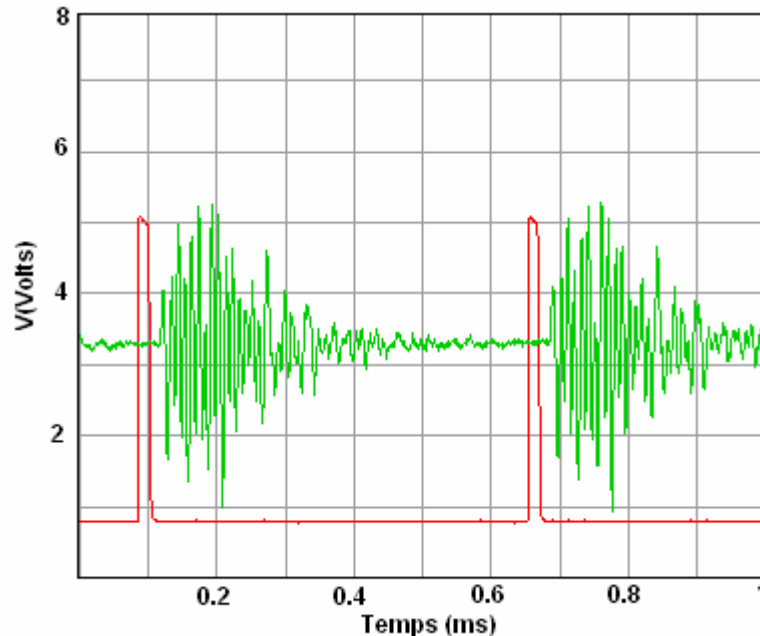
6

4060

1/2 74LS123

220  
CON1

L'excitation du transducteur par cette impulsion donnera une forme d'onde acoustique amortie dont la fréquence est fonction de la fréquence de résonance du matériau constituant le transducteur et dont la durée est fonction de l'amortissement mécanique du transducteur. La figure 3.16 montre un exemple du signal d'excitation (atténué et inversé) et du signal reçu par le capteur.



**Figure 3.16 La réponse impulsionnelle du transducteur et le signal d'excitation**

### 3.3.3.2 Le récepteur

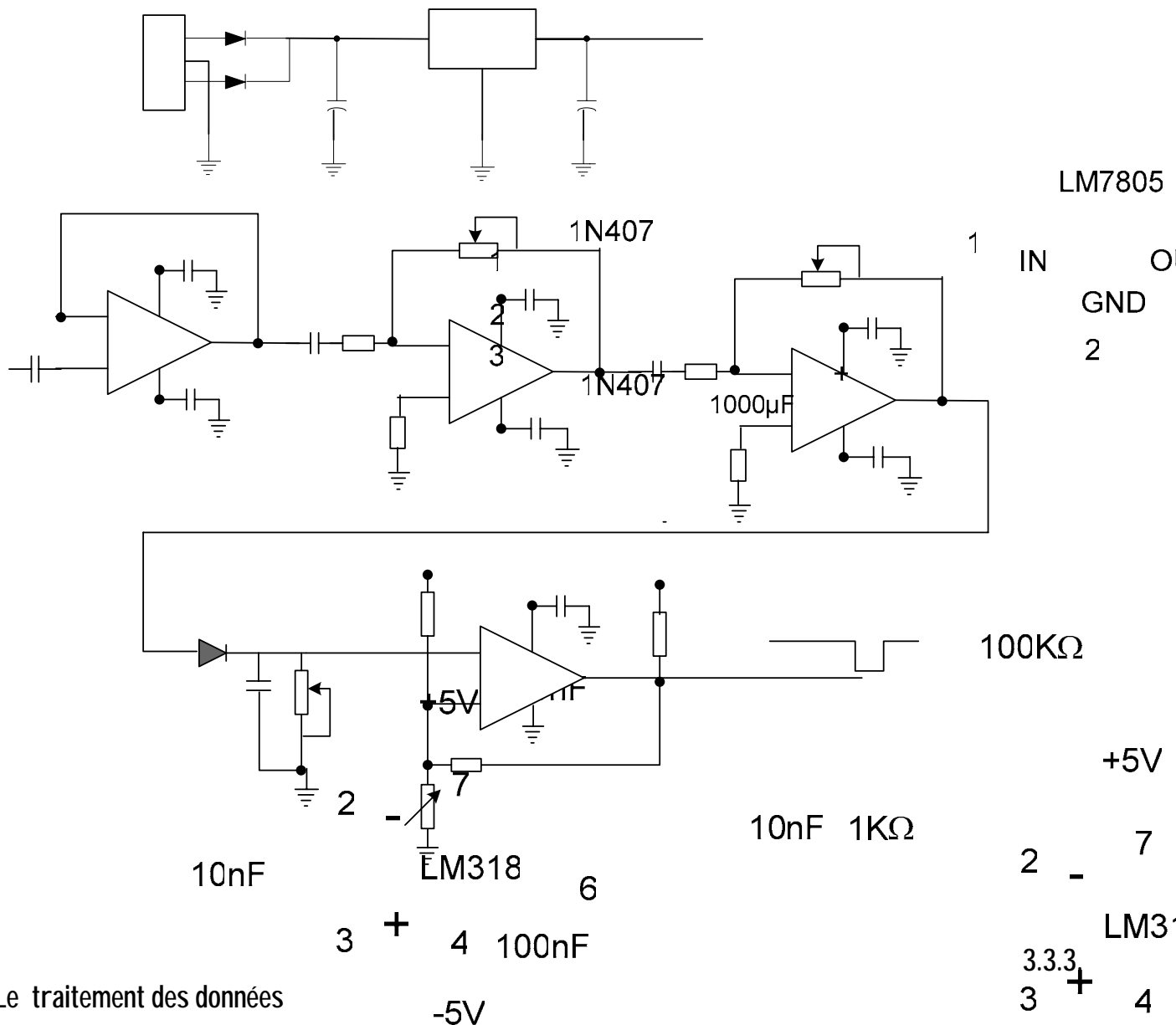
Le récepteur a été conçu et réalisé à partir de deux étages d'amplification suivis d'un étage de mise en forme du signal analogique en un signal digital exploitable par le microcontrôleur.

Le bloc de réception est attaqué au début par un amplificateur suiveur idéal pour effectuer une adaptation d'impédance. Cette adaptation est particulièrement appréciée quand il s'agit de prélever un signal sur une source dont l'impédance de sortie est élevée ou variable en fonction de la fréquence. Malgré une faible atténuation obtenue à cause de la désadaptation entre le câble coaxial et le capteur ultrasonore, l'amplificateur suiveur avec sa haute impédance d'entrée et sa faible impédance de sortie permet d'isoler le capteur par rapport aux autres étages du bloc de réception.

Le bloc de l'amplification est constitué de deux étages d'amplificateurs large bande avec un gain variable. Le gain maximal qu'on peut obtenir à partir de cette configuration est de 80dB.

L'étage d'amplification est suivi d'un bloc de détection de l'arrivée du signal issu de l'étage d'amplification. L'enveloppe positive (supérieure) du signal analogique modulé en amplitude est détecté grâce à la diode conduisant progressivement et charge le condensateur jusqu'à la tension de crête du cycle du signal. En prenant une constante de temps RC beaucoup plus grande que la période du signal ( $RC > 1/f$ ), on n'obtient qu'une légère décharge entre les cycles du signal, ce qui élimine les oscillations du signal. La sortie ressemble alors à l'enveloppe supérieure avec une légère ondulation.

Le signal de sortie analogique doit être transformé en une impulsion TTL qui servira à arrêter le comptage au niveau du microcontrôleur. Dans cette optique un comparateur (Schmitt trigger) de grande rapidité à base de LM311 a été utilisé pour effectuer cette opération. Afin de régler le point de déclenchement de l'état bas vers l'état haut à la sortie du comparateur, la tension présente sur l'entrée (+) peut être réglable. Cet offset a été incorporé à l'entrée afin que le comparateur ne déclenche pas aux faibles variations du niveau de bruit présent au début du signal. De plus, pour que le comparateur ne déclenche pas à chaque transition du bruit autour de 0V après le premier passage à zéro du signal analogique, une contre réaction positive a été ajoutée. Après avoir testé, vérifié et réglé le fonctionnement de chaque bloc et ensuite le récepteur dans sa globalité, une impulsion positive TTL a été obtenue à la sortie du comparateur à chaque réception du signal analogique.



### 3 Le traitement des données

Comme nous l'avons vu précédemment, le cahier de charge de notre système est qu'il doit être autonome, portable et simple à utiliser. Dans cette optique, un microcontrôleur PIC 16F876 a été intégré dans notre système (figure 3.19) pour assurer les fonctions suivantes :

- Générer un signal de synchronisation entre l'émission et la réception.
- Mesurer le temps de vol entre l'émission et la réception
- Afficher les résultats du temps de vol sur un afficheur LCD.

La connaissance du temps de vol mesuré par le microcontrôleur nous servira par la suite à calculer la vitesse ultrasonore entre les deux transducteurs.

Le premier critère sur le choix du microcontrôleur a été la fréquence maximale de l'horloge. En effet, le fait de mesurer de courtes distances entre les deux capteurs, le temps de vol entre le début de l'émission et le début de la réception sera de quelques microsecondes. Le microcontrôleur PIC 16F876 se prête très bien à notre application, puisque la fréquence de son horloge peut aller jusqu'à 20MHz, ce qui est suffisant pour notre application. En effet, avec sa fréquence de 20MHz qui donne des impulsions de  $0.05\mu\text{s}$ , on peut faire une mesure d'un temps court de  $5\mu\text{s}$  avec une précision de  $\pm 2$  impulsions pour un comptage de 100 impulsions (ratage d'une impulsion au start et une au stop). Donc, la mesure d'un temps court de  $5\mu\text{s}$  s'effectue avec une précision de 2%, ce qui répond largement à nos critères puisque les temps à mesurer dans notre application sont au delà de  $10\mu\text{s}$ . afin de travailler directement avec l'horloge du microcontrôleur sans, le timer de ce dernier est sollicité pour effectuer l'opération du comptage. L'entrée Rb1 correspondante au signal de déclenchement de l'émetteur initialise le Timer et le comptage démarre, celui-ci sera arrêté lorsque l'entrée Rb2 reçoit le signal TTL correspondant à l'arrivée du signal au niveau du capteur. L'affichage sera donné en temps ( $\mu\text{s}$ ) à travers un afficheur LCD grâce une opération de multiplication de la période de l'horloge par le nombre d'impulsions  $n$  comptées par le timer. L'organigramme de cette opération de comptage est donné en Annexe 3.

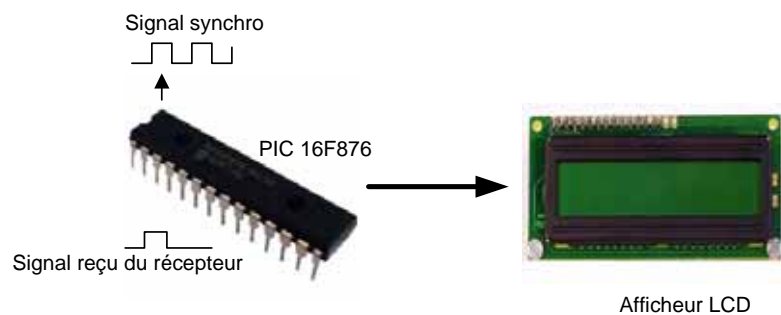


Figure 3.19 Principe de fonctionnement du PIC 16F876

### 3.3.4 Système d'extraction et de mesure de l'amplitude du mode $S_0$

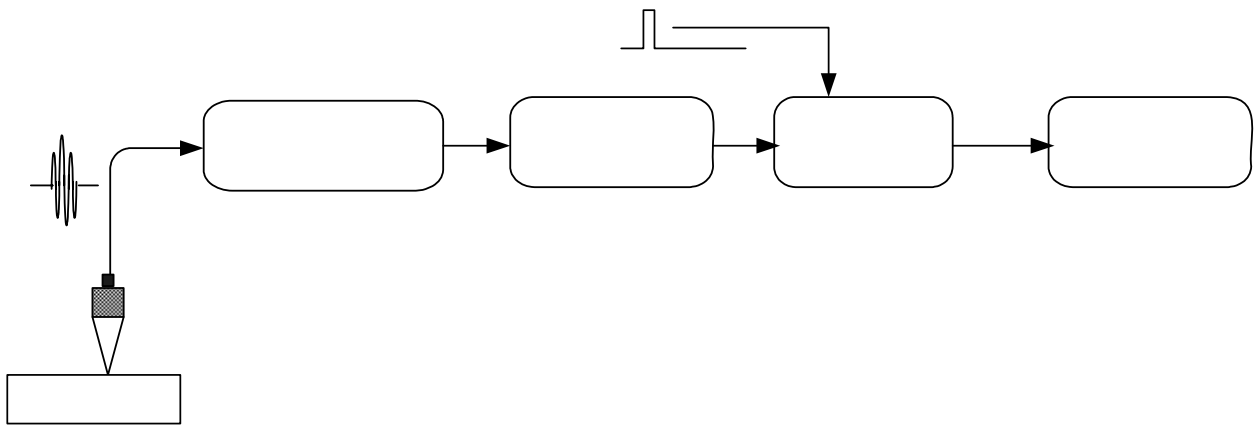
#### 3.3.4.1 Introduction

Nous avons vérifié expérimentalement dans l'étude comparative que nous avons menée dans le chapitre 3, la grande sensibilité de la détection du mode  $A_0$  par rapport au mode  $S_0$  des ondes guidées par les capteurs à pointes. Cette étude a été possible grâce aux mesures effectuées par un système électronique de détection et de sélection du mode  $S_0$  dans la plaque de plexiglas de 3mm d'épaisseur. Dans ce qui suit, nous décrivons le

principe et le fonctionnement du système électronique pour effectuer cette détection et la comparaison de l'amplitude du mode  $A_0$  par rapport au mode  $S_0$ .

### 3.3.4.2 Description du système

Après avoir constaté théoriquement que le mode  $A_0$  est détecté plus efficacement que le mode  $S_0$  dans la région de faible produit fréquence \* épaisseur et afin de vérifier la partie théorique développée au chapitre 2, nous nous sommes intéressés à vérifier expérimentalement la sélection d'un mode par rapport à un autre. Dans cette optique, un dispositif électronique (figure 3.20) a été mis au point pour mesurer le rapport d'amplitude des différents modes détectés afin de les comparer et ainsi évaluer quantitativement l'excitation et la sélection des modes réception.



### 3.3.4.3 Le circuit récepteur réalisé pour la détection du mode $S_0$

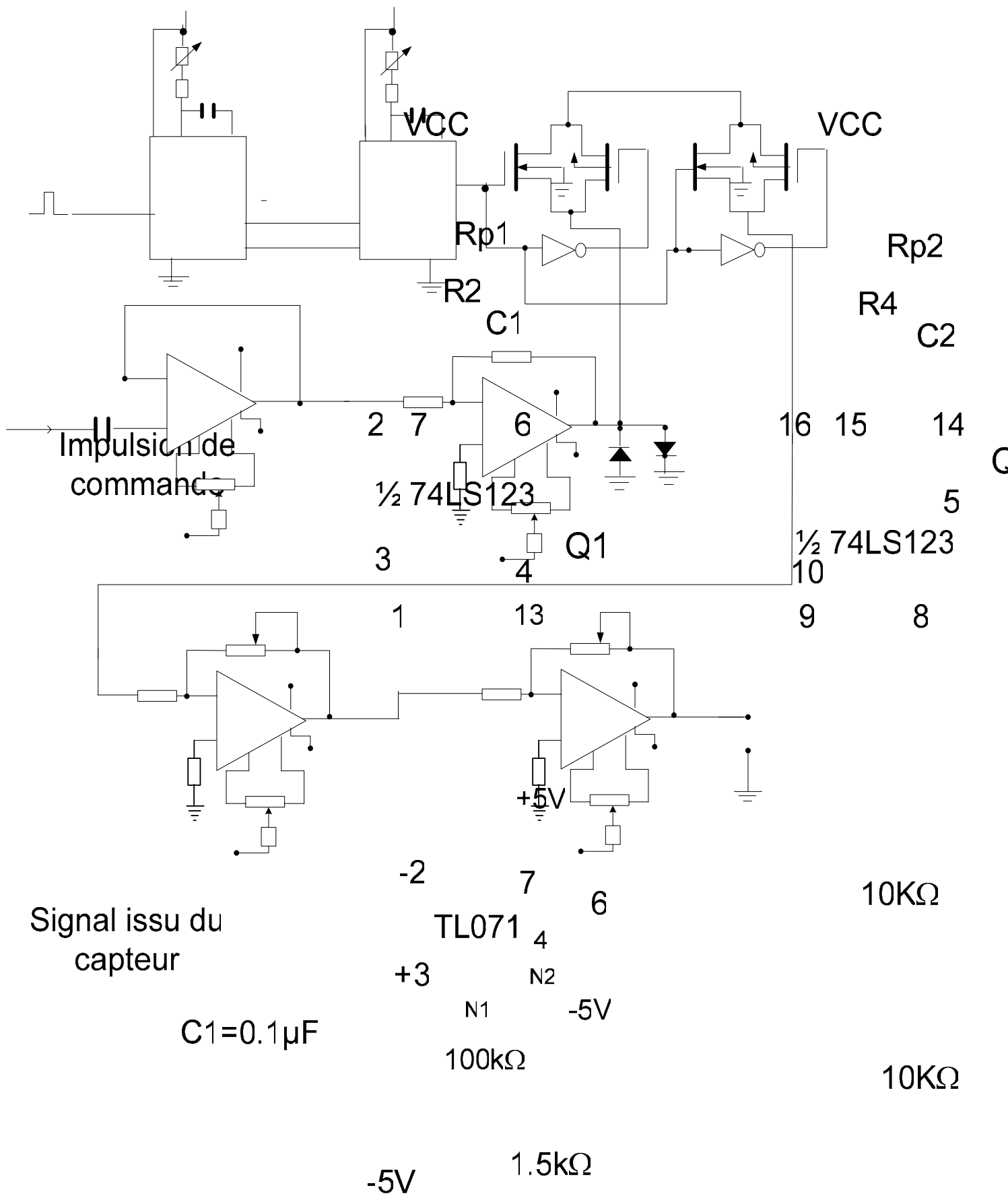
A la réception, le signal provenant du capteur (figure 3.21) contient simultanément les deux modes  $S_0$  et  $A_0$  et la tension maximal du signal reçu ne dépasse pas les 600mV pour le mode  $A_0$  alors que pour le mode  $S_0$  l'amplitude de la tension varie entre 1 et 20mV ce qui donne un rapport d'amplitude important variant entre 20 et 60dB.

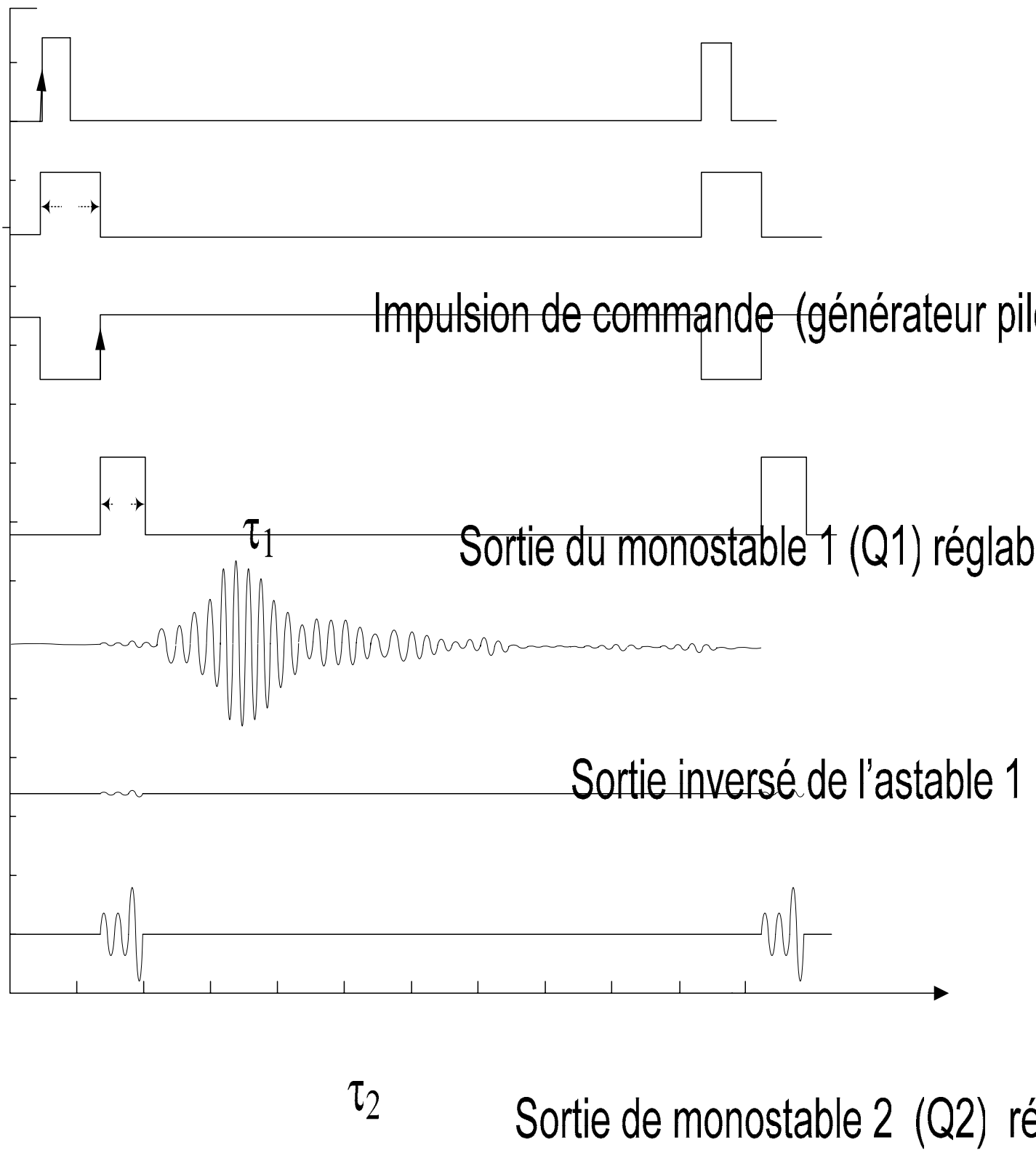
Vu l'impédance moyenne capteur, son isolation est nécessaire afin de ne pas atténuer le signal reçu avec un faible rapport signal sur bruit. Dans cette optique, un adaptateur d'impédance, un amplificateur suiveur JFET (TL071) présentant une impédance d'entrée élevée et un faible bruit a été mis juste à la sortie du capteur afin de l'isoler. Un préamplificateur conçu autour d'un

Adaptateur  
d'impédance  
Préamp

amplificateur de même type que le précédent a été placé à la sortie de l'adaptateur pour amplifier le signal reçu et améliorer le rapport signal/bruit. Cet étage est nécessaire afin de ramener le rapport signal sur bruit à un niveau acceptable pour pouvoir isoler et amplifier le mode  $S_0$  et estimer son amplitude par rapport au mode  $A_0$ . Le gain obtenu est de 20dB sur la bande de fréquence de 20kHz - 2MHz. L'alimentation des deux précédents amplificateurs a été choisie à  $\pm 5V$  pour améliorer le produit gain\* bande passante de l'amplificateur.

Le second étage de notre système de réception est constitué d'une fenêtre temporelle pour isoler la partie du signal contenant le mode  $S_0$  par rapport au mode  $A_0$  qui a une amplitude nettement plus importante. Cette fenêtre doit être synchronisée avec le signal de déclenchement (trigger) de l'émetteur et doit aussi présenter une flexibilité sur le temps de répétition et sa durée. Ceci a été possible grâce aux deux multivibrateurs monostables intégrés dans le 74LS123. Le premier monostable a été configuré de telle manière à ce qu'il soit déclenché par le front montant en entrée par l'impulsion de sortie TTL de l'émetteur, cette dernière déclenche en sortie Q une porte de largeur déterminée par les valeurs de la constante de temps  $R_{p1}C_1$  variable grâce au potentiomètre  $R_{p1}$ . La sortie inversée  $\overline{Q}_1$  donnant une porte variable en durée permet de régler le début de la porte temporelle et déclencher le second monostable pour avoir une fenêtre réglable en durée  $Q_2$  par une autre constante de temps  $R_{p2}C_2$  réglable comme pour le premier astable. Cette porte est ensuite utilisée comme commande numérique pour sélectionner la partie du signal désirée à travers un interrupteur analogique contenant quatre interrupteurs indépendants formés par quatre transistors CMOS (CMOS 4066). En effet l'état haut du signal porte l'interrupteur à l'état passant avec une résistance résiduelle  $R_{on}$  à  $100\Omega$  environ et l'état bas le met à l'état bloqué portant l'interrupteur sur une haute impédance  $R_{off}$  de  $100M\Omega$  environs. L'utilisation d'un seul transistor MOS n'a pas suffi pour éliminer complètement la partie du signal indésirable contenant le mode  $A_0$ , puisque l'atténuation apportée par la résistance  $R_{off}$  n'a été que de 50dB. Afin d'apporter une atténuation plus conséquente, les autres transistors du 4066 ont été utilisés pour mettre la partie du signal indésirable à la masse  $V_{ss}$ . Cette méthode nous a permis d'atteindre une atténuation de l'ordre de 100dB, suffisante pour notre application. Le déroulement des séquences des signaux provenant des différents étages est montré sur la figure 3.22.





3.5 Conclusion

Nous avons présenté le dispositif ultrasonore dans un premier contexte expérimental dans lequel a débuté ce travail de thèse et ensuite donner les différentes modifications et améliorations réalisées pour pallier des limites du dispositif initial et le rendre portatif et précis. Le dispositif de mesure de vitesses conçu et réalisé comprend un système électronique performant capable d'exciter efficacement le capteur ultrasonore et un récepteur faible bruit et très sensible par rapport aux faibles niveaux d'amplitude. Ce dispositif comprend également un système mécanique flexible donnant une grande autonomie sur les différents déplacements mécaniques horizontaux, verticaux et angulaires des capteurs et du membre inférieur du patient. Parallèlement des capteurs à pointes permettant des mesures locales ont été conçus et adaptés au contexte de mesures sur l'os (in-vivo et in-vitro) et sur les tubes en vue d'un diagnostic sur la porosité.

Le dispositif expérimental correspondant est suffisamment sensible aux signaux de faibles amplitudes et peut mesurer des temps courts après l'émission de l'onde ultrasonore. De ce fait le système peut donc être adapté à la caractérisation de l'os dans un environnement clinique et peut également répondre aux contraintes spécifiques des mesures sur les tubes et les pipelines en industrie.

Le système réalisé représente un prototype qui peut être amélioré sur plusieurs niveaux :

- Sur le plan électronique, si les temps courts mesurés ont été restreints à quelques dizaines de microsecondes pour avoir une bonne précision des mesures de vitesses, un système numérique rapide basé sur un circuit FPGA actuellement en cours de réalisation peut améliorer considérablement la précision des mesures de vitesses.
- Sur le plan mécanique, le dispositif peut être également allégé au niveau du support et des crémaillères pour une meilleure portabilité.

## Chapitre 4 Evaluation de l'approche non destructive par onde de Lamb

L'objectif de ce chapitre est de présenter les résultats expérimentaux qui mettent en avant les performances mais aussi certaines limites des méthodes de mesures décrites dans le chapitre précédent.

La première partie concerne l'application biomédicale et plus particulièrement la caractérisation de l'os cortical par la mesure de la vitesse de propagation ultrasonore ainsi que l'utilisation de cette mesure pour la caractérisation des propriétés mécaniques du tissu osseux.

La deuxième partie présente les résultats des applications dans le domaine industriel et plus particulièrement les mesures d'épaisseur sur les plaques et les tubes. Nous montrerons l'efficacité de la méthode des ondes guidées générées par les transducteurs à pointe pour la détection de l'effet de la corrosion sur les plaques et les tubes par diminution de l'épaisseur.

### 4.1 CARACTERISATION DE L'OS CORTICAL

#### 4.1.1 DETERMINATION PROPRIETE MECANQUES DE L'OS CORTICAL PAR LES ONDES ULTRASONORES

##### 4.1.1.1 Introduction

Les techniques ultrasonores dans le domaine médical et particulièrement dans l'os ont pris une importance clinique considérable pour le diagnostic et le suivi de l'évolution des maladies osseuses telles que l'ostéoporose ou les affections métaboliques car elles permettent l'évaluation du changement des caractéristiques mécaniques de l'os [Lan84, Lee77, Mee89, Tat05, Lin06]. La réussite des implantations des prothèses dépend également en partie de la qualité de l'os. Les techniques ultrasonores ont beaucoup évolué depuis quelques années pour tenter de répondre aux besoins des diagnostics de plus en plus gourmands de nos jours. Cette méthode d'investigation que nous présentons dans cette partie est non invasive et semble prometteuse pour l'évaluation de la solidité osseuse. En effet, le module d'élasticité des os malades, notamment par ostéoporose, est faible comparativement à celui d'un os normal [Org96, Nle97, Ben98]. Des transducteurs à pointes basse fréquence (60 kHz et 220kHz) sont utilisés pour l'excitation et la réception de l'onde [Dze98, Rem98, Rem02]. Ces transducteurs, réalisés au laboratoire, sont

constitués d'une pastille piézo-électrique vibrant en mode piston fixée sur un guide d'ondes métallique exponentiel résonnant en mode longitudinal. Les guides d'ondes ultrasonores sont utilisés dans des applications médicales variées, et notamment pour les mesures de vitesses et d'atténuation dans les tissus [Lin06, Nik02] en basse fréquence. Les travaux de Nicholson [Nic98] ont montré que dans le domaine des basses fréquences (quelques kHz), les pertes de transmission d'énergie entre le guide d'onde exponentiel et le transducteur ultrasonore sont beaucoup moins importantes que dans le domaine des hautes fréquences (quelques MHz).

Ce chapitre présentant les résultats expérimentaux est composé de quatre parties :

La première partie est consacrée à la mesure de la vitesse de propagation des ondes de Lamb dans des os entiers et des tronçons de diaphyse. Ces mesures nous ont permis, d'une part, de faire un lien entre la vitesse ultrasonore de Lamb et la densité de l'os, et, d'autre part, entre la vitesse ultrasonore et l'épaisseur de la coque corticale de l'os.

La deuxième partie a porté sur la mesure de la vitesse de propagation des ondes de Lamb et l'étude de sa variation en fonction de la décalcification provoquée chimiquement.

La troisième partie a été consacrée aux mesures du module de Young de tronçons de diaphyse par la technique de transmission utilisant des transducteurs plans.

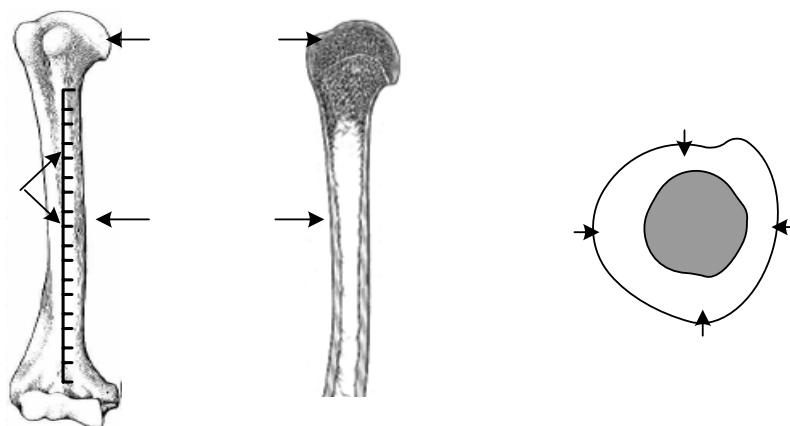
Dans la dernière partie, nous présentons une étude de l'effet du tissu mou (peau) sur les mesures de la vitesse ultrasonore.

#### 4.1.1.2 Préparation et description des échantillons d'os cortical

Nous avons choisi des fémurs de veau pour leurs dimensions et leurs caractéristiques mécaniques proches de celles du fémur humain [Lan70]. Trois os de veau de longueur 250 mm, 320 mm et 350 mm et de diamètres respectifs 35 mm, 38 mm et 41 mm, préalablement nettoyés, ont été étudiés. A titre de comparaison, nous avons aussi appliqué notre technique à des échantillons d'os de fémurs de cheval et de tibia de bœufs de différentes provenances. Nous avons relevé le profil de la vitesse sur les différents échantillons le long des génératrices droites joignant les deux épiphyses. Différentes génératrices ont été tracées sur chaque face d'os comme le montre la figure 4.1.a. Elles sont divisées en zones de 1 cm de large appelées sites de mesure. L'émetteur et le

récepteur sont positionnés sur chaque site afin de mesurer la vitesse sur chacun de ceux-ci. La technique a été aussi appliquée à des os déminéralisés artificiellement dans une solution d'acide chlorhydrique à 10% afin d'observer l'influence de la densité du milieu sur la vitesse qui est décrite dans la deuxième partie de cette étude.

Les échantillons d'os frais ont été nettoyés et dégraissés dans une solution d'alcool. Ils sont ensuite maintenus dans une solution de sérum physiologique afin de conserver leurs caractéristiques biologiques (solution de NaCl à 9g par litre d'eau distillée) à une température de 3° centigrades. Les échantillons sont sortis de la solution pendant le temps que durent les relevés. Après avoir effectué les mesures de vitesse ultrasonore sur les différentes génératrices, une coupe longitudinale (figure 4.1.b) a été réalisée sur le fémur afin de mesurer l'épaisseur de la corticale le long de la diaphyse.



#### 4.1.1.3 Mesure de l'épaisseur de l'os cortical à partir des ondes de Lamb

Un des problèmes qu'on rencontre souvent avec les ondes de Lamb est la coexistence de plusieurs modes dans le tube ou la plaque, ce qui rend les mesures difficiles comme ça été décrit au chapitre 2. Suivant le matériau, l'excitation unique de  $A_0$  et  $S_0$  impose un produit fréquence x épaisseur maximum qu'il ne faut pas dépasser. Dans nos conditions expérimentales, le produit fréquence x épaisseur (intérieur ou égal à 1.2 MHz.mm) est tel que seuls les modes  $A_0$  et  $S_0$  sont excités efficacement. De plus, la position de l'émetteur et du récepteur sur une même génératrice entraîne l'existence du mode antisymétrique  $A_0$  uniquement (cf chapitre 2). Dans la gamme de faible produit  $f.d$ , ce mode est très sensible à l'épaisseur de l'os notamment dans la partie dispersive de la courbe de dispersion.

mes de mesure sur une génératrice

épiphyse

diaphyse

#### 4.1.1.3.1 Résultats des mesures de vitesse ultrasonore sur les fémurs d'animaux

Les premiers résultats obtenus le long du fémur de veau montrent que le profil de la variation de la vitesse (figure 4.2..a) suivant les différents génératrices est variable, les valeurs de la vitesse sont plus grandes au niveau du centre de la diaphyse que sur les deux épiphyses de l'os. Ce type de profil a également été observé sur les fémurs de bœuf et de cheval respectivement sur les figures 4.2.b et 4.2.c. On remarque aussi que ces profils suivent globalement les mêmes allures sur les différentes génératrices de l'os. Les profils se croisent progressivement vers les extrémités épiphysaires et se dispersent de plus en plus autour du centre de la diaphyse. Ce type de profil a également été obtenu sur d'autres fémurs [Rem04]. Cette évolution de la vitesse a été corrélée avec la variation de l'épaisseur de l'os cortical le long de la diaphyse.

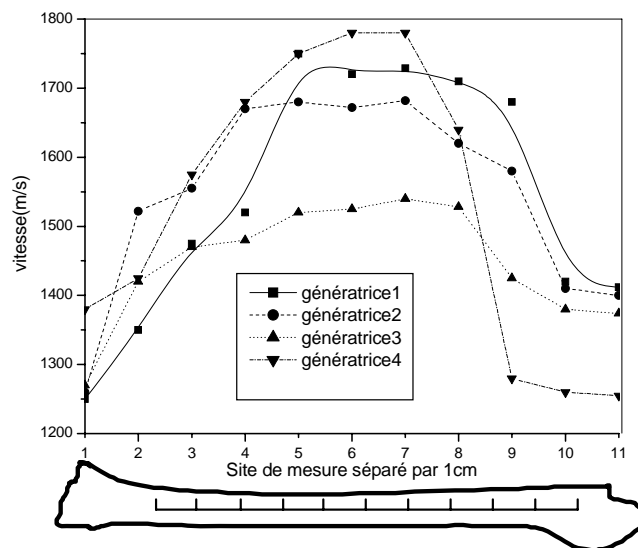


Figure 4.2.a Profils des vitesses sur les génératrices des différentes faces d'un fémur de veau

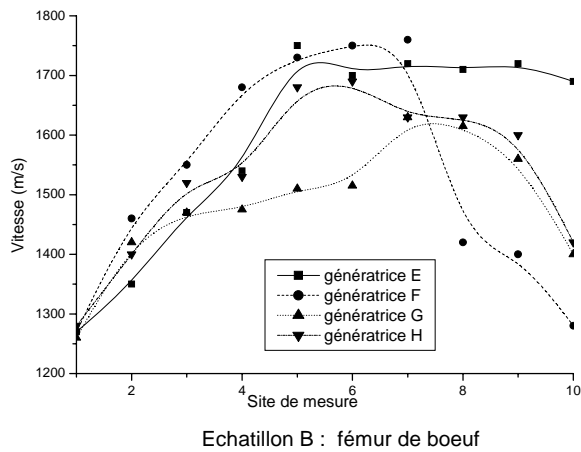


Figure 4.2.b Profils des vitesses sur les génératrices des différentes faces du fémur de boeuf

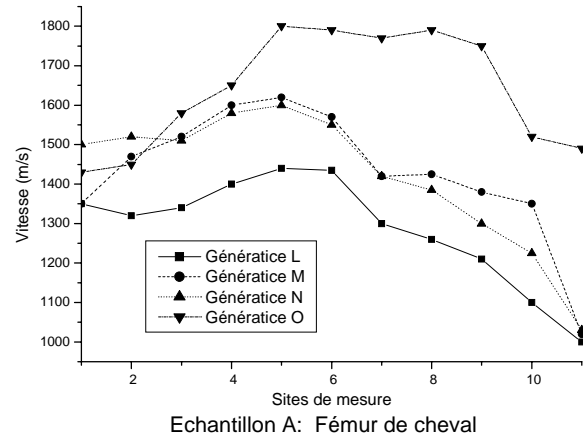


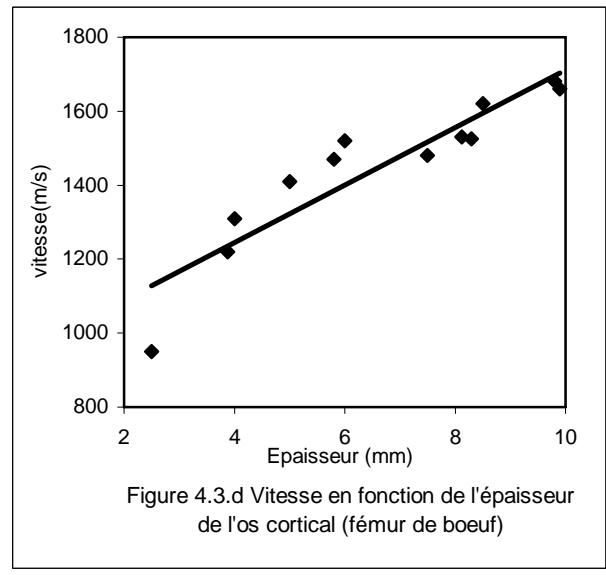
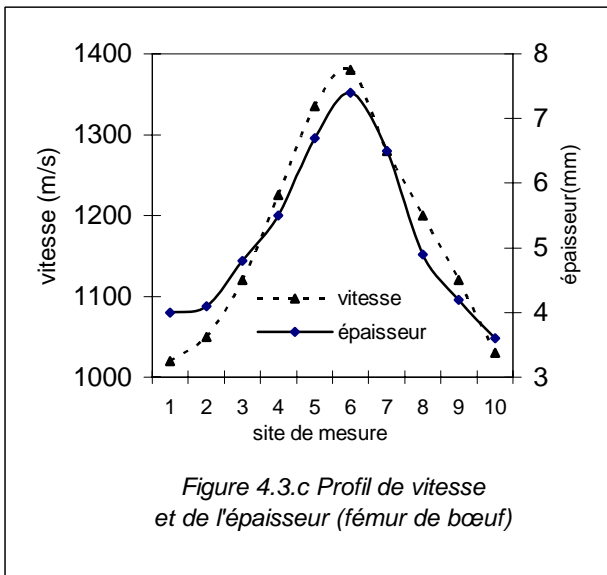
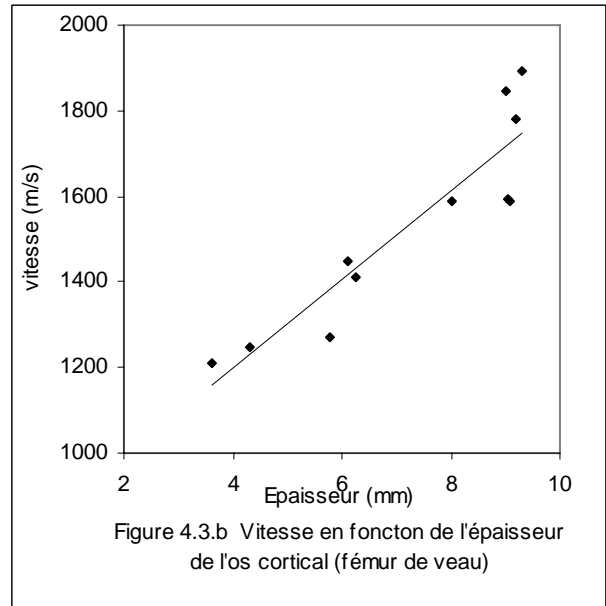
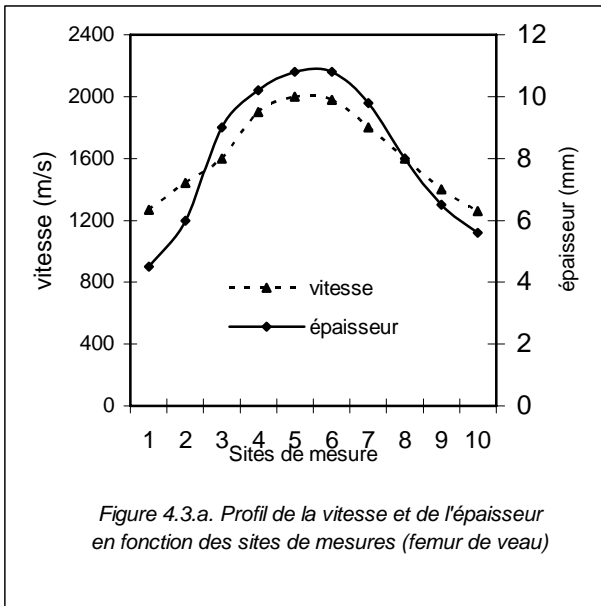
Figure 4.2.c Profils des vitesses sur les génératrices des différentes faces du fémur de cheval

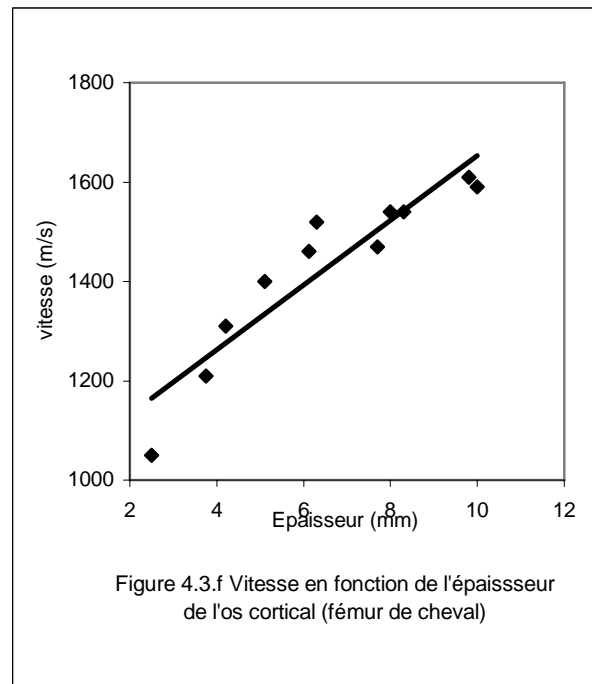
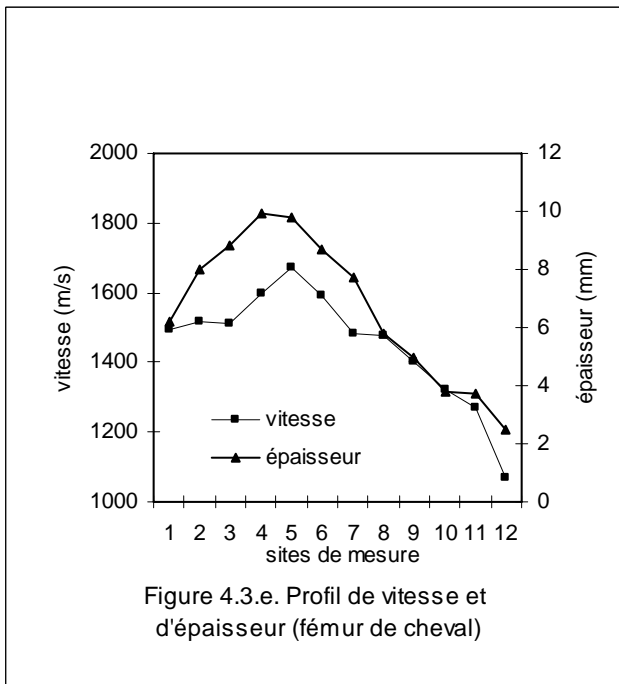
#### 4.1.1.3.2 Résultats des mesures de vitesse ultrasonore sur l'ensemble des os préparés

Afin de confirmer si cette évolution du profil de la vitesse obtenue précédemment correspond effectivement à la variation de l'épaisseur de la coque corticale de l'os, les mesures de vitesse ont été faites sur l'ensemble des os préparés. Avant de faire des coupes longitudinales le long des os pour effectuer les mesures des épaisseurs des os cortical, des mesures de vitesse ont été relevées sur trois types d'os : l'os de veau, l'os de boeuf et l'os de cheval.

Les mesures ont été faites soigneusement sur les quatre génératrices de chaque os, les résultats présentés ci-dessous ont été obtenus sur une seule génératrice de l'os. Les autres courbes des résultats sont données en annexe B

Les figures 4.3.a, 4.3.c et 4.3.e représentent le profil d'épaisseur de l'os cortical superposé au profil de vitesse sur une génératrice pour différents échantillons. Alors que les figures 4.3.b, 4.3.d et 4.3.e montrent que la vitesse est corrélée à l'épaisseur de l'os cortical. Les mêmes résultats ont été obtenus sur d'autres échantillons avec des coefficients de corrélation allant de 0.73 à 0.97. Cette variation linéaire de la vitesse en fonction de l'épaisseur nous laisse supposer que l'onde qui se propage dans le tissu osseux est de type onde guidée dans la couche corticale de la diaphyse. Nous avons pu identifier le type d'onde en plaçant les points expérimentaux sur les courbes de dispersion théoriques (c.f figure 4.4) calculées à partir des vitesses longitudinale et transversale mesurée sur l'os cortical par la méthode de pulse écho décrite dans la troisième partie de cette étude.





#### 4.1.1.4 Discussion et interprétation des résultats

##### 4.1.1.4.1 Dépendance de la vitesse en fonction de l'épaisseur

Les figures 4.3.b, 4.3.d et 4.3.f montrent que la vitesse est corrélée quasi linéairement à l'épaisseur de l'os cortical. Une fois la coupe longitudinale faite le long des os, on a constaté que l'épaisseur de la couche corticale au centre de la diaphyse est plus importante que celle trouvée sur les épiphyses. La variation maximale de l'épaisseur dans les régions de la diaphyse et l'épiphyse a été mesurée par un micromètre sur les différents échantillons et elle varie entre 2.5mm sur les extrémités et 9.46mm au centre. L'interprétation des résultats précédents du point de vue variation des deux paramètres l'un par rapport à l'autre révèle des remarques intéressantes pour le dispositif de mesure. En effet, dans le cas de nos expériences, les mesures ont été faites uniquement sur 10 points le long de la diaphyse afin d'éviter les effets de bord sur les extrémités diaphysaires. Les résultats montrent que la variation de la vitesse est très sensible à la variation de l'épaisseur de la couche corticale, une variation moyenne pour le fémur de veau de 360m/s (1980m/s à 1205m/s) soit 39% de la valeur maximale pour une variation d'épaisseur de 5.65 mm.

Du moment que le temps de vol entre l'émission et la réception du signal est mesuré d'une manière précise par moyennage à travers l'oscilloscope numérique, l'erreur sur la mesure du temps est de l'ordre de  $2 \times 10^{-4}$ . En effet pour un temps de vol minimal de

$\Delta t = 5\mu\text{sec}$ , la résolution de l'oscilloscope numérique et de 1ns. Vu cette faible erreur commise sur la mesure du temps de vol, on peut affirmer que la précision de la mesure de la vitesse dépend largement de la mesure de la distance entre les deux capteurs. Sachant préalablement que la précision dépend fortement de la mesure de distance, les deux capteurs ont été montés sur un système mécanique gouverné par un micromètre à vis sans fin. Avec cette méthode, l'erreur commise sur la mesure de la distance entre les deux capteurs a été réduite à 0.5mm, ce qui donne une précision de mesure de 5% pour la plus petite distance entre les deux capteurs et qui est de 10mm. Cette erreur diminue au fur et à mesure que la distance entre les deux capteurs augmente, ce qui fait que avec les 5% d'erreurs correspond à une valeur de vitesse moyenne de 78m/s pour l'os de veau, 61m/s pour l'os de bœuf et 83m/s pour l'os de cheval. A partir de cette analyse on peut dire que dans ces conditions de mesure, la détection de changement de 0.5mm au niveau de l'épaisseur est possible. Cette faible variation est très intéressante dans la mesure où elle correspond à un stade très précoce de l'effet de la diminution de l'épaisseur de la coque corticale des os long due à l'ostéoporose [All98] représentant 5% environ de variation de la valeur maximale de l'épaisseur soit 137m/s par mm. Concernant le fémur de bœuf, une variation moyenne de 362 m/s par rapport à la valeur maximale a été observée soit 26% de changement pour une variation d'épaisseur de 3.5mm soit 46.6% de la valeur maximale, soit 104 m/s par mm. Tandis que la variation de la vitesse par rapport à la variation de l'épaisseur de l'os du fémur de cheval (figure 3.6.c) est de 350m/s pour une variation d'épaisseur de 3.9mm soit 90 m/s par mm.

#### 4.1.1.4.2 Variation de la vitesse ultrasonore en fonction de la dispersion du mode antisymétrique $A_0$ de l'onde de Lamb

Dans les plages de variation du produit fréquence  $\times$  épaisseur correspondant à notre situation expérimentale, la courbe de dispersion peut être considérée comme quasi linéaire avec des pentes différentes suivant les plages des valeurs de vitesses obtenues. Afin de faire le choix sur l'utilisation du capteur approprié, on s'est basé sur les études bibliographiques sur les valeurs de vitesses longitudinales et transversales trouvées sur les os d'animaux et humains (Lan70, Rho96) et ensuite sur les valeurs de vitesses de phases du mode  $A_0$  correspondant aux vitesses longitudinales et transversales de l'os cortical. La déduction de la plage des valeurs des vitesses ultrasonores de Lamb à partir des vitesses longitudinales et transversales nous délimite alors la bande de fréquence où il

Il y a une forte dispersion du mode antisymétrique  $A_0$  de Lamb (figure 4.4). Cette étude permettrait d'augmenter considérablement la sensibilité de nos mesures. Dans ce sens, les capteurs résonants à la fréquence la plus basse (60kHz) ont été choisis afin d'avoir un large choix sur les épaisseurs des échantillons. Sachant que la fréquence utilisée est fixe, donc la seule variable sur les valeurs de vitesses de Lamb est l'épaisseur de l'échantillon. Nous avons également observé des pentes différentes entre les génératrices d'un même os, pour des plages d'épaisseurs équivalentes (figure 4.5). A titre d'exemple, la différence entre deux pentes correspondantes à deux génératrices de faces opposées sur le tibia de veau est (27m/s) par mm. Cette constatation met en évidence l'anisotropie et l'hétérogénéité du milieu osseux dans le sens circonférentiel.

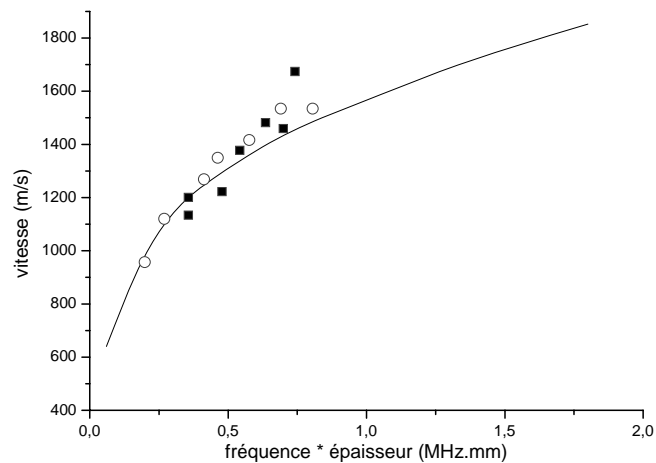


Figure 4.4 points expérimentaux superposés à la courbe de dispersion théorique du mode de Lamb  $A_0$  dans une plaque d'épaisseur variant entre 2 et 30 mm tracée à partir des vitesses longitudinales et transversales mesurée sur nos échantillons d'os cortical par la méthode du pulse-echo ( $v_l=3196\text{m/s}$ ,  $v_t=1940\text{m/s}$ ).

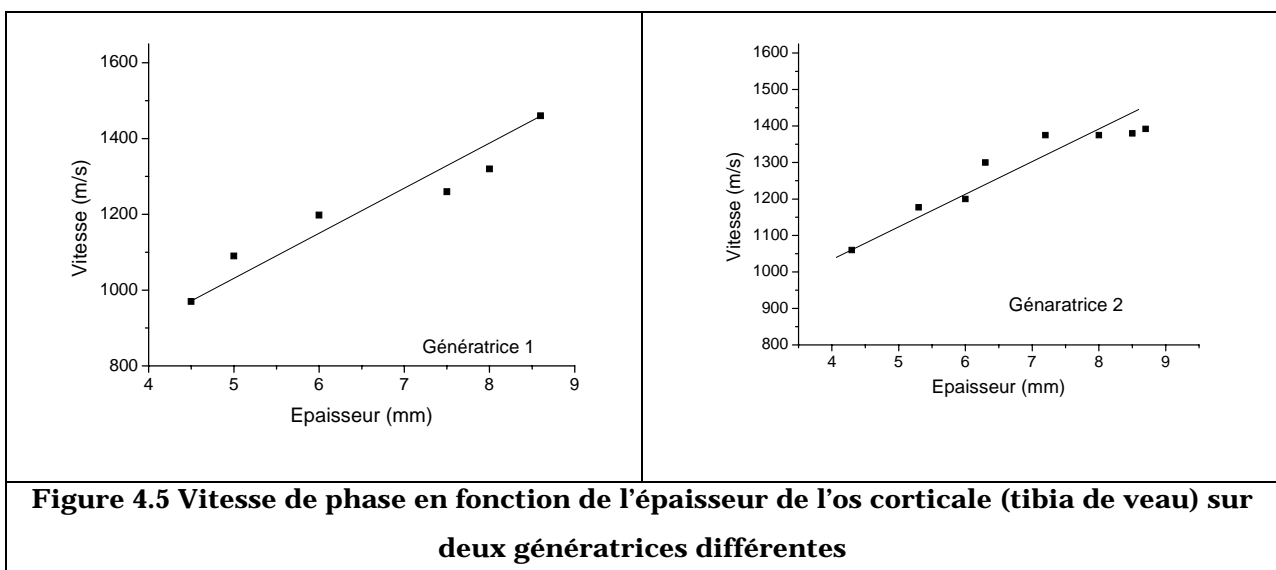


Figure 4.5 Vitesse de phase en fonction de l'épaisseur de l'os corticale (tibia de veau) sur deux génératrices différentes

Ce résultat est en accord avec plusieurs études qui ont montré que l'os cortical présente une quasi-isotropie dans le sens longitudinal et une anisotropie plus importante dans le sens circonférentiel [Lan70].

#### 4.1.1.5 Evaluation de l'influence d'une décalcification provoquée

##### 4.1.1.5.1 Influence sur un morceau d'os cortical

La décalcification du tissu osseux est caractérisée par une déminéralisation entraînant la diminution du capital minéral du tissu osseux suivie d'une perte en densité; c'est ce qui se passe dans le cas de l'ostéoporose [All98]. Nous avons simulé ce phénomène en trempant en premier lieu un morceau de coque corticale d'os de veau sans moelle dans une solution d'acide chlorhydrique à 10%. Cette manipulation a été ensuite menée sur deux fémurs entiers de bœuf et de veau. Nous avons mesuré la vitesse sur un seul site central au cours du processus de décalcification. Ensuite nous avons suivi l'évolution de la densité d'un prélèvement d'os cortical ayant subi le même processus de décalcification. Les courbes de variation de vitesse et de densité en fonction du temps de trempage dans la solution d'acide sont représentées sur la figure 4.6.a pour un morceau de fémur de veau et sur la figure 4.6.b pour un morceau de fémur de cheval. Après 13 heures de trempage dans la solution d'acide, la vitesse de l'os de veau passe de 1956 m/s à 1008m/s, soit une diminution de 48% par rapport à la valeur initiale. La masse volumique, quant à elle passe de 2.07g/cm<sup>3</sup> à 1.58g/cm<sup>3</sup> équivalent à une perte de 23.6%. Concernant l'os de cheval la vitesse passe de 1888m/s à 1011m/s soit une diminution de 46.5% par rapport à la valeur initiale pour une perte en densité de 28%.

La masse volumique  $\rho$  de l'os a été mesurée suivant le principe d'Archimède de la façon suivante : la masse  $M$  est obtenue en pesant une partie de l'échantillon ayant subi le même processus de décalcification sur une balance de précision. Le volume de l'échantillon est déterminé à partir de l'excès de volume d'eau contenue dans une éprouvette graduée après trempage de l'échantillon.

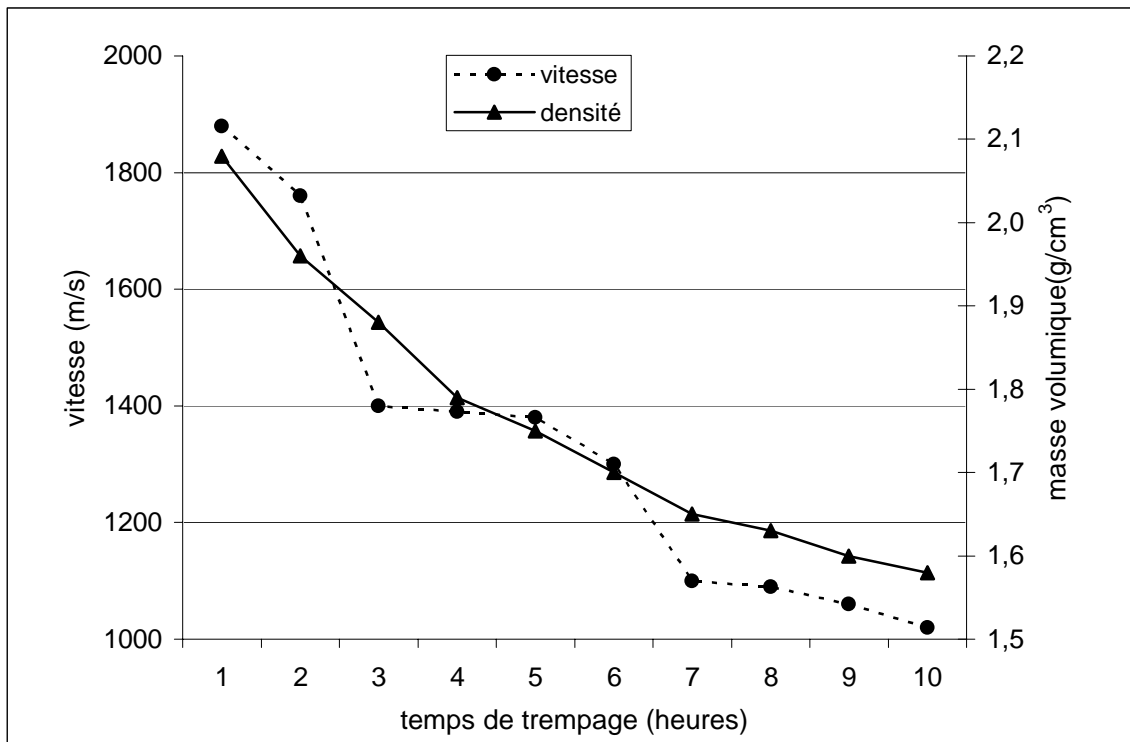


Figure 4.2.a Variation de la vitesse et de la densité en fonction du temps de trempage dans la solution d'acide chloridrique à 10% (morceau d'un fémur de veau)

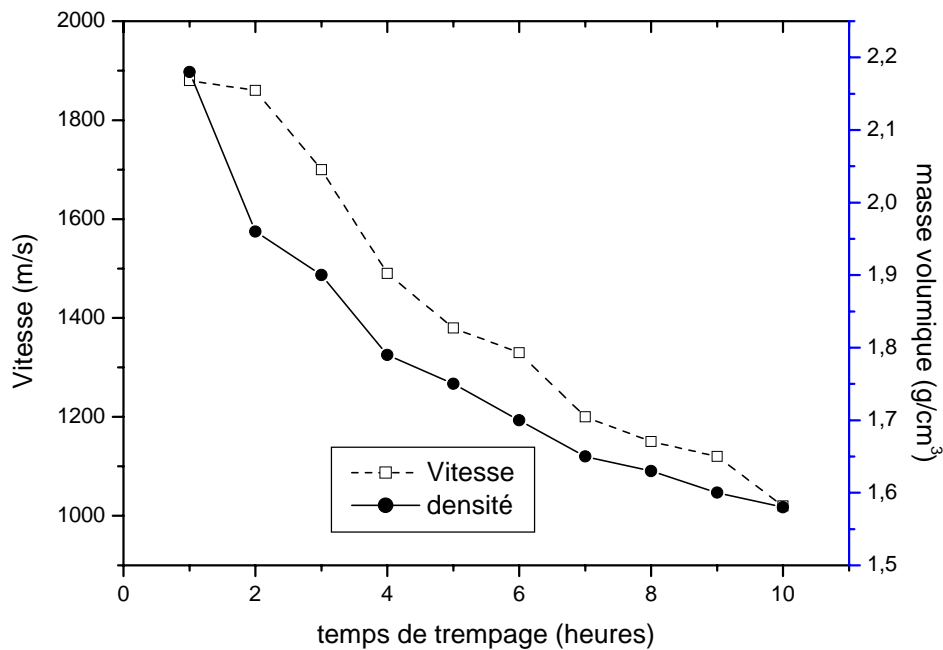


Figure 4.2.b Variation de la vitesse et de la densité en fonction du temps de trempage dans la solution d'acide chloridrique à 10% (morceau d'un fémur de cheval)

#### 4.1.1.5.2 Influence de la décalcification sur l'os entier de veau

Nous avons ensuite fait une investigation sur le profil de la décalcification en fonction des sites de mesures ainsi que sur les différentes génératrices de l'os de veau. Vu les longues durées prises par le processus de la décalcification, on a choisi uniquement

deux génératrices sur la face antérieure et la face postérieure de l'os. Les relevés des profils de vitesse ont été faits toutes les heures pendant 13 heures d'affilées de décalcification. Notons que les génératrices ne présentent que 6 sites de mesure avec les sites 3 et 4 au milieu de la diaphyse. La densité de l'os a été mesurée sur des petits échantillons prélevés sur le même site puis les mêmes morceaux ont été recollés à leurs places initiales afin de ne pas laisser l'acide pénétrer à l'intérieur de l'os et ainsi avoir d'autres conditions de mesures. Les différents graphes montrant le processus de décalcification pour les six sites de mesures sur les deux faces du fémur de veau sont représentés sur les figures 4.7 et 4.8.

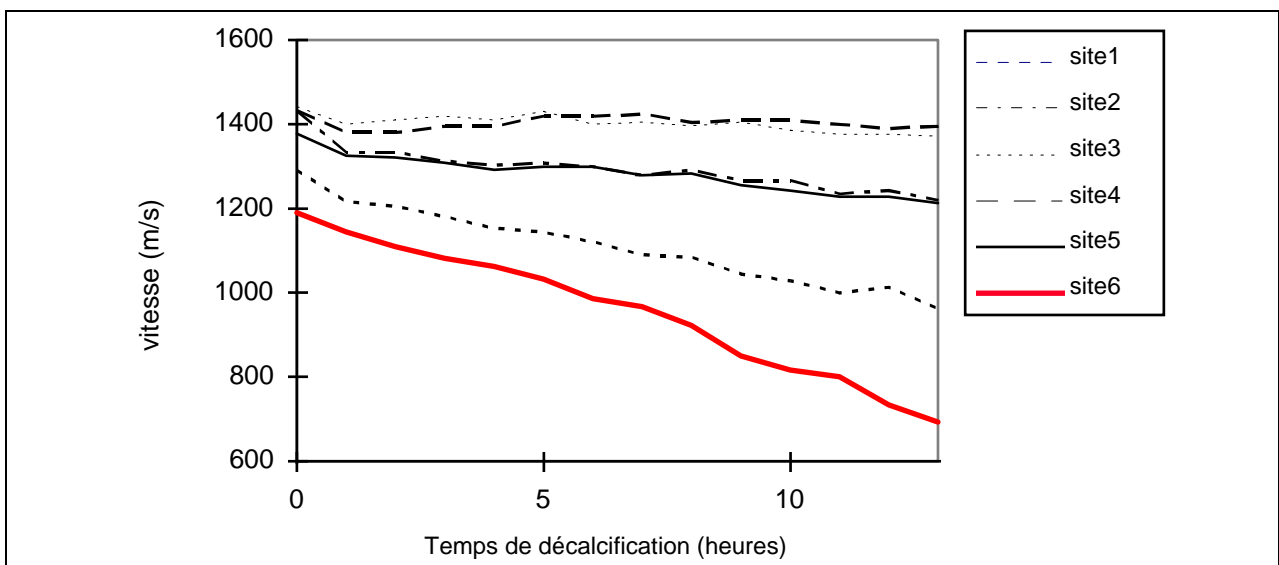


Figure 4.7: Variation de vitesse ultrasonore en fonction du temps de trempage dans la solution d'acide chlorhydrique à 10%: 6 sites d'une génératrice (face antérieure) du fémur de veau

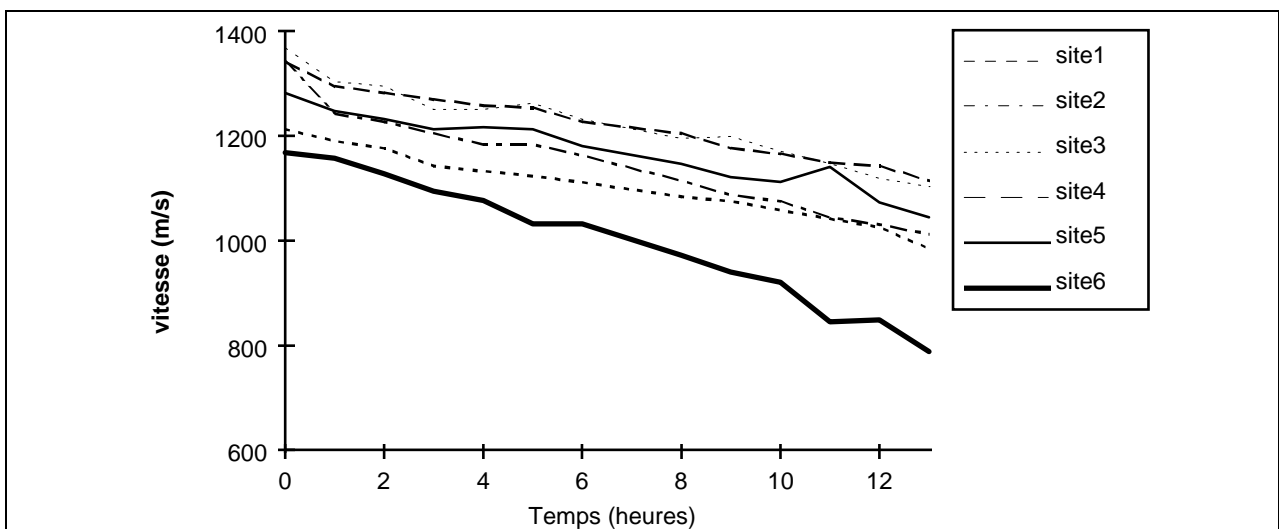


Figure 4.8: Profil de vitesse ultrasonore (début et fin de la décalcification) et d'épaisseur de l'os cortical à la fin de la décalcification en fonction du site de mesure: génératrice (face postérieure) du fémur de veau

La diminution de la densité de l'os entraîne une diminution de la vitesse ultrasonore. Lorsqu'on considère les graphes de profil entre le début et la fin de la décalcification, on n'obtient pas les mêmes résultats sur les différents sites et les différentes génératrices, ceci est principalement due au fait que les épaisseurs sur les différents sites ne sont pas les mêmes.

Nous remarquons également que sur les sites 3 et 4 de la face antérieure de l'os, l'effet de l'acide est pratiquement nul, ces sites n'ont pas subi de décalcification alors que sur les autres sites, la décroissance entre le début et la fin de la décalcification est plus accélérée. L'explication pour les sites 3 et 4 a été obtenue après avoir terminé l'expérience de la décalcification. Nous avons coupé l'os avec une scie le long de la génératrice de la face antérieure puis mesuré l'épaisseur des couches sur les sites de mesures ainsi que leur densité. Il a été noté que les sites 3 et 4, dont l'épaisseur est importante ont été légèrement touchés par l'acide sur la surface sans pénétration profonde à l'intérieur de l'os. Tandis que les sites 1, 2, 5 et 6 ont subi une détérioration importante dans leur microstructure par l'acide. Le tableau 4.1 regroupe les épaisseurs des différents sites ainsi que les pourcentages des variations de vitesse en fonction des génératrices et des sites.

Site de mesure	Épaisseur (mm) sur la face antérieure	Pourcentage de variation de la vitesse (face antérieure)	Épaisseur (mm) sur la face postérieure	Pourcentage de variation de la vitesse (face postérieure)
1	2.86	25.38	2.44	23.5
2	4.21	15.49	3.03	25.6
3	7.91	5.6	5.00	19.4
4	7.22	2.8	4.88	16.9
5	3.75	13.76	2.72	18.5
6	2.01	41.8	1.40	33

Tableau 4.1 variation des taux de variation de vitesse en fonction des épaisseurs d'une même génératrice

Le tableau ci-dessus met en évidence, d'une part, la différence entre le pourcentage de la variation des vitesses entre les sites d'une même génératrice, et, d'autre part, la différence des épaisseurs entre les faces d'un même fémur de veau.

Nous remarquons que la variation de vitesse due à l'effet de la décalcification est plus importante sur les diaphyses des faces antérieures et postérieures, de ce fait la décalcification est plus importante au niveau des épaisseurs les plus faibles.

L'évolution de la variation de la vitesse entre le début et la fin de la décalcification pour les différents sites est montrée sur les figures ci-dessous. La figure 4.9 représente les différentes valeurs des vitesses avant et à la fin de la décalcification de la face postérieure du fémur de veau et la figure 4.10 de la face antérieure.

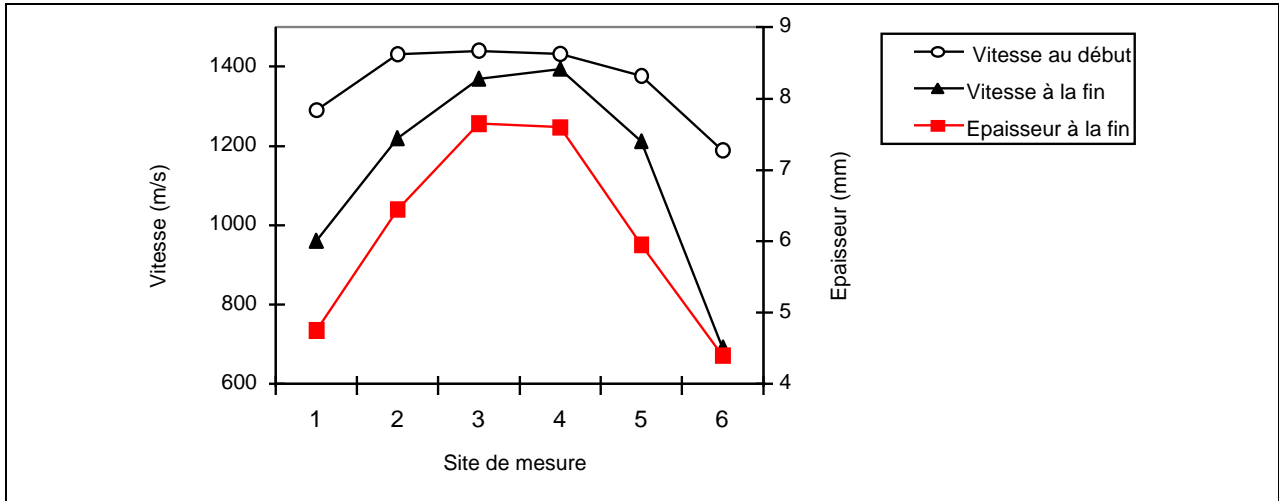


Figure 4.9: Profil de vitesse ultrasonore (début et fin de la décalcification) et d'épaisseur de l'os cortical à la fin de la décalcification en fonction du site de mesure: génératrice (face postérieure) du fémur de veau.

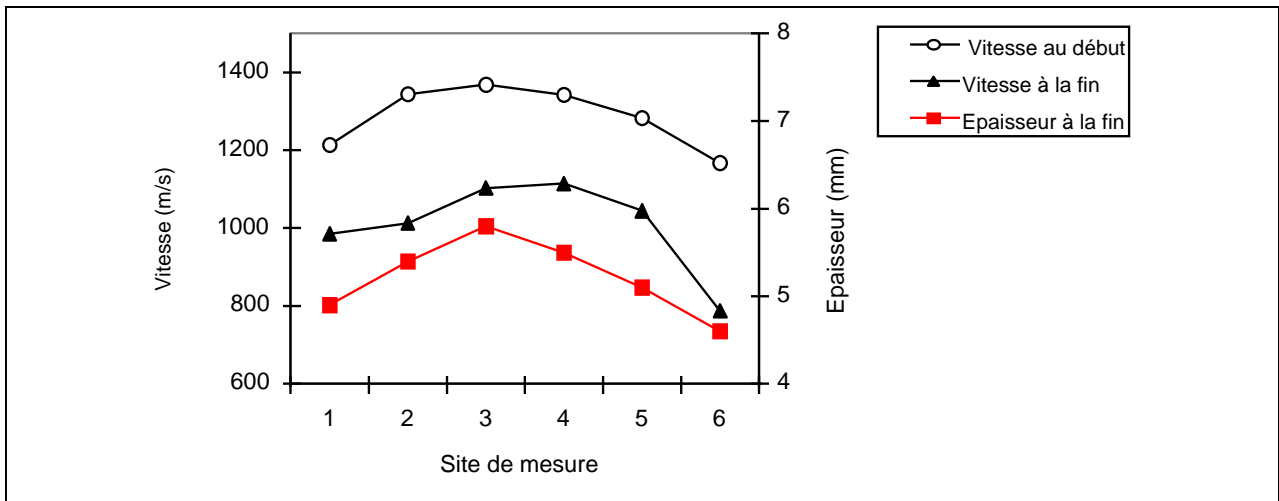


Figure 4.10: Profil de vitesse ultrasonore (début et fin de la décalcification) et d'épaisseur de l'os cortical à la fin de la décalcification en fonction du site de mesure: génératrice (face antérieure) du fémur de veau.

On note bien que les sites centraux 3 et 4 de la face postérieure n'ont pratiquement pas été décalcifiés, alors qu'au niveau de ces mêmes sites de la face antérieure où l'épaisseur est moins importante, la vitesse a chuté considérablement à cause du processus de décalcification. Ce phénomène est lié au fait qu'en 13 heures de décalcification, les sites dont l'épaisseur de la couche corticale est plus importante n'ont pas été complètement pénétrés par la solution d'acide, donc n'ont été que partiellement décalcifiés contrairement aux sites des extrémités.

#### 4.1.1.5.3 Commentaires et interprétation des résultats

Il ressort des résultats obtenus dans les précédentes expériences de décalcification que la diminution de la vitesse dépend de la perte en densité et de l'élasticité de l'os car il devient visiblement mou et flexible notamment au niveau des épiphyses. Sachant que sur les extrémités épiphysaires des fémurs, le pourcentage de l'os trabéculaire est plus important que sur la diaphyse, l'attaque de l'acide sur ces parties a été plus fatale. Ces résultats sont en accord avec le fait que les fractures des os long dues à l'effet de l'ostéoporose se font sur les parties les plus vulnérables qui se trouvent au niveau des extrémités épiphysaires [Uri95].

A partir de ces résultats, on peut affirmer que les ondes de Lamb sont non seulement sensibles aux variations des épaisseurs, mais également aux propriétés élastiques de l'os. En effet la diminution de la vitesse des ondes de Lamb due au phénomène de la décalcification n'est pas liée à l'effet de la diminution de l'épaisseur de la couche corticale, puisque cette épaisseur est restée intacte mais la coque corticale est devenue molle.

A partir de cette constatation, on peut mettre en évidence l'effet de la décalcification sur le changement du coefficient d'élasticité, si on suppose que le coefficient de Poisson varie très peu [Hob97]. En effet ces coefficients d'élasticité sont liés aux vitesses longitudinales et transversales qui sont elles même liées à la vitesse des ondes de Lamb comme le montre les équations 4.1 et 4.2.

$$v_l = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad (4.1)$$

$$v_t = \sqrt{\frac{E}{2\rho(1+\nu)}} \quad (4.2)$$

Où

$E$  : module de Young

$\nu$  : Coefficient de poisson

$\rho$  : masse volumique

$v_l$  : vitesse longitudinale

$v_t$  : vitesse transversale

A partir de cette importante interprétation, on peut affirmer que l'ostéoporose ne se manifeste pas uniquement par un amincissement de l'os cortical mais aussi par une

raréfaction des travées osseuses, donc un changement au niveau de sa microstructure. Cet effet est encore plus important au niveau de l'os trabéculaire.

#### 4.1.1.5.4 Conclusion

L'étude que nous avons menée a porté essentiellement sur la mesure de la vitesse. La sensibilité de la vitesse aux changements des propriétés mécaniques du milieu peut alors être un moyen de suivi d'une pathologie comme l'ostéoporose. Les travaux menés sur le diagnostic de cette pathologie par ultrasons, avancent que la vitesse du son dans l'os chez les sujets ostéoporotique diminue considérablement par rapport aux sujets sains de même âge [Hob92, Nic02], notons aussi quelle décroît avec l'âge. La plupart du temps, une corrélation allant de 0.3 à 0.86 est établie avec les mesures d'ostéodensitométrie.

### 4.1.2 Caractérisation des propriétés mécaniques de l'os cortical par les ondes ultrasonores

#### 4.1.2.1 Les constantes élastiques de l'os

Les mesures de vitesses ultrasonores ont donné un certains nombre d'informations intéressantes sur les caractéristiques mécaniques de l'os. C'est après avoir constaté les modifications sur les caractéristiques de ce dernier apportées par l'effet de la décalcification que nous avons voulu pousser encore plus nos investigations en déterminant le module de Young. Cependant, l'utilisation de notre précédent système pour les mesures des constantes élastiques s'avère irréalisable, puisque leur détermination nécessite la mesure de la vitesse longitudinale et transversale comme nous allons le voir dans le prochain paragraphe. De nombreuses méthodes ultrasonores permettant de déterminer les propriétés élastiques de l'os *in-vivo* ou *in vitro* ont été développées et publiées [Lan70, Yoo76, Van81, Ash84, Hob92, Rho96, Hob97]. Dans ce qui suit, nous nous sommes basés sur la méthode classique en mesurant les vitesses transversales et longitudinales pour remonter au module de Young.

#### 4.1.2.2 Matériels et méthodes

Des échantillons d'os cortical ont été découpés parallèlement à l'axe de la diaphyse sur 3 fémurs de veau. Les échantillons de forme parallélépipédique au nombre de 4, de diamètres variant entre 4 à 5mm ont été découpés avec précision par une fraiseuse dans la partie diaphysaire de plusieurs fémurs de veau. La densité physique des échantillons a été mesurée par le principe d'Archimède et le pesage des échantillons.

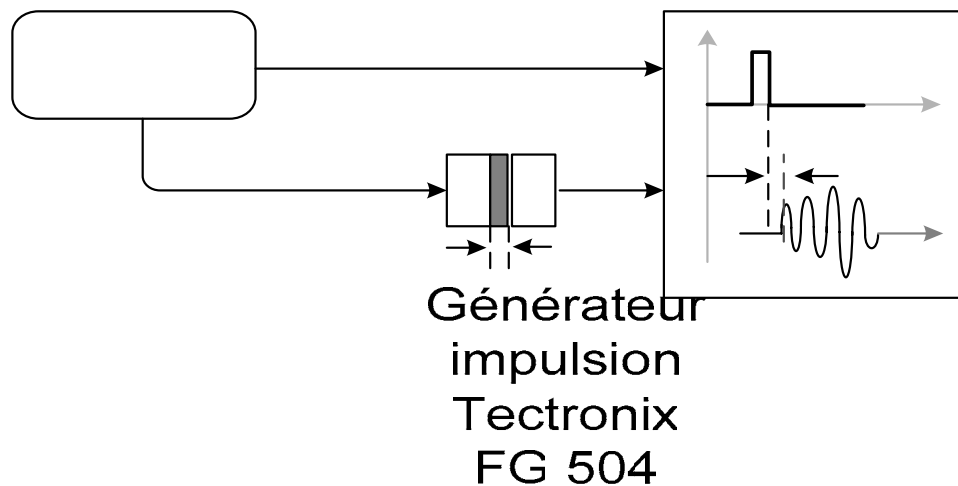
Les mesures de vitesses longitudinales basées sur la technique de transmission par ultrasons en contact [Asc84] ont été réalisées sur les échantillons. La vitesse de propagation dans un milieu limité et illimité est respectivement exprimée par les relations trouvées précédemment.

$$V_{\text{limité}} = V_{\text{bar}} = \sqrt{\frac{E_i}{\rho}} \quad (4.3)$$

$$V_{\text{illimité}} = V_{\text{bulk}} = \sqrt{\frac{C_{ii}}{\rho}} \quad (4.4)$$

*i*: étant la direction de propagation de l'onde ultrasonore.

Il existe plusieurs modes de propagation d'une onde dans un milieu. Ces modes dépendent de la géométrie de l'échantillon et de la structure interne. La relation qui lie les vitesses ultrasonores et les propriétés élastiques du matériau est donnée par l'équation 4.3. Elle s'applique à la propagation d'une onde ultrasonore de grande longueur d'onde à travers l'échantillon en forme de barreau et à faible section [Kol63, Wu97, Wu96]. Ce mode de propagation est appelé « mode bar ». La vitesse  $V_i$  d'une onde longitudinale se propageant dans la direction *i* est reliée au module de Young  $E_i$  par l'équation 4.3. Sidney et Lang [Sid70] ont aussi montré qu'en basse fréquence, le mode de propagation des ondes ultrasonores dans l'os cortical peut être modélisé par le mode barreau. La longueur d'onde doit être supérieure aux dimensions transversales de l'échantillon. Il n'existe pas a priori de méthodes permettant de déterminer le rapport qui doit exister entre la longueur d'onde et les dimensions transversales pour satisfaire ces conditions. Cependant les vitesses sur des échantillons d'os trouvées dans la bibliographie peuvent permettre d'avoir une idée de ce rapport. La technique ultrasonore décrite dans cette étude est appelée technique d'onde pulsée. La chaîne de mesure est représentée sur la figure 4.11.



Le générateur d'impulsion (Tektronix FG 504) excite un transducteur piézoélectrique avec la fréquence 75 kHz, qui se propage à l'intérieur de l'échantillon. L'onde est reçue à l'extrémité opposée de l'échantillon par un autre transducteur de même type, transformant l'onde ultrasonore en un signal électrique. Les signaux d'entrée (impulsion) et de sortie (premier écho reçu) sont visualisés sur un oscilloscope numérique (Lecroy). L'épaisseur de l'échantillon a été mesurée avec précision par un micromètre et le temps entre les deux signaux par les curseurs numériques de l'oscilloscope. La vitesse est alors calculée par le rapport entre la distance et le temps de propagation  $v = \frac{d}{t}$ . Les vitesses du

son dans l'os varient entre les valeurs 3000m/s et 3654 m/s. La longueur d'onde varie environ entre 40 et 50mm. Les valeurs de la vitesse de propagation des ultrasons à travers la structure (4,33mm et 4.96mm). A partir de ces hypothèses, on peut dire que les conditions de propagation en mode barre sont ainsi réalisées et l'équation 4.3 est applicable. Du moment que la vitesse a été uniquement mesurée sur la direction axiale, seul le module d'Young dans cette direction sera accessible.

Les mesures ont été effectuées sur 3 échantillons corticaux d'un fémur de veau sur les différentes faces. Vu les écarts obtenus sur les mesures de la vitesse longitudinale, une moyenne a été effectuée sur une dizaine de mesures pour chaque échantillon. L'estimation de la précision de la mesure est en moyenne de  $\pm 120\text{m/s}$  pour la vitesse et de  $\pm 5\text{ Gpa}$  pour le module de Young dans la direction axiale. Les résultats obtenus ne s'écartent pas plus de 10% par rapport à ceux trouvés dans la bibliographie. En plus des 5% d'erreur estimée sur nos mesures, on peut ajouter le facteur de précision sur le parallélisme des faces des échantillons. Toutefois nous estimons que la détermination du module de Young est venu

compléter la caractérisation de l'os cortical *in-vitro*. Les valeurs des propriétés acoustiques sont résumées dans le tableau suivant :

	Masse volumique (kg/m <sup>3</sup> )	Vitesse (m/s)	E33 (GPA)
Echantillon 1	1810 ±60	3487 ±120	21.98 ± 5
Echantillon 2	1794 ±100	2929 ±120	14.76 ± 3
échantillon 3	1794 ±161	3145 ±120	17.85 ± 5

Tableau 4.2 Valeurs moyennes mesurées des propriétés acoustiques

#### 4.1.2.4 Conclusion

Dans cette partie nous nous sommes attachés à mesurer le module de Young afin de compléter l'étude sur les propriétés mécaniques de l'os. Au vue des résultats du tableau 4.2, on remarque que dans l'ensemble, les estimations sont tout à fait correctes même si certains valeurs semblent parfois s'écarter des valeurs attendues. La précision des mesures dépend fortement des méthodes de mesure ainsi que du parallélisme parfait des coupes des échantillons. Cette étude aurait donné plus d'informations si on l'avait appliquée aussi bien pour les os normaux que pour les os ostéoporotiques ou décalcifiés. Nous pouvons également remarquer les écarts des valeurs du module de Young par rapport aux sites de mesures d'un même fémur, cette constatation rejoint les résultats obtenus dans le paragraphe 4.1 mettant en évidence l'anisotropie et l'hétérogénéité du milieu osseux dans le sens circonférentiel.

#### 4.1.3 Effet des tissus mous sur les mesures de vitesses ultrasonores

Dans le paragraphe suivant, nous présentons une étude sur l'aspect des mesures *in vivo* en tenant compte l'effet de la peau ou tissu mou sur les mesures ultrasonores.

##### 4.1.3.1 Nécessité d'une correction de l'effet des tissus mous

La caractérisation ultrasonore de site corticaux *in vivo* que nous proposons se fait par une mesure de vitesse le long d'une surface osseuse recouverte de tissus mous (peau, muscle, graisse, etc.).

Un grand nombre de paramètres expérimentaux associés à une telle configuration influent a priori sur la mesure de vitesse. Tout d'abord, le positionnement du capteur relativement à la surface osseuse dépend non seulement de la forme de l'os mais aussi et surtout de la présence de tissus mous entre l'os et le capteur. La peau étant très déformable sous une simple contrainte de pression, son épaisseur dépend non seulement du site de mesure et des individus mais également des contraintes exercées par le capteur lors des mesures. La distance moyenne entre le capteur et la surface osseuse, par exemple, peut donc être un paramètre extrêmement variable d'une mesure à l'autre. De plus, les propriétés de propagation des ultrasons dans la peau ne sont pas connues précisément pour chaque site de mesure ni pour chaque individu. Comme nous allons le voir dans le paragraphe suivant, la présence des tissus mous peut conduire à travers de ces différents paramètres à d'important biais sur les mesures de vitesses. Mais avant de voir l'effet des tissus mous sur les mesures de vitesses ultrasonores, nous devons étudier le principe de rayonnement d'une onde ultrasonore le long de l'interface entre le tissu mou et l'os. L'étude du phénomène de transmission et la nature de l'onde résultante de l'interface entre les deux milieux est basée sur un travail de Virieux et repris par Bossy [Bos02, Vir84, Vir86] et puis par Talman [Tal01] ainsi que les phénomènes de transmission développés par Brekhovskikh [Bre92]. Ce travail utilise les méthodes numériques des différences finies dit schéma de Virieux, très utilisées dans le domaine de la géophysique, par exemple dans le domaine de la simulation sismique. Notre étude s'inspire de ces travaux

#### 4.1.3.2 Principe de rayonnement d'une onde ultrasonore le long d'une interface

##### 4.1.3.2.1 Interface plane entre deux milieux fluide – solide

Nous introduisons ici l'essentiel des concepts mis en jeu de la transmission des ondes en incidence oblique dans la cas bidimensionnel le plus simple d'une interface plane séparant un milieu semi infini fluide 1 dit "lent" d'un milieu semi infini solide 2 dit "rapide" [Bos02]. La vitesse des ondes acoustiques vaut  $1500 \text{ ms}^{-1}$  dans le milieu lent (ordre de grandeur de vitesse dans les tissus mous) et  $4000 \text{ ms}^{-1}$  dans le milieu rapide (ordre de grandeur de vitesse des ondes longitudinal dans l'os). Considérons une source ponctuelle de pression émettant une impulsion ultrasonore, située dans le fluide lent à quelques millimètres de l'interface. Le champ de vitesse représenté sur la Figure 4.12 illustre les phénomènes mis en jeu.

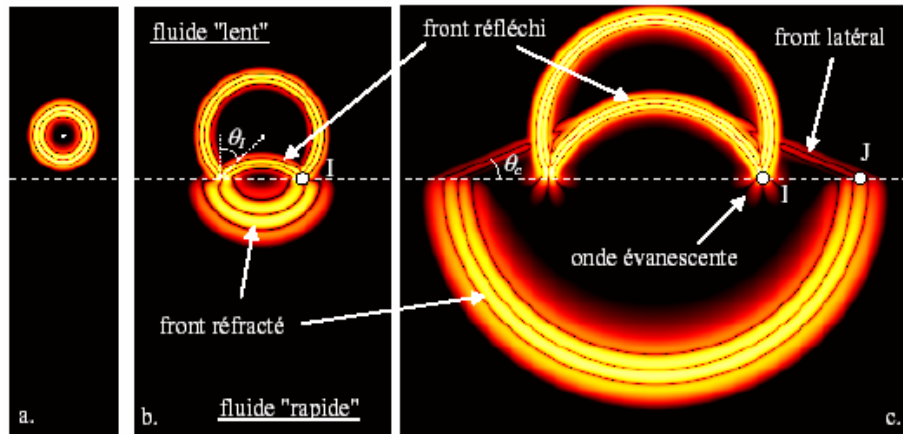


Figure 4.12: Représentation instantanée du champ de vitesse dans le cas d'une interface fluide – fluide. a. Avant impact (3  $\mu$ s). b. Les fronts d'ondes sont connectés (6 $\mu$ s). c. Rayonnement de l'onde latérale (10  $\mu$ s). [Bos02]

Quand l'onde est émise par la source (Figure 4.12.a) rencontre l'interface, elle donne naissance à une onde réfléchi dans le milieu 1 et à une onde réfractée dans le milieu 2 (Figure 4.12.b, 4.12.c).

La vitesse de propagation étant plus élevée par hypothèse dans le milieu 2, le front d'onde réfracté diverge plus rapidement que les fronts incident et réfléchi. L'angle critique  $\theta_c$  est défini par l'équation suivante :

$$\sin \theta_c = \frac{v_1}{v_2} \quad (4.5)$$

Tant que l'angle local d'incidence  $\theta_I$  reste inférieur à l'angle critique  $\theta_c$ , le point I d'impact de l'onde incidente connecte le front d'onde réfracté au front d'onde incident (Figure 4.12.b). Au cours de la propagation, ce point d'impact se déplace le long de l'interface avec la vitesse notée  $v_I$  donnée par l'expression suivante :

$$v_I = \frac{v_1}{\sin \theta_I} \quad (4.6)$$

D'après les équations (4.5 et 4.6)  $v_I$  reste supérieur à  $v_2$  tant que l'angle d'incidence  $\theta_I$  reste inférieur à  $\theta_c$ . Quand  $\theta_I$  devient supérieur à l'angle critique  $\theta_c$ ,  $v_I$  devient inférieur à la vitesse  $v_2$  de l'onde réfractée le long de l'interface, et le front d'onde réfracté se détache du point d'impact I. Par continuité de la pression au niveau de l'interface, l'extrémité J du front d'onde réfracté se comporte comme une source d'onde de pression dans le milieu lent. Cette source se déplaçant le long de l'interface avec une vitesse  $v_2$

supérieure à la vitesse  $v_1$  des ondes dans le milieu lent, on observe le rayonnement sous l'angle critique  $\theta_c$ .

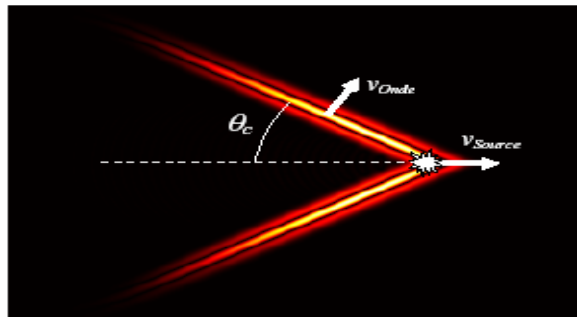


Figure 4.13 : Cône de Mach généré par une source supersonique  $\left( \sin \theta_c = \frac{v_{onde}}{v_{source}} \right)$

Ce front est tout à fait analogue au cône de Mach rayonné par une source supersonique, de demi angle au sommet équivalent à l'angle critique  $\theta_c$  (Figure 4.13). Le point I se comporte également par continuité comme une source de pression au niveau de l'interface, mais sa vitesse de déplacement étant inférieure à la vitesse  $v_2$ , elle ne peut rayonner dans le milieu 2, l'onde générée (dite évanescente) restant localisée au voisinage de l'interface (Figure 4.12.c). L'onde rayonnée est l'onde décrite dans le travail de Talman sous le nom d'onde latérale, aussi appelée onde de compression de type P en géophysique [Tal01]. Sous réserve d'une distance d'observation suffisamment grande [Cam00], c'est cette onde qui correspond à l'onde de tête mesurée par le transducteur sur la surface du milieu 1 provenant de l'interface entre un milieu semi infini lent contenant la source et un milieu semi infini rapide. Sa vitesse le long de l'interface est celle de l'onde de compression réfractée dans le milieu rapide. L'énergie rayonnée provient de l'énergie de l'onde incidente transmise à l'angle critique  $\theta_c$ . Le trajet de propagation correspondant est représenté sur la Figure 4.14.

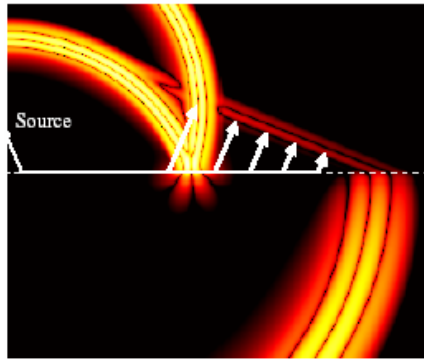
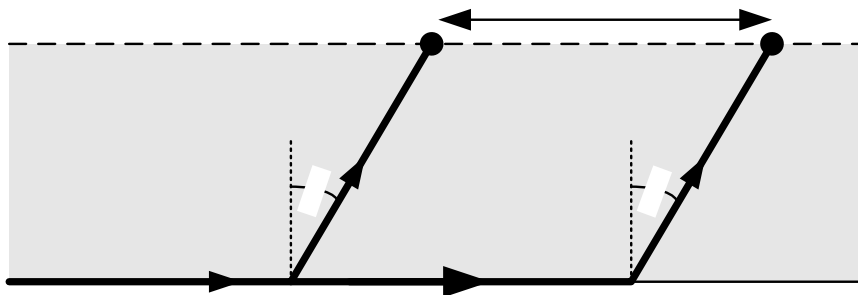


Figure 4.14 Trajets de propagation associés à l'onde latérale

#### 4.1.3.2 Expression de la vitesse non corrigée du milieu intercalaire

Nous supposons ici que l'onde rayonnée est l'onde latérale décrite précédemment le long d'une interface plane. Cette onde est détectée par un récepteur en deux positions différentes  $R_1$  et  $R_2$  distant de  $\Delta r$ . Considérons une mesure locale de vitesse, réalisée par simple mesure de différence de temps de propagation. Nous supposons de plus que les propriétés acoustiques du milieu intercalaire entre le récepteur et l'interface sont homogènes à l'échelle locale de la paire des transducteurs. Considérons dans un premier temps le cas d'un parallélisme parfait entre l'interface et la direction définie par les deux transducteurs. Cette configuration est schématisée sur la Figure 4.15 en terme de trajet de propagation.  $\delta$  est l'angle de rayonnement dans le milieu intercalaire, donné par l'expression suivante

$$\sin \delta = \frac{V_{\text{milieu intercalaire}}}{V_{\text{onde}}} \quad (4.7)$$

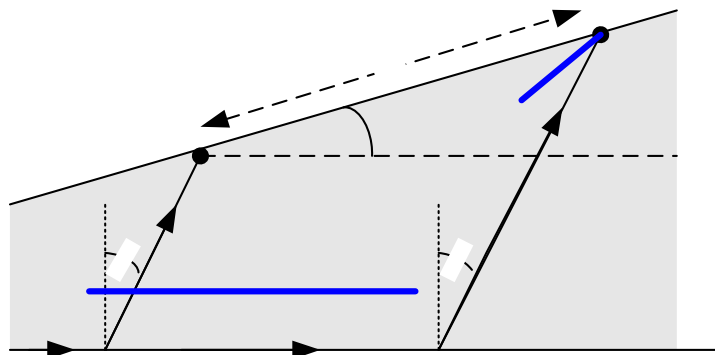


Le trajet de l'onde issue de l'émetteur et le point A ne sera pas considéré puisqu'il est identique pour les deux positions du récepteur  $R_1$  et  $R_2$ , donc les distances à mesurer commenceront à partir du point A. Les trajets  $AR_1$  et  $BR_2$  effectués dans le milieu intercalaire étant rigoureusement identiques par hypothèse, la différence  $\Delta t_0$  entre les temps de propagation associés aux trajets  $AR_1$  et  $BR_2$  est alors uniquement due à la différence de trajet AB (égale à la distance  $\Delta r$ ). Ce trajet étant parcouru à la vitesse  $v_{onde}$  de l'onde rayonnante se propageant dans le matériau considéré, la vitesse  $v_{onde}$  se déduit simplement de l'équation suivante :

$$v_{onde} = \frac{\Delta r}{\Delta t_0} \quad (4.8)$$

Si l'on considère à présent le cas plus général schématisé sur la Figure 4.16, il apparaît qu'une inclinaison entre les deux interfaces dissymétrise les trajets  $AR_1$  et  $BR_2$ . La différence de temps de propagation entre les deux points du récepteur  $R_1$  et  $R_2$  fait alors intervenir le trajet AB dans le matériau solide, mais également la différence de trajet  $B'R_2$  dans le milieu intercalaire. Quelques manipulations trigonométriques conduisent à l'expression suivante donnant la différence de temps de propagation mesurée dans le cas de la Figure 4.16:

$$\Delta t = \frac{\Delta r}{v_{onde}} \times \cos \alpha \times \left[ 1 + \frac{\tan \alpha}{\tan \delta} \right] \quad (4.9)$$



On constate ainsi qu'une mesure de vitesse simplement définie à partir du rapport  $\frac{\Delta r}{\Delta t}$  conduit à une vitesse apparente  $v_{apparente}$  différente de la valeur vrai  $v_{onde}$ , donnée par l'expression suivante :

$$v_{apparente} = v_{onde} \times \left[ \cos \alpha \times \left( 1 + \frac{\tan \alpha}{\tan \delta} \right) \right]^{-1} \quad (4.10)$$

Cette vitesse apparente dépend donc à la fois de l'orientation des deux interfaces l'une par rapport à l'autre par l'intermédiaire de l'angle  $\alpha$  et des vitesses de propagation dans les deux milieux considérés (au travers de l'angle  $\delta$ ).

On constate en particulier que l'épaisseur absolue des tissus mous est sans influence sur la mesure, le calcul de vitesse étant basée sur une différence de temps de trajet. Par la suite, nous appellerons angle de pendage, l'angle  $\alpha$ , en référence à son appellation en géophysique. Le pendage mis en jeu *in vivo* est du à l'inhomogénéité d'épaisseur des tissus mous, naturelle ou provoquée par une pression de la sonde. Une légère courbure de l'os peut également contribuer localement à la variation du pendage. L'effet d'un pendage très faible est pourtant significatif et ne peut être négligé.

La variation de la vitesse apparente correspondant à une vitesse dans l'os variant entre 3600 m/s et 4100 m/s. Nous prendrons une vitesse fixe de 4000 ms<sup>-1</sup> dans le cas de notre étude et une vitesse dans les tissus mous de 1500 ms<sup>-1</sup> proche de la vitesse ultrasonore dans l'eau. L'application de la formule 4.10, nous donnera une idée sur l'effet de l'angle de pendage sur la mesure d'une surface osseuse recouverte de tissus mous.

Malgré les faibles valeurs d'angle de pendage, on constate sur la figure 4.17, un biais de l'ordre de 200 ms<sup>-1</sup> (5 % d'erreur relative) pour un angle de pendage de l'ordre d'un degré. La valeur de pendage pouvant varier d'une mesure à l'autre *in vivo*, il en résulte une dégradation significative de la reproductibilité des mesures, combinée à l'erreur systématique due à un pendage moyen non nul. Etant donnée qu'une bonne précision de la valeur de la vitesse de l'os caractérisera mieux les propriétés mécaniques de l'os, un tel biais sur les mesures n'est pas acceptable et doit être compensé d'une manière ou d'une autre.

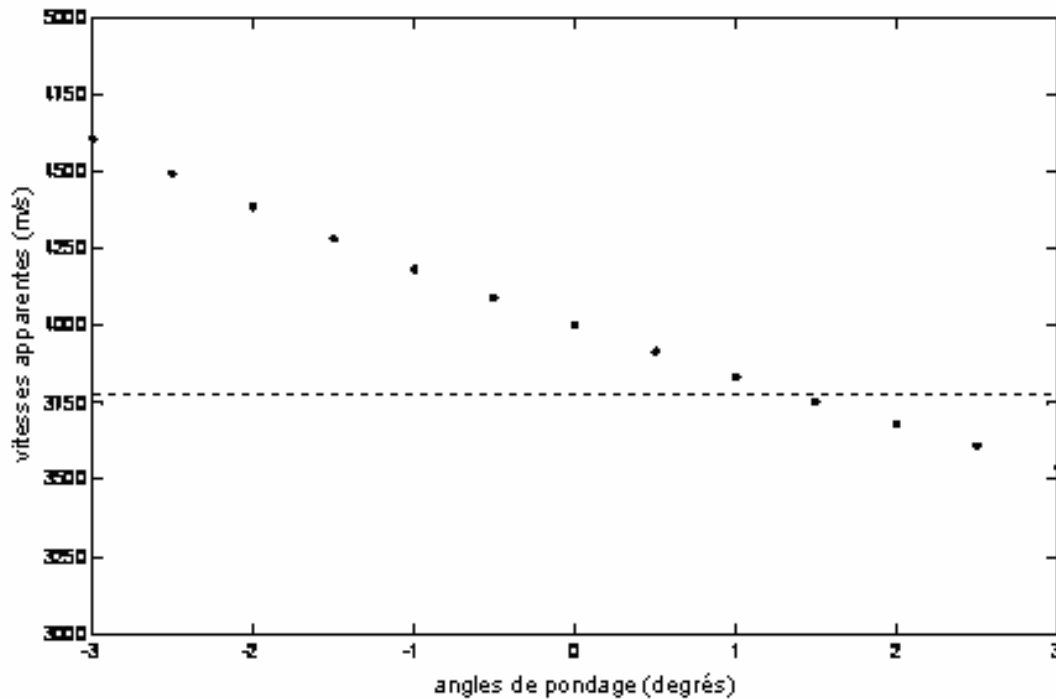


Figure 4.17 : Effet du pondage sur les mesures de vitesses

#### 4.1.4 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre une technique originale pour la caractérisation de l'os. Même si les mesures effectuées ont été faites in-vivo, néanmoins la technique a montré sa faisabilité, puisqu'on a pu détecté le changement des caractéristiques mécaniques de l'os que ce soit au niveau de son épaisseur ou au changement de sa microstructure. Les avantages que présente cette technique est que les procédures de mesure pour la caractérisation ultrasonore des matériaux utilisant les systèmes piézo-électriques conventionnels deviennent inopérants dans le cas des structures de formes étroites et irrégulières. C'est pourquoi des méthodes dites de non-contact ou de contact ponctuel prennent un essor considérable pour la génération et la détection des signaux acoustiques dans les matériaux à tester. Cependant leur sensibilité est très faible comparativement aux systèmes conventionnels.

Pour toutes ces raisons, un système de caractérisation de l'os par les pointes ultrasonores a été développé pour les mesures de la vitesse ultrasonore: des mesures qui exigent moins de préparation de l'échantillon et peuvent être effectuées sans couplant dans des régions très localisées.

Comparativement à d'autres techniques de mesure spectroscopiques ou différentielles, la méthode de mesure utilisant le point de phase, bien que très simple,

permet de faire des mesures correctes de vitesse de phase qui intègre certaines caractéristiques mécaniques et physiques de l'élément biologique examiné.

Les résultats obtenus montrent une corrélation étroite entre les valeurs des vitesses et le profil de l'épaisseur corticale de l'os. Ces résultats concordent en grande partie avec ceux trouvés dans la bibliographie.

Enfin cette technique pourrait être envisageable dans le suivi de certaines maladies osseuses se manifestant par une diminution progressive de l'épaisseur corticale. Son application in vivo doit tenir compte de la présence de la peau: ce qui nécessite un traitement spécifique des signaux reçus après interaction avec les différents tissus afin d'extraire les informations propres à l'os. Cependant dans le cas de notre application, nous avons l'avantage d'utiliser des transducteurs à pointes et de ce fait l'angle d'orientation des transducteurs n'a aucun effet sur les mesures du moment que le contact est ponctuel. Afin de pallier à l'effet de l'épaisseur des tissus mous, le positionnement des transducteurs est fixé sur un support pouvant faire des mouvements horizontaux et verticaux avec possibilité d'avoir une contrainte identique au niveau des pointes, en supposant bien sûr que l'épaisseur de la peau est identique au niveau du tibia.

## 4.2 APPLICATION A LA DETECTION DES EPAISSEURS DANS LES PLAQUES ET TUBES

### 4.2.1 Introduction

Le but de cette partie est tout d'abord d'utiliser notre système et étudier sa faisabilité dans le domaine industriel notamment dans la détection des épaisseurs dans le milieu de propagation se présentant sous formes de plaques ou de tube. Dans cette optique, la technique a été mise au point pour valider l'étude théorique que nous avons menée précédemment sur la génération et détection des ondes de Lamb dans les plaques et les tubes par les transducteurs à pointes. Pour cela nous présentons dans ce qui suit

une étude expérimentale sur une plaque et des tubes de plexiglas de différentes épaisseurs.

## 4.2.2 Mesure de la vitesse de propagation d'une plaque de plexiglas d'épaisseur 3mm par les pointes

### 4.2.2.1 Procédure des mesures

Ces mesures ont été faites dans le but de calibrer notre système conçu par la mesure des temps courts. Sachant que le temps de vol mesuré entre les deux pointes des capteurs contient le temps de propagation entre les guides d'ondes, le temps de propagation mis dans l'échantillon et le temps de réponse des circuits électroniques. Deux mesures de temps de vol sont alors nécessaires pour éliminer les temps correspondant au temps de propagation dans les guides et dans l'électronique. En effet, la méthode consiste à mesurer le premier temps de vol  $t_1$  séparant le début de l'émission représenté par l'impulsion de départ et le premier passage à zéro du signal de réception correspondant à la première distance  $d_1$ . Le deuxième temps de vol mesuré correspond au temps de vol  $t_2$  plus le temps de parcours par l'onde entre  $d_2-d_1$ , donnant  $t_2$ , sachant que  $d_2 > d_1$ . La vitesse de propagation est simplement donnée par l'expression:

$$v = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1}$$

Cette vitesse correspond à la vitesse de phase du mode  $A_0$  comme cela a été montré au chapitre 2. A travers ces mesures sur un matériau dont la vitesse ultrasonore et l'épaisseur sont connues, on peut alors calibrer notre système et voir quelle précision peut-on obtenir à travers ces mesures. Comme la précision dépend de la précision de mesure de la distance entre les capteurs et également la précision de la mesure du temps de vol, un calibre à coulisse digital ayant une précision de 0.01mm a été inclus dans notre système. Concernant la précision de la mesure du temps de vol, un moyennage et mémorisation des temps de 100 fois a été inclus dans le programme de mesure. Ceci a contribué fortement à l'amélioration de la qualité de la mesure de la vitesse et donc l'épaisseur de l'échantillon.

### 4.2.2.2 Résultats des mesures

Nous avons utilisé deux paires de transducteurs de 500kHz et de 220kHz. En faisant varier la fréquence dans les bandes passantes de chaque transducteur, et connaissant (grâce à la modélisation) l'allure des courbes de dispersion. De ce fait, on a pu

avoir une large gamme de mesures en fonction de la fréquence. Ce qui nous permet d'étudier l'effet de la dispersion du mode  $A_0$  par rapport sur les mesures des épaisseurs. Le tableau 4.3 résume les mesures dans la plaque le plexiglas d'épaisseur 3mm.

Fréquence (kHz)	Epaisseur (mm)	Fréquence * épaisseur	Transducteur utilisé	Temps de vol ( $\mu$ s)	Vitesses (m/s)
256	3	768	270	19.04	1050
265	3	795	270	18.69	1070
270	3	810	270	18.26	1095
280	3	840	270	17.85	1120
292	3	876	270	17.69	1130
455	3	1365	500	17.42	1148
470	3	1410	500	16.66	1200
482	3	1446	500	16.59	1205
490	3	1470	500	16.52	1210
500	3	1500	500	16.52	1210
510	3	1530	500	16.36	1222
520	3	1560	500	16.39	1220
532	3	1596	500	16.53	1210
541	3	1623	500	16.46	1215
552	3	1656	500	16.66	1200

**Tableau 4.3 Résultats des mesures de vitesse**

La figure 4.18 montre la dispersion des vitesses expérimentales comparées à la courbe théorique. Ces mesures montrent clairement que l'onde détectée est le mode  $A_0$  de l'onde guidée, malgré quelques déviations dans les faibles produits fréquence\*épaisseur.

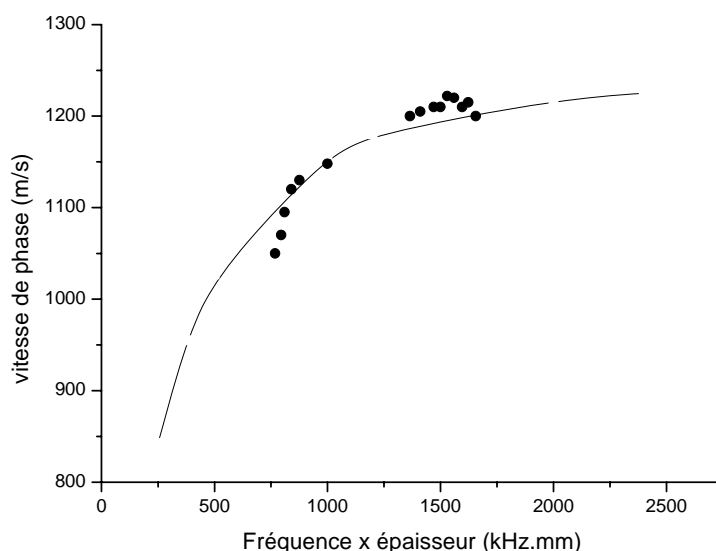
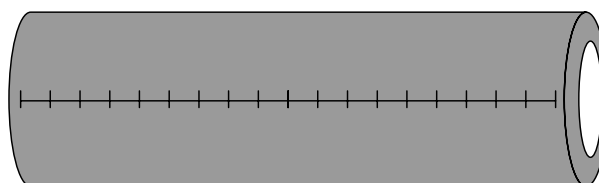


Figure 4.18 résultats des mesures de vitesse sur la plaque de plexiglas d'épaisseur 3mm

## 4.2.3 Application à la détection des épaisseurs dans les tubes en plexiglas

### 4.2.3.1 Procédure de mesure

Afin de valider la technique sur les tubes, nous avons effectué des mesures sur 6 tubes en Plexiglas de longueur 300 mm, de diamètre extérieur de 50 mm et d'épaisseurs de paroi 20 mm, 15 mm, 12 mm, 9.5 mm et 2 mm respectivement, le sixième étant un tube plein. Sur chaque tube, des génératrices ont été tracées et divisées en sites de mesure distants de 10mm (figure 4.19).



Une série de mesure de vitesse a été effectuée pour ensuite déduire le lien entre l'épaisseur des tubes et la vitesse de phase du mode  $A_0$ . Sachant que la forte dispersion apparaît par les faibles valeurs du produit fréquence \* épaisseur, les transducteurs basse fréquences ont été choisis. Ces transducteurs piézo-électriques vibrant à la fréquence de 60 kHz, prolongés par un guide d'onde métallique, de forme exponentielle de 10cm de hauteur, assurant un contact de  $1\text{mm}^2$  avec l'échantillon, ont été utilisés. L'avantage de ces transducteurs ponctuels est leur meilleur gain en amplitude par rapport au guide conique comme cela a été montré dans le chapitre 2.

Avec cette gamme d'épaisseurs et la basse fréquence choisie du transducteur, la région des mesures de vitesse s'effectue entre la forte dispersion du mode  $A_0$  et la région linéaire de la courbe de dispersion (figure 4.20).

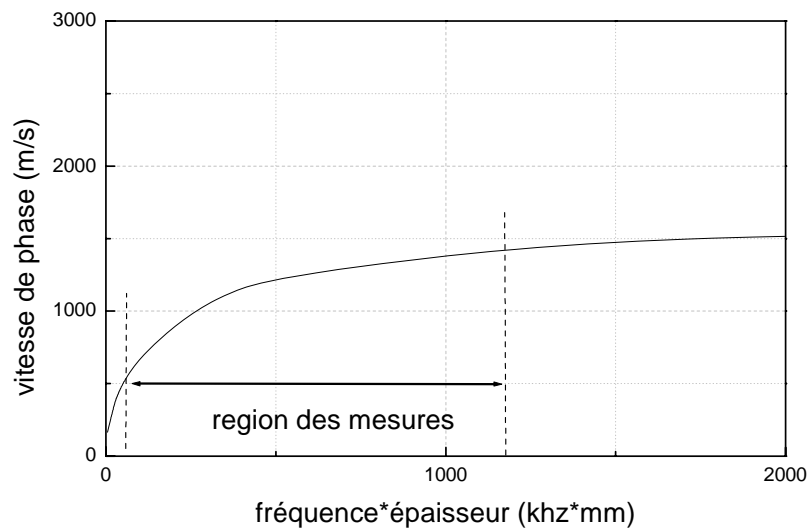
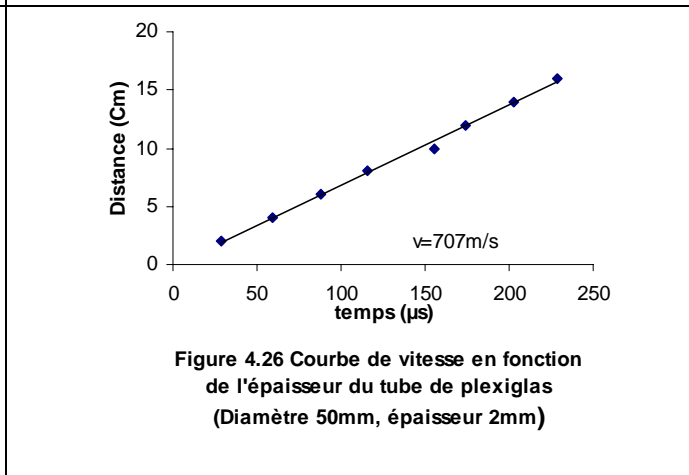
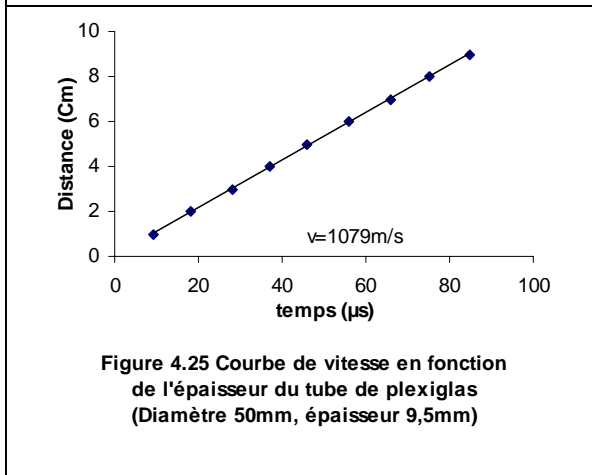
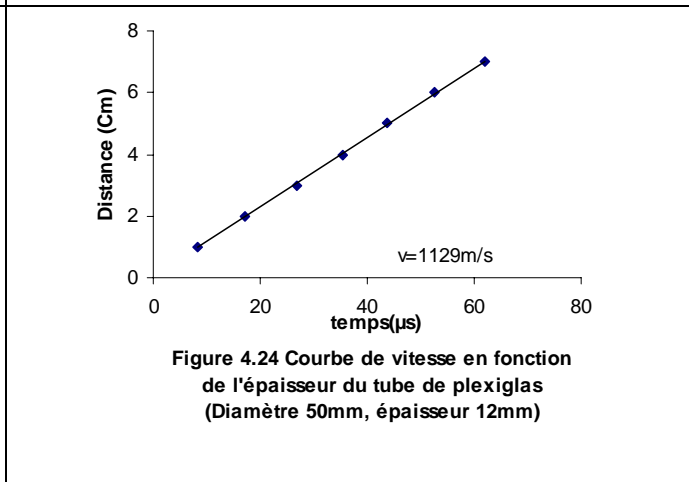
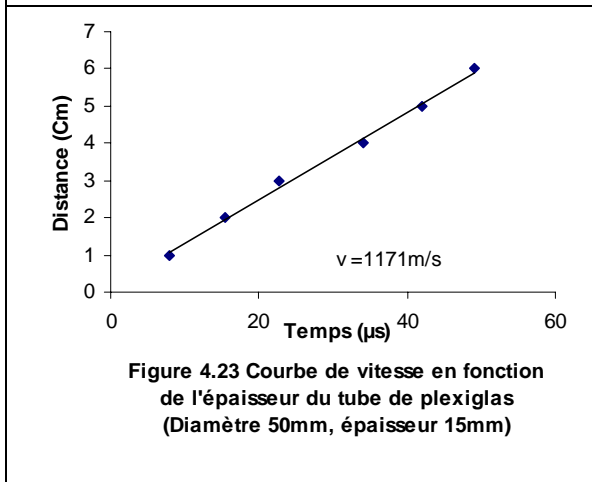
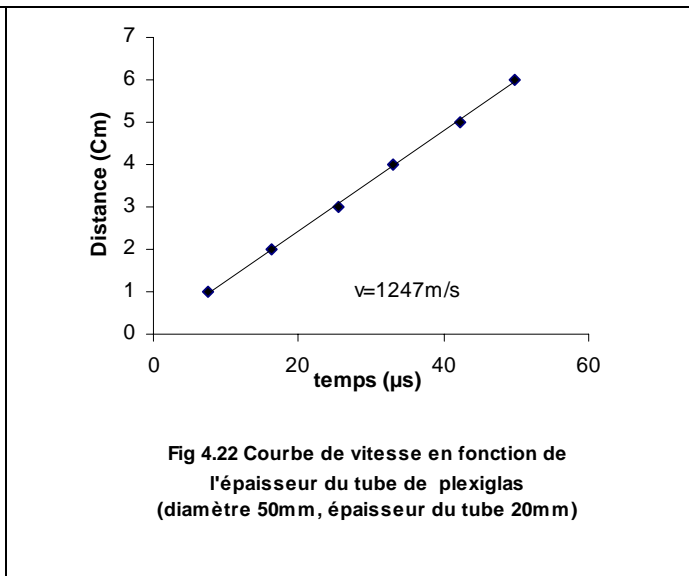
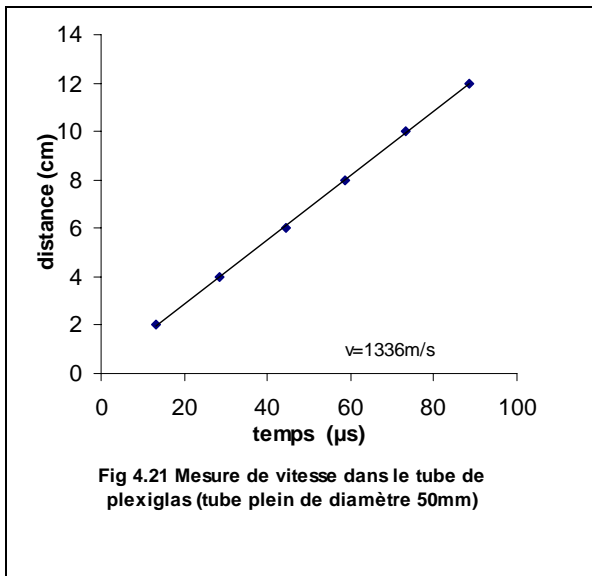


Figure 4.20 Région des mesures sur la courbe théorique du mode  $A_0$  dans le plexiglas

#### 4.2.3.2 Présentation des résultats

Les résultats des mesures sont présentés sous forme de courbes des différentes distances entre les deux capteurs en fonction des temps de vol correspondants. Le pas des sites de mesures le long du cylindre choisi est de 1cm ou 2cm, tandis que la distance maximale est de 12 cm. Les sites choisis ont été sélectionnés au centre du cylindre pour éviter les effets de bord.



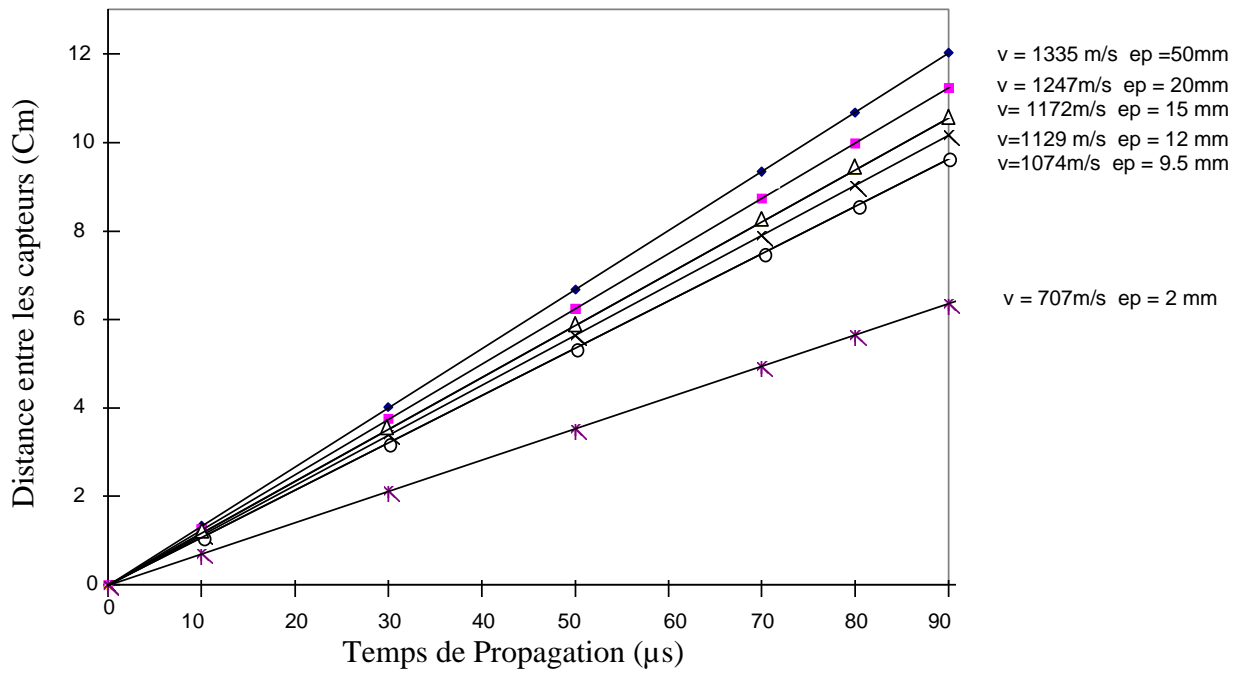
### 4.2.3.3 Commentaires et interprétation des résultats obtenus

Au vu des résultats obtenus et présentés sur les figures (4.21-4.26), on remarque que dans l'ensemble ces courbes montrent qu'il existe une très bonne corrélation entre les

vitesses mesurées et l'épaisseur du tube, vu que les vitesses mesurées diminuent avec les épaisseurs des échantillons. On peut noter qu'il n'y a pas beaucoup de dispersions des points sur les courbes des vitesses ce qui explique la bonne reproductibilité des mesures. A partir de ces mesures, l'épaisseur peut être alors estimée en utilisant les courbes de dispersion théoriques à fréquence fixe.

Le récapitulatif des résultats obtenus est donné sur la figure 4.27. Ces courbes montrent bien l'évolution de cette vitesse en fonction de l'épaisseur du tube. Les épaisseurs affichées à côté des vitesses mesurées sont les épaisseurs réelles des tubes. Ces résultats montrent qu'il n'y a aucun doute qu'il s'agit des valeurs des vitesses du mode  $A_0$ , puisqu'elles sont au moins deux à trois fois inférieures à celles du mode  $S_0$ , le seul mode à côté du mode  $A_0$  présent dans cette région.

En ce qui concerne ces mesures, les valeurs des vitesses du son dans le cylindre et le tube d'épaisseur 20mm, elles ont été déduites sur le plateau de la courbe de vitesse du mode  $A_0$  de la figure 4.20. Ces vitesses obtenues sur ces deux épaisseurs sont très proches de la vitesse transversale du son dans le plexiglas qui est de 1320m/s et qui représente aussi la vitesse de Rayleigh. En effet, tous les modes tendent vers la vitesse de Rayleigh lorsque les produits fréquence x épaisseur sont importants. Nous pouvons dire malgré que dans cette région où la dispersion des vitesses est faible, les mesures des épaisseurs ne puissent être déduites avec une grande précision, néanmoins les mesures dans cette région peuvent caractériser les matériaux à travers la mesure de la vitesse transversale. Pour ce qui est des autres épaisseurs, on remarque que plus l'épaisseur diminue et plus l'erreur commise sur l'estimation de cette dernière diminue. Ceci est clairement montré à partir du tableau 4.4 où nous remarquons également que l'erreur diminue sensiblement de 15.5% à 5.2%. Cela montre que le fait qu'on travaille dans la région à forte dispersion où le produit fréquence x épaisseur est faible, la précision est meilleure. Enfin, dans l'estimation de la marge d'erreur sur la mesure globale, il faut tenir en compte de l'erreur de mesure et de l'erreur due à l'estimation dans la région de dispersion.



#### 4.27 Récapitulatif des résultats des mesures de vitesse sur le cylindre et les tubes

Épaisseur du tube réelle (mm)	Épaisseur du tube mesuré (mm)	Erreur commise sur la mesure (%)
50	-	-
20	-	-
15	17.332	15.5
12	13.450	12.0
9.5	10.023	5.5
2	2.104	5.2

Tableau 4.4 Tableau comparatif des valeurs mesurées par rapport aux valeurs réelles

#### 4.2.3.4 Conclusion

Dans cette partie, nous nous sommes attachés à présenter l'application des ondes de Lamb à la détermination de l'épaisseur du milieu de propagation. Cette méthode basée sur les transducteurs à pointe, a permis de mesurer la vitesse de phase des ondes de Lamb en fonction de la fréquence pour différentes épaisseurs de plaque ou de tube. Nous

avons montré que les ondes se propageant dans la structure tubulaire s'apparentaient à des ondes guidées et, bien que la structure soit de forme cylindrique, un modèle de propagation dans une plaque pouvait rendre compte des épaisseurs de façon correcte. Ceci confirme les hypothèses proposées au cours de l'étude préliminaire du chapitre 2.

## 5. Conclusion Générale et perspectives

D'une façon générale, nous avons montré que les procédures de mesure pour la caractérisation ultrasonore des matériaux utilisant les systèmes piézo-électriques conventionnels deviennent inopérantes dans le cas des structures de formes étroites et irrégulières. C'est pourquoi des méthodes dites de non contact ou de contact ponctuel prennent un essor considérable pour la génération et la détection des signaux acoustiques dans les matériaux à tester. Cependant, leur sensibilité est très faible comparativement aux systèmes conventionnels.

Pour toutes ces raisons, un système de caractérisation par les pointes ultrasonores a été développé pour les mesures de la vitesse ultrasonore dans les matériaux ayant la forme d'une plaque ou d'un tube: des mesures qui exigent moins de préparation de l'échantillon et peuvent être effectuées sans couplant dans des régions très localisées.

Comparativement à d'autres techniques de mesure spectroscopiques ou différentielles, la méthode de mesure utilisant le point de phase, bien que très simple, permet de faire des mesures correctes de vitesse de phase qui intègre certaines caractéristiques mécaniques et physiques de l'élément examiné.

Concernant la première partie sur l'application biomédicale est plus particulièrement la caractérisation de l'os cortical par la mesure de vitesse de propagation ultrasonore ainsi que l'utilisation de cette mesure pour la caractérisation des propriétés mécanique du tissu osseux peut être envisageable pour faire un diagnostic du tissu osseux. En effet, cette technique a été appliquée à l'os et pourrait être réalisable dans le suivi de certaines maladies osseuses se manifestant par une diminution progressive de l'épaisseur corticale et un changement des caractéristiques mécaniques. Notre étude a concerné deux paramètres qui sont l'épaisseur de l'os cortical et sa densité et qui sont des éléments pertinents de suivi de pathologie osseuse. Néanmoins, son application in vivo doit tenir compte de la présence de la peau: ceci nécessite un traitement spécifique des signaux reçus après interaction avec les différents tissus afin d'extraire les informations propres à l'os.

La deuxième partie présente les résultats des applications dans le domaine industriel et plus particulièrement les mesures d'épaisseurs sur les plaques et les tubes. La méthode des ondes guidées générées par les transducteurs à pointes a montré son

efficacité pour la détection du changement de l'épaisseur sur les plaques et les tubes qui peut être due à l'effet de la corrosion.

Cette étude constituant une étape préliminaire, une analyse plus approfondie des ondes de Lamb dans le milieu permettra certainement d'envisager le développement d'une technique de contrôle *in vivo*. Un traitement spécifique des signaux reçus sera nécessaire afin de récupérer les informations sur le matériau à sonder. Ce travail peut se prolonger selon de nombreuses directions qui recourent les préoccupations actuelles dans le CND et le END des matériaux.

Nous sommes conscients que ce travail présente des limites. Le principal obstacle concerne la largeur de bande limitée ainsi que les faibles épaisseurs des échantillons qui doivent être utilisées. Néanmoins, cette méthode présente de nombreux avantages tel que la simplicité du système, sa légèreté, son faible coût, sa rapidité dans les diagnostics, son alternative à faire des mesures dans les structures de formes étroites et irrégulières sans couplant et sa méthode non invasive.

## Références:

- [Abe70]: W. Abendschein, G.W. Hyatt, "Ultrasonic and selected physical properties of bone". *Clin.Orthop.Res.* Vol 69, pp 294-298, 1970.
- [Ahi98]: D. Ahité, Y. Remram, E. Radziewski, F. Lefebvre, B. Nongaillard. "New ultrasonic technique of bone characterization : preliminary study in vitro". *Innov.Tech.Biol.Med.* ISSN: 0243-7228. Vol 19, n°4, 1998.
- [Aki80]: K. Aki and P.G. Richards. "Quantitative Seismology", 1980.
- [All92]: D. Alleyne, P. Cawley, "The interaction of Lamb waves with defects". *IEEE Trans. Ultras. Ferro. & Freq. Contr.*, vol. 39 (3), pp.381-397, 1992.
- [All92]: D.N. Alleyne, P. Cawley, "Optimisation of Lamb wave inspection techniques", *NDT International*, vol. 25 (1), pp.11-22, 1992.
- [All98]: Y. Allanore. *Ostéoporose et autres ostéopathies*. Paris, ESTM, 1998.
- [Ana99]: Analog Devices. *Low cost DC-500M Hz, 92dB Logarithmic Amplifier*. Norwood, MA, USA. 1999.
- [Ash84]: R.B.Ashman, S.C. Cowin, W.C. Van Buskirk, J.C. Rice. "A continuous Wave technique for the measurement of the elastic properties for cortical bone". *Journal of Biomechanics*, Vol 17, pp 349, 1984.
- [Aul73]: B.A. Auld. "Acoustic fields and waves in solids": Volume II, Wiley interscience publication. 1973
- [Ben98]: A. Benchaala, Y. Remram, *Caractérisation de l'os de veau par la mesures de la vitesse des ondes ultrasonores de Lamb*. Troisième Congrè National de la Physique et ses Applications CNPA'98, Oran 10-12 oct 1998.
- [Bio56]: M.A Biot. "Theory of propagation of elastic waves in fluid-satured porous solid I & II". *Journal of Acoustical Society of america*, vol 28, pp168, 1956.
- [Bio62]: M.A Biot. "The mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media", *Journal of Acoustical Society of America*, vol 33, pp1482, 1962.
- [Bos01]: E. Bossy , M. Talmant, P. Laugier, "2D simulation of the axial transmission technique on a cortical bone plate". *Acoustical Imaging* vol 26, pp. 69-76, 2001.
- [Bra90]: G.H Brandenburger, L.V. Avioli R.C.H. Chesnut, P. Heaney, S. Mcdougall, C. Oslon, P.R. Recher, C.Tuner. "Method for reproductible in vivo apparent velocity in cancellous bone", *Ultrasonics Symposium*, pp 1359-1361, 1990.
- [Bre60]: M. Brekovskikh, "Waves in layered media", Academic Press, 1960
- [Bre92]: L.Brekhovskikh and O. Godin. "Acoustics of Layered Media II: Point sources and bounded beamwave phenomena". Berlin, Springer Verlag, 1992.
- [Cam00]: E. Camus, M. Talmant, G. Berger and P. Laugier , "Analysis of the Axial Transmission Technique for the Assessment of Skeletal Status", *Journal of Acoustical Society of America* 108(6), 3058-3065, 2000.
- [Car77]: D.R. Carter, W.C Hayes. "The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure". *The journal of bone and joint surgery*, vol 59A, N° 7, pp 954-962, October 1977.
- [Che97]: T.Chen, J.S.Tzeng, C.J. Lin. "A novel method to measure acoustic speed of bone tissue". *Ultrasound in Medecine and biology*, Vol 23, N°9, PP 1337-1341. 1997.
- [Chi97]: D.E. Chimenti, "Guided waves in plates and their use in materials characterization", *J. Am. Soc. Mech.Eng.*, vol. 50 (5), p.247-284, 1997.
- [Deg96]: F.L Degertekin, B.T.Khuri-Yakub, "Single mode Lamb wave excitation in thin plates by hertzian contact", *Apply physics Letters*, vol.69 (2) pp 146-148, 1996.
- [Deg97]: F.L. Degertekin, B.T. Khuri Yakub. "Lamb wave excitation by hertzian contacts with application in NDE", *IEEE Transaction on ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency control*, Vol 44, N°4,pp 769-779, 1997
- [Dep98]: X. Deprez, *L'ostéoporose : Définition et conséquences cliniques et économique secondes journées d'études sur l'interaction des ultrasons avec les milieux biologiques*. 26 et 27 Lille, Novembre1998.

- [Des95]:** B. Destresse, M.C. Hobato, R. Darmana, “*Etude des propriétés mécaniques de l’os spongieux du tibia humain par une méthode ultrasonore*”. *Innovation et technologie en biologie et médecine*, Vol.16, N°3, p.288-299, 1995.
- [Die97]:** E. Dieulesaint, D. Royer. *Ondes élastiques dans les solides: Tome 1, Propagation libre et guidée*. Masson, 1997.
- [Dit92]:** J.J. Ditre, J.L. Rose, G. Chen, “*Mode selection criteria for defect detection optimization using Lamb waves*”, *Review of Progress in Quantitative NDE*, vol.11, D.O Thompson and D.E Chimenti (eds), Plenum Press, NY, p.2109-2115, 1992.
- [Dod06]:** S.D. Dodd, J.L. Cunningham, A.W. Miles, S. Gheduzzi and V.F. Humphrey, “*Ultrasonic propagation in cortical bone mimics*”. *Phys. Med. Biol. Vol 51: pp4635-4647, 2006*.
- [Dup]:** J. Dupont, O. Perrin Fayolle. *Imagerie nucléaire en médecine interne*.
- [Dze87]:** V. Dzenis, “*Application of the ultrasonic transducteurs with point contact for nondestructive testing*”. Publishing house Riga, 1987.
- [Dze94]:** V. Dzenis. “*Caractérisation de tissu osseux in vitro et in vivo: utilisation de transducteurs ultrasonores ponctuels*”. Premières journées d’études sur l’interaction des ultrasons avec les milieux biologiques. 6, 7 et 8 avril 1994
- [Dze97]:** V. Dzenis. “*Caractérisation de tissu osseux in vitro et in vivo: utilisation de transducteurs ultrasonores ponctuels*”, Premières journées d’études sur l’interaction des ultrasons avec les milieux biologiques. 6, 7 et 8 avril 1997.
- [Edw01]:** C. Edwards, T. Stratoudaki, S. Dixon and S. Palmer, “*Laser generated ultrasound: efficiency and damage thresholds in carbon fibre reinforced composites*”. *IEE Proc.-Sci. Meas. Technol.*, Vol. 148, No. 4, July 2001.
- [Eis64]:** E. Eisner. “*Resonant vibration of a cone*”, *The Journal of the Acoustical Society of America*, Vol 32, N°2, pp 309 - 312, 1964.
- [Ene04]:** J.L. San Eneverio, A. Ramos, P.T. Sanz, A. Ruiz, A. Azbaid. “*Modeling NDT piezoelectric ultrasonic transmitters*”. *Ultrasonics*, Elsevier. pp. 277-281, 2004
- [Ens60]:** D. Ensminger. “*Solid cone in longitudinal half-wave resonant*”. *The Journal Acoust Soc Am*, Vol 32, N°2, pp 194-196, February 1960.
- [Fra70]:** V.H. Frankel, A.H. Burstein, *Orthopedic Biomechanics*, Lea & Febiger, Philadelphia, P.A. 1970.
- [Fun96]:** C. Funk, C. Wüster, F.E. Alenfeld, J.F.S. Pereria-Lima, T. Fritz, P.J. Meeder, M. Götz, R. Ziegler, “*Ultrasound Velocity of tibia in normal German women and hip fracture patients*”. *Calcified tissue international*, vol 58, pp 415-418, 1996.
- [Fyh94]:** D.P. Fyhrie., M.B. Schaffler. “*Failure mechanisms in human vertebral cancellous bone*”, *Bone*, Vol. 15 (1) pp. 105-109, 1994.
- [Gen96]:** K.H. Genant, K. Engelke, T. Fuerst, C.C. Glüer, S. Grampp, S.T. Harris, M. Jergas, T. Lang, Y. Lu, S. Majumdar, A. Mathur, M. Takada. “*Non invasive assessment of bone mineral and structure: state of the art*”. *Journal of bone and mineral research*, Vol 11, N6, pp 707-730, 1996.
- [Gib85]:** L.J. Gibson. “*The mechanical behaviour of cancellous bone*”. *J. Biomechanics*, Vol. 18, N° 5, p. 317-328, 1985
- [Gra94]:** T. Graowski, *Principes d’anatomie et de physiologie*. 2ème ed. Québec: DeBoeck Université, p.156-157, 1994.
- [Gre81]:** M.A. Greenfield, J.D. Craven, A. Huddleston, M.L. Kehrer, D. Wishko, R. Stern. “*Measurement of the velocity of ultrasound in human cortical bone in vivo*”. *Radiology*, vol 138, pp 701-710. March 1981
- [Han96]:** D. Hans, P. Dargent-Molina, A. M. Serbert, C. Cormier, P.O. Kotzki, P.D. Delmas, J.M. Pouilles, G. Breart, P.J. Meunier. “*Ultrasonographic heel measurements to predict elderly women: the EPIDOS prospective study*”. *Lancet*, vol 348, pp 511-514, 1996.
- [Han97]:** S. Han, J. Medige, K. Faran, I. Ziv. “*The ability of quantitative ultrasound to predict the mechanical properties of trabecular bone under different strain rates*”. *Med. Eng. Phys.*, vol 19, N°8, pp 742-747; 1997.

- [Häs97]:** K.D. Häusler, P.A. Rich, E.B. Barry, “*Water bath and contact methods in ultrasonic evaluation of bone*”, *Calcified tissue international* 1997, Vol 61, pp 26-29, 1997.
- [Hay76]:** W.C. Hayes., D.R. Carter. “*Postyield behavior of subchondral trabecular bone*”. *J.Biomed. Mater. Res*, Vol. 7, p. 537-544, 1976.
- [Hea95]:** R. P. Heaney, L.V. Avioli, C.H. Chesnut, J. Lappe, R.R. Recker, G.H. Brandenburger. “*Ultrasound velocity through bone predicts incident vertebral deformity*”. *Journal of bone and mineral research*, 1995, Vol 10, N° 3, pp 341-345, 1995.
- [Hob92]:** M.C. Habatho, J.Y. Rho ,R.B. Ashman. “*Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. Journal of biomechanics*”, vol 25, pp 668-671, 1992.
- [Hob97]:** M.C. Habatho, J.Y. Rho, R.B. Ashman R.B. *Anatomical variation of mechanical properties of human cancellous bone in vitro. In “Bone in Biomechanics”*.IOS Press Eds.G.Lowet, P.Rüegsegger, H, Weinanns and A.Meunier. 157-173, 1997.
- [Hod97]:** R. Hodgeskinsonn, C.F. Njeh, J.D. Curry, C. M. Langton. “*The ability of ultrasound velocity to predict the stiffness of cancellous bone in vitro*”. *Bone*, Vol 21, N° 2, pp 183-190, 1997.
- [Izb85]:** J.L. Izbicki, G. Maze, J. Ripoche. “*Résonance des plaques et cylindres : ondes guidées. Traitement du signal*, Vol 2, N°5, pp 387-391, 1985.
- [Izb86]:** J.L. Izbicki, « *Diffusion acoustique par des cylindres et des tubes. Ondes guidées et résonances en basse fréquence.* » Thèse de doctorat, université du Havre, 1996.
- [Jia97]:** X Jia : “*Modal analysis of lamb wave generation in elastixi plates by liquid wedge transducers*”, *J Acoust Soc Am.*, vol 101, N° 2 pp 834 -842, 1997.
- [Jun97]:** W.U. Junru and F. Cubberley. “*Measurement of velocity and attenuation of shear waves in bovine compact bone using ultrasonic spectroscopy*”. *Ultrasound in Med. & Biol.* Vol 23, n°1,129-134. 1997.
- [Kar90]:** M.R Karim et al., “*Inversion of leaky Lamb wave data by simplex algorithm*”, *J. Acoust. Soc. Am.* Vol 88, N°1, pp 482-91, 1990.
- [Koh94]:** S.S. Kohles, R.Vanderby, R.B. Ashman, P.A Manley, M.D. Markel, J.P. Heiner. “*Ultrasonically determined elasticity and cortical density in canine femora after hip arthroplasty*”. *Journal of biomechanics*, Vol 27, N° 2, pp 137-144, 1994.
- [Kol63] :** H. Kolski, “*Stress waves in solids*” . Dover, New york 1963.
- [Kra83]:** J. Krautkramer, H. Krautkramer, “*Ultrasonic testing of materials*”, 3rd revised version, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, 1983.
- [Kun96]:** D. Kuntz. “*Maladies métaboliques osseuses de l'adulte*” . Fammarion Médecine- Sciences, 1996.
- [Lam17]:** H. Lamb, “*On waves in an elastic plate*”, *Proc. R. Soc. London, Ser.A.93*, 293-312, 1917.
- [Lan70]:** S.B Lang, “*Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and result on fresh and dried bovine bones*”, *IEEE transactions on Biomedical Engineering*. Vol 17 N° 2, pp 101-105, 1970.
- [Lan94]:** P. Laugier, P. Giap, P. Droin. P. Bonnin Fayet, G. Berger.“*Evaluation osseuse dans l'ostéoporose par imagerie ultrasonore*, *IBM*, Vol 15, N°5, PP 515-528, 1994.
- [Lav83]:** A.M.Laval-Jantet. « *Os, pathologie générale. Mesures de densité et de masse osseuse : Principes et techniques* ». Masson 1983.
- [Lee04] :** K.I. Lee and S.W. Yoon. “*Feasibility of bone assessment with leaky Lamb waves in bone phantoms and bovine tibia*”. *J Acoust Soc Am*, Vol 115 (6): 3210-7.2004.
- [Lee77]:** S. Lees, C.L Davidson. “*The role of collagen in the elastic properties of calcified tissues*”. *J.biomech.* Vol 10, pp. 473- 486. 1977.
- [Lee92]:** S. Lees, D.Z. Klophols. *Sonic Velocity and attenuation in wet compact cow femur for the frequency range 5 to 100 Mhz. Ultrasound in Medecine and biology*, Vol 18, N° 3, pp 303-308, 1992.
- [Lee97]:** S.C Lee, B.S. Coan and M.L Bouxscein, *Tibia ultrasound velocity measured in-situ predicts the material properties of tibia cortical bone. Bone (N.Y)* 21, 119-125, 1997.
- [Les98]:** E. Lespessailles, A. Jullien, “*Biomechanical properties of human os calcanei : relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture*”. *J. Biomechanics*, Vol. 31, N° 9, p.817-824, 1998.

- [Lin06]:** W.Lin, E.Mittra, Y.X.Qin, “*Determination of ultrasound phase velocity in trabecular bone using time dependent phase tracking technique*”, Journal of biomechanical engineering, Vol 128 (1), pp 24-29, 2006.
- [Low96]:** G.Lower, G.Van der perre. “*Ultrasound velocity measurement in long bones: measurement method and simulation of ultrasound wave propagation*”. Journal of biomechanics, Vol 29, N° 10, pp 1262-1262, 1996.
- [Low98]:** M.J. S lowe, D. N Alleyne, P. Cawley. “*Defect detection in pipes using guided waves*”. Ultrasonic, vol 36, pp 147 – 154, 1998.
- [Luo01]:** R.K. Luo, E. R. Green, C. J. Morrison, “*An approach to evaluate the impact damage initiation and propagation in composite plates*” Part B: Engineering, vol. 32 (6), p.513-520, 2001.
- [Mar93]:** E.M. Marieb. « *Anatomie et physiologie humaines* ». De Boeck- Université 1993.
- [Mas51] :** W.P Mason, R.F Wick. “*A barium titanate capable of large motion at an ultrasonic frequency*”, J Acoust Soc am, march, Vol 23, N° 2, PP 209 -214, 1951.
- [Mee73]:** T.R. Meeker and et A . H. Meitzler, “*Physical Acoustics*”, Academic Press, p 111-116, 1973.
- [Mol87]:** I. Molinéro. *Contribution à l'étude de la diffusion acoustique par des plaques et des fils en incidence oblique : Génération d'ondes de surface et d'onde guidées*. Thèses de doctorat, Paris 7, 1987.
- [Nay95]:** A.H Nayfeh, “*Wave propagation in layered anisotropic media with applications to composites*”. Elsevier, Amsterdam, 1995.
- [Nic02]:** P.H.F.Nicholson, M. Moilanen, T. Kärkkäinen, J.Timonen. and S. Cheng. “*Guided ultrasonic waves in long bones: modelling, experiment and in vivo application*”. *Physiol. Meas*, Vol. 23 pp755 768, 2002
- [Nik95] :** J-P. L Nikolaski, D Minddlin, “*Dispersive of flexural waves in an elastic circular cylinder*” these de doctorat, Paris VI, 1995.
- [Nic96]:** N.C. Nicholson, W.N. Mc Dicken., “*A comparison of coupling horns for wave guides used in medical ultrasonics*”, *Ultrasonics*, 34, 747-755, 1996.
- [Nik97]:** J-P Nikolaski D Royer, “*Local and selective detection of acoustic waves at the surface of material*”, IEEE Ultrasonic Symposium, pp 699-703, 1997.
- [Nje97]:** C.F. Njeh, V. M. Boivin, C.M Langton. “*The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis*”. *Ostéoporosis International*, Vol 7, pp 7-22, 1997.
- [Pal04]:** G. Pallardy. “*Contraintes techniques de la radiologie osteo-articulaire*”. Encyclopédie médicale et chirurgicale, radiodiagnostic I, 2004.
- [Pao60]:** Y . H. Pao, R.D Mindlin, “*Dispersive of flexural waves in an elastic circular cylinder*”, journal of applied mechanics, 1960, 27, 513-520, 1960.
- [Par96]:** M.H Park, I.S Kim Y. K Yoon. “*Ultrasonic inspection of long steel pipes using lamb waves*”. NDT & international, Vol 29, N°1, pp 13-20, 1996.
- [Pei97] :** J.Pei, B. T Khuri Yakub, “*Plate thickness and transducer distance dual inversion with dry contact ultrasonic Lamb wave transducers*”. IEEE Ultrasonic symposium, pp 1021 -1024, 1997.
- [Pug73]** J.W Pugh, R.M. Rose, E.L Radin. “*Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure*”. *J. Biomechanics*, Vol. 6, p. 475-485, 1973.
- [Rem96]** Y.Remram, D.Ahité, E.Radziszewski, F.Lefebvre, B.Nongaillard, P.Hardouin, B.Sutter. “*Caractérisation ultrasonore de l'os : étude préliminaire* ” 3<sup>ème</sup> Congrès sur les Biomatériaux Ostéo-Articulaire Injectable, CHU-Lille, 18-19 Septembre 1996.
- [Rem98]:** Y. Remram, D. Ahité, E. Radziewski , F. Lefebvre, B. Nongaillard, M. Ourak, A.Benchaala. “*In Vitro evaluation of cortical bone thickness by ultrasonic velocity of Lamb wave : Preliminary study*”, *Innov.Techn.Biol.Med.* ISSN: 0243-7228 Vol 19, n°6, pp 489-494, 1998.
- [Rem00]:** Y.Remram , ‘*Les ultrasons dans l'os*’, SIMPA’2000, USTHB 21-11-2000.
- [Rem01]:** Y. Remram , A. Benchaala, ‘*Characterization of bone by ultrasound velocity*’.11<sup>th</sup>International Conference on Computers: Theory and Applications (ICCTA’2001), Egypt (Alexandria) 29-31 August, 2001.

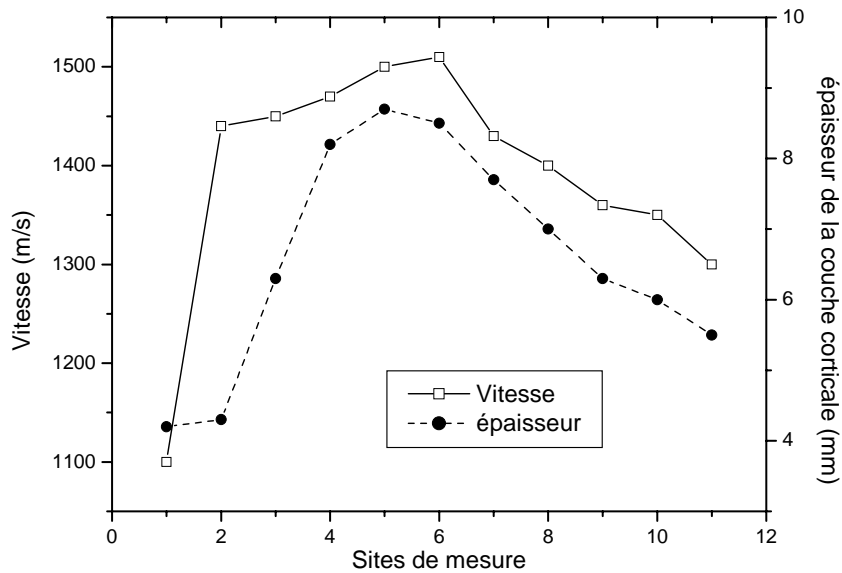
- [Rem02]:** Y. Remram, A. Benchaala, “A comparison of coupling horns for waveguides used in medical diagnosis”, 12<sup>th</sup> International conference on computers: Theory and Application (ICCTA’2002), Egypt (Alexandria) 27-31 august 2002.
- [Rem02]:** Y. Remram, A. Benchaala, “Ultrasonic wave transducers for non-destructive control of thickness in tubes: Application to pipe-lines”, IMPAC2002, Boumerdes, Octobre 21-22-2002.
- [Rem04]:** Y. Remram, “Realisation of Ultrasonic System for Pipe erosion/corrosion monitoring”, ‘International Conference on Computer Theory and Applications’, ICCTA/2004, Alexandria, Egypt, September 2004.
- [Rem07]:** Y. Remram, M. Attari, N. Ababou. “Determination of relationships between the ultrasound velocity and the physical properties of bovine cortical bone femur”. Iranian Biomedical Journal 11 (3): pp 193-198, July 2007.
- [Rem07]:** Y. Remram and M. Attari, "Development of Circuits for Excitation and reception in ultrasonic transducers for generation of guided waves in plates and pipes for thickness detection", Journées du Laboratoire LINS, 30-31 Octobre 2007, USTHB, Alger.
- [Rho96]:** J.Y. Rho. “Ultrasonic method for measuring elastic properties of human tibial cortical and cancellous bone”. Ultrasonics, Vol 34, pp 777-783, 1996.
- [Ros84]:** L.R.F. Rose, “Point-source representation for laser-generated ultrasound”, J. Acoustic Soc. Am. vol75, pp. 723-733, 1984.
- [Ros95]:** P. Ross, C. Huang, J. Davis, K. Imose, J. Yater, J. Vogel, R. Wasnich. “Predicting vertebral deformity using bone densitometry at various skeletal sites and calcaneus ultrasound”. Bone, Vol 16, N° 3, pp 325-332, 1995.
- [Ros99]:** J.L. Rose, “Ultrasonic waves in solid media”. Cambridge University Press, 1999.
- [Rou97]:** C. Roux. “Densitométrie du tissu osseux”. Encyclopédie Médicale et chirurgicale : Appareil Locomoteur, 30-320-A-10, 1997.
- [Sai07]:** K. Saidi, Y. Remram, M. Attari, “Caractérisation des propriétés mécaniques de l’os”. Journées du Laboratoire LINS, 30-31 Octobre 2007, USTHB, Alger.
- [Sch95]:** A.M. Schott, S. Weill- Engerer, D. Hans, F. Duboeuf, P.D Delmas, P.J. Meurier, “Ultrasound discriminates patients with hip fracture equally well as dual energy X-Ray absorptiometry and independently of bone mineral density”. Journal of bone and mineral research: volume 10(2), pp 243-248, 1995.
- [Sch95]:** Schindel, D. Hutchins, “Applications of micromachined capacitance transducers in air-coupled ultrasonics and NDE”. IEEE Trans. UFFC, vol. 42(1), 1995.
- [Scr90]:** C.B. Scruby and L.E. Drain, “Laser-ultrasonics: techniques and applications” ,Adam Hilger, Bristol, UK, 1990.
- [Sed93]:** L. Sedel, A. Meurier, R. Nizard, “Biomécanique de l’os: application au traitement des fractures, Editions techniques, Encyclopédie médicale et chirurgicale: Appareil locomoteur, 14-031-A-30, 1993.
- [Sfe96]:** J.P. Sferruzza, A. Birer, Y. Theillere and D. Cathignol. “Generation of high power unipolar pulse with a piezocomposite transducer”. IEEE Symposium, pp. 1125 -1128, 1996.
- [Shu02]:** P.J. Shull, “Nondestructive Evaluation, Theory, Techniques and Applications”. Ed. by P. J. Shull, 2002.
- [Shu96]:** L. Shuyu. “Study on the Longitudinal-torsional composite mode exponential ultrasonic horns”. Ultrasonics, Vol34, pp757 – 762, 1996.
- [Sid70]:** B.L. Sidney, “Ultrasonic method for measuring elastic coefficients of bone and results on fresh and dried bovine bones”. IEEE transaction on Biomedical Engineering, Vol 17, n°2, pp 101-105. 1970.
- [Sie58]:** I.M. Siegel and all, “The determination of fracture healing by measurement of sound velocity across the fracture site”. Surgery. Gynecology and obstetrics: vol2, pp 327-332, 1958.
- [Tal01]** M. Talmant, E. Bossy, E. Camus, F. Padilla, P. Laugier. “Cortical bone characterization by guided waves”. 141st Meeting of the Acoustical Society of America, Chicago, Illinois, 4--8 June 2001.

- [Tat05]:** Tatarinov, A.M, Sarvazyan, N.A and Sarvazyan, A.P. (2005) “*Use of multiple acoustic wave modes for assessment of long bones: Model study*”, *Ultrasonics* 43 (8):672-680
- [Tro87]:** W.T Trouerbach, J.C Birkenhäger, B.J Colette, A.C Drogendijk, P.I. Schmitz, A.W Zwamborn. “*A study on the phalange bone mineral content in 273 normal pre-and postmenopausal females (transversal study of age- dependent bone loss)*”. *Bone Mineral* Vol 3, pp 53-62, 1987.
- [Uri95]:** Uri A. Liberman, M.D., Ph.D., Stuart R. Weiss, M.D., Johann Bröll, M.D., Helmut W. Minne, M.D., Hui Quan. “*Effect of Oral Alendronate on Bone Mineral Density and the Incidence of Fractures in Postmenopausal Osteoporosis*”, *The new England journal of medicine*, vol 333: pp1437-1444, Nov 1995.
- [Val85]:** C. Vallée, A. Chevrot, D. Godefroy, J.C . Zenny, T. Auberge, G. Pallardy. “*Diagnostic d’une détermination osseuse diffuse de l’adulte crâne excepté*” *Encyclopédie Médicale et chirurgicale, radiodiagnostic II*, 31100 E<sup>10</sup>, 3-1985.
- [Van81]:** Van Buskirk W.C, Ashman RB, “*the elastic moduli of bone and mechanical proprieties of bone*” *Transsactions Asme*, Ed SC Cowin 1981.
- [Vic67]:** I.A.Victorov, “*Rayleigh and Lamb waves*”, *Physical Theory and applications* (Plenum, New York, 1967.
- [Vir84]** Virieux J., “*SH-wave propagation in heterogeneous media: Velocity-stress finite-difference method*”, *Geophysics* 49(11), 1933-1957, 1984.217, 1984.
- [Vir86]:** Virieux J., “*P-SV wave propagation in heterogenous media: Velocity-stress finite-difference method*”, *Geophysics* 51(4), 889-901, 1986.
- [War90]:** J.W. Wagner, A.D. McKie, J. Spicer, J. Jr. Deaton, “*Modulated laser array sources for generation of narrow band and directed ultrasound*”. *Journal of N.D.E.*, vol. 9(4), p.263-269, 1990.
- [Wu96]:** J. Wu, F. Cubberley. “*Measurement of velocity and attenuation of shear waves using ultrasonic spectroscopy*”. *Journal acoust Soc am*, Vol 99, N° 1, pp 2871-2875, 1996.
- [Wu97]:** J. Wu, F. Cubberley. “*Measurement of velocity and attenuation of shear waves in bovine compact bone using ultrasonic spectroscopy*”. *Ultrasound in medecine and biology*, Vol 23, N° 1, pp 129-134, 1997.
- [Yoo76]:** H.S Yoon, J.L. Katz. “*Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness*”. *Journal of biomechanics*, Vol 9, pp 459-464, 1976.
- [Zag91]:** J.A. Zagzebski, P.J. Rossman, C. Masina, R. B. Mazess, E. L. Madsen. “*Ultrasound transmission Measurements through the os calcis*”. *Calcified tissue international*, Vol 49, pp 107-111, 1991.
- [Zim89]:** M.C. Zimmerman, A. Meurier, J.L. Katz, P. Christel, L. Sedel, “*The evaluation of bone remodeling about orthopedic implants with ultrasound*”. *Journal of orthopedic research*, Vol 7, pp 607-611, 1998.

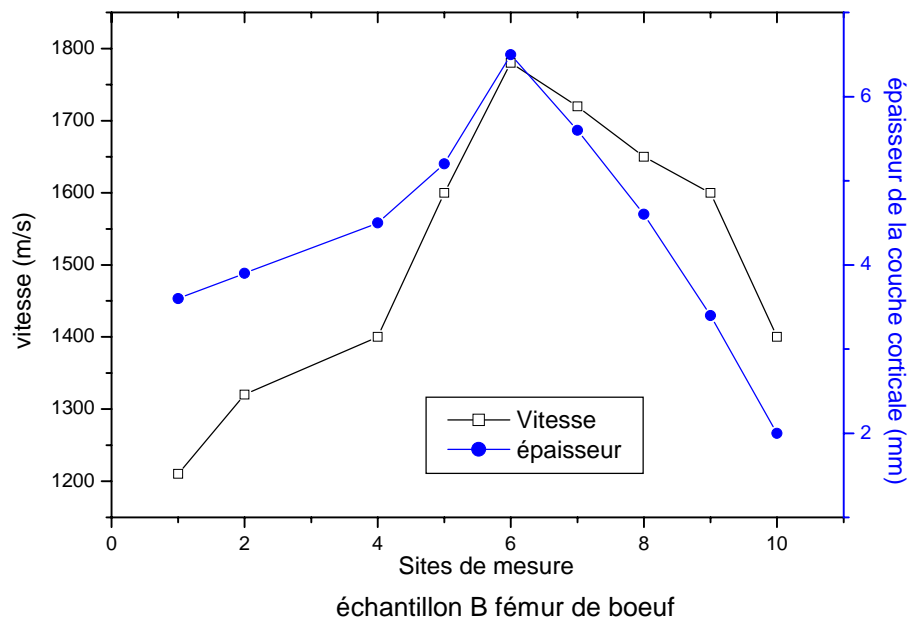
# ANNEXE A

## Résultats expérimentaux complémentaires sur les échantillons animaux

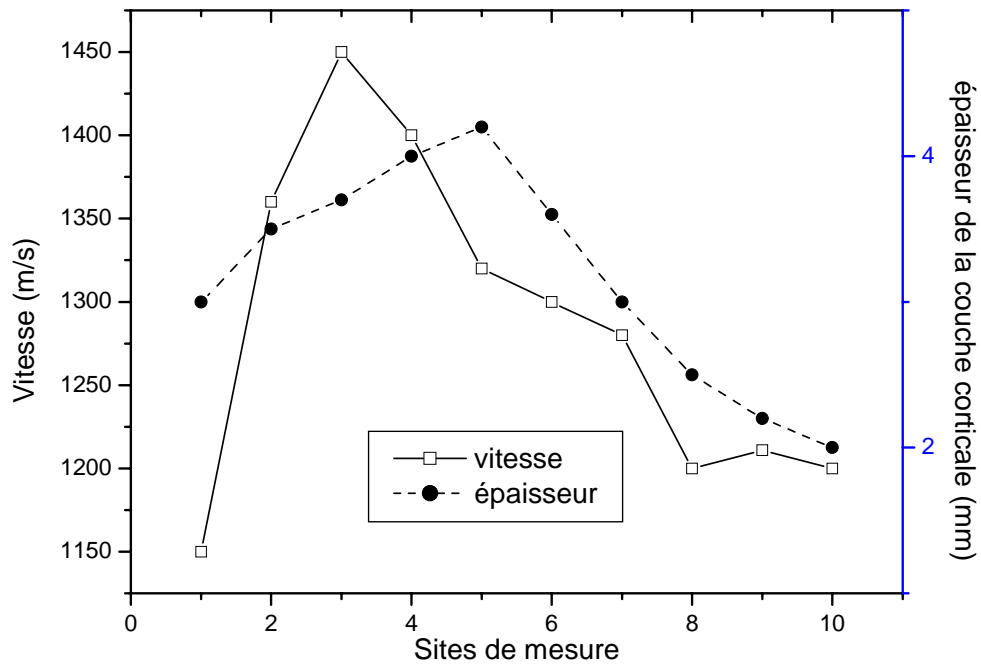
### A1. Profil de vitesse et d'épaisseur de l'os cortical en fonction des sites de mesure



Os cortical du tibia de veau (échantillon B, génératrice H postérieur)

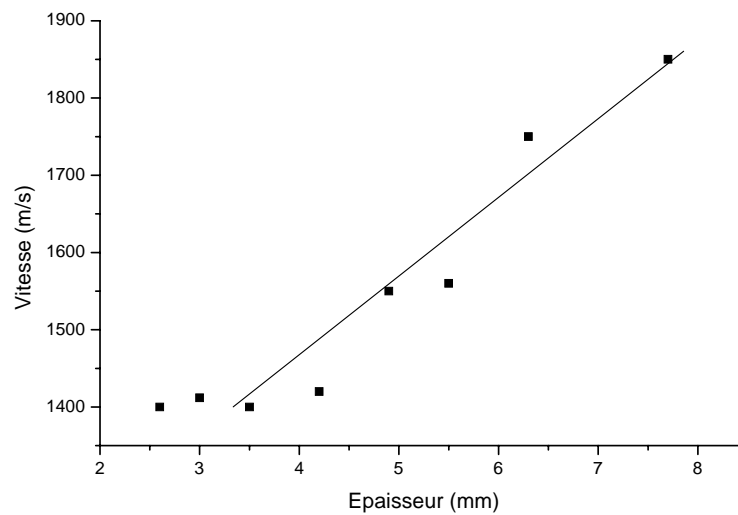


échantillon B fémur de boeuf

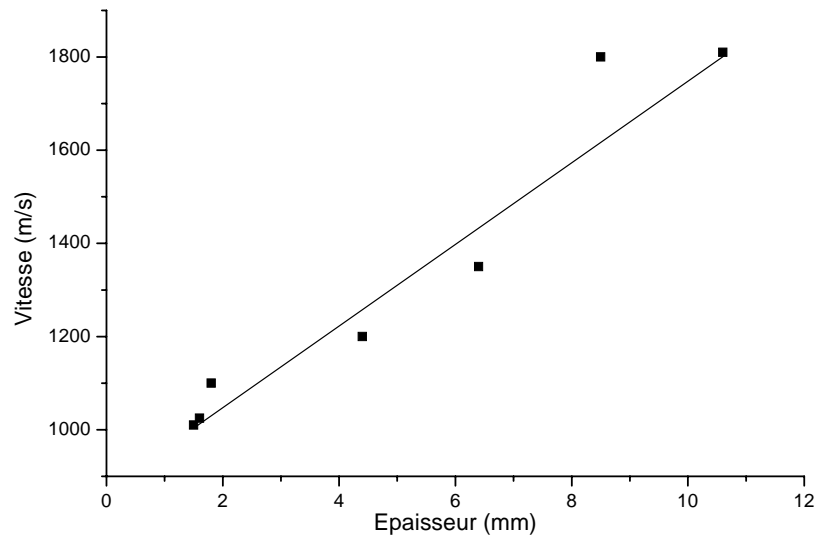


Vitesse en fonction de l'épaisseur pour le fémur de cheval (génératrice A, face antérieure)

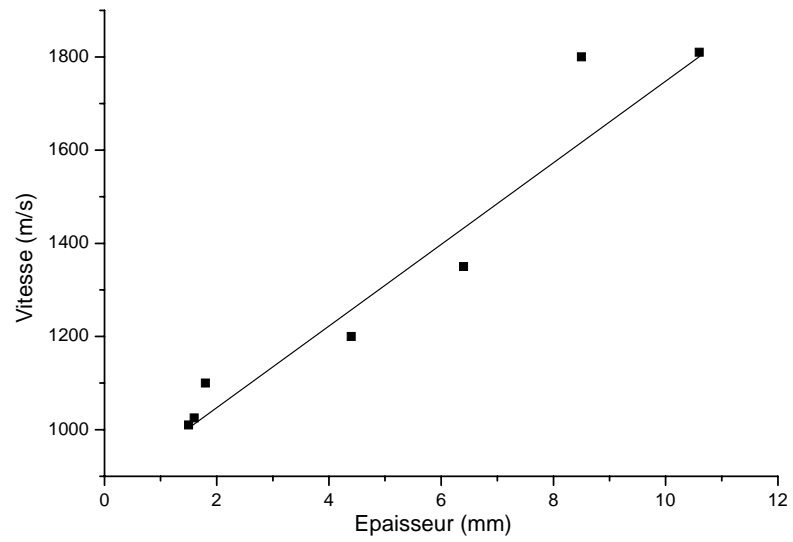
A2. La variation de vitesse en fonction de l'épaisseur de l'os cortical (morceaux d'os)



échantillon B fémur de boeuf (génératrice B)



échantillon A tibia de veau (génératrice C face antérieure)

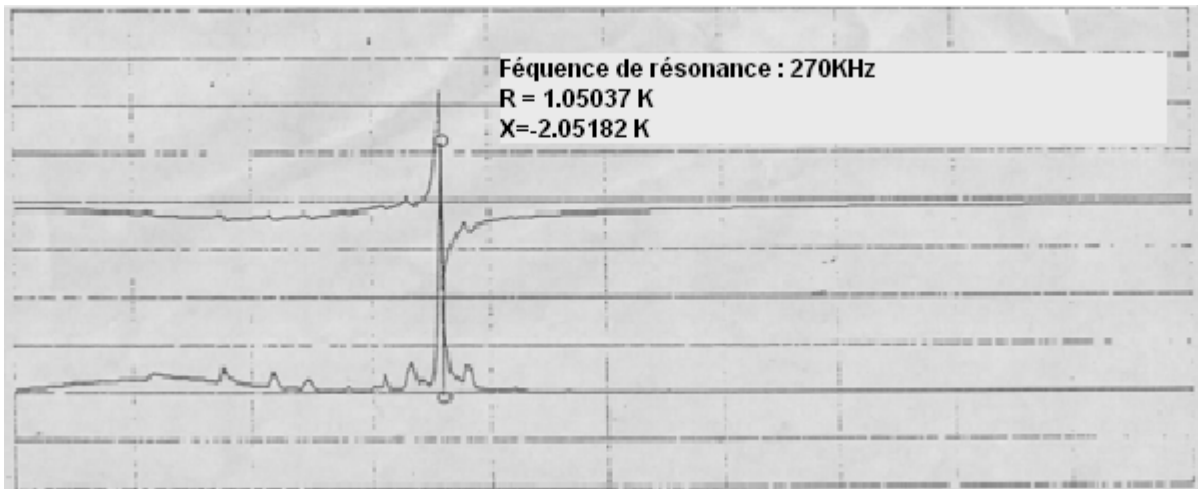


Echantillon B Tibia de de veau (génératrice C face postérieure)

## ANNEXE B

### Caractéristique du transducteur à pointe 270 kHz

Diamètre (mm)	Epaisseur (mm)	F <sub>0</sub> (kHz)	C <sub>33</sub> <sup>D</sup> (10 <sup>10</sup> Nm <sup>-2</sup> )	h <sub>33</sub> (10 <sup>8</sup> V/m)	ρ (Kg/m <sup>3</sup> )	ε <sub>33</sub> <sup>s</sup> /ε <sub>0</sub>	k <sub>1</sub>	Z <sub>T</sub> (MRayls)
37.25	4.9	470	12.69	21.4	7550	690	0.47	30.95



## ANNEXE C

Le coefficient de transmission à travers trois milieux s'écrit :

$$T_I = \frac{4}{2 + \left( \frac{Z_3}{Z_1} + \frac{Z_1}{Z_3} \right) \cos^2 k_2 L + \left( \frac{Z_2^2}{Z_1 Z_2} - \frac{Z_1 Z_3}{Z_2^2} \right) \sin^2 k_2 L}$$

$Z_1, Z_2$  et  $Z_3$  représentent l'impédance acoustique respectivement des trois milieux séparés par des interfaces à  $x=0$  et  $x=L$  ;  $k_2 = \omega/c_2$  représente le vecteur d'onde dans le milieu 2.

$\omega$  : étant la pulsation et

$c_2$  : la vitesse ultrasonore dans le milieu 2

Si  $k_2 L = (2n + 1) \frac{\pi}{2}$  (n entier) ce qui donne donc  $\cos k_2 L \approx 0$  et  $\sin k_2 L = 1$   $f = \frac{\left( n - \frac{1}{2} \right) c_2}{2L}$

pour  $n=1$   $f = \frac{c_2}{4L} \Rightarrow L = \frac{c_2}{4f} = \frac{\lambda}{4}$

et  $T_I = \frac{4Z_1 Z_3}{\left( Z_2 + \frac{Z_1 Z_3}{Z_2} \right)^2}$

On remarque que si  $Z_2 = \sqrt{Z_1 Z_3} \Rightarrow T_I = 1$ , il est donc possible d'avoir une transmission totale

si on choisit  $Z_2$  proche de  $\sqrt{Z_1 Z_3}$ . Cette action peut être seulement établie pour des fréquences

telle que  $L = \left( n - \frac{1}{2} \right) \frac{\lambda_2}{2}$

$L = \frac{\lambda}{4}, \frac{3\lambda_2}{4} \dots$  pour  $n=1, 2 \dots$  cette condition permet de fabriquer des lames quart d'onde très

utilisée en optique et aussi pour la fabrication des couches adaptatrices sur les transducteur.