

Titre: Mesure de l'atténuation des ultrasons dans les liquides et tissus biologiques par une méthode interférométrique
Title: Mesure de l'atténuation des ultrasons dans les liquides et tissus biologiques par une méthode interférométrique

Auteurs: Geneviève Dumas, & Pierre S. Thiry
Authors:

Date: 1982

Type: Rapport / Report

Référence: Dumas, G., & Thiry, P. S. (1982). Mesure de l'atténuation des ultrasons dans les liquides et tissus biologiques par une méthode interférométrique. (Technical Report n° EP-R-82-12). <https://publications.polymtl.ca/9687/>
Citation:

Document en libre accès dans PolyPublie

Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/9687/>
PolyPublie URL:

Version: Version officielle de l'éditeur / Published version

Conditions d'utilisation: Tous droits réservés / All rights reserved
Terms of Use:

Document publié chez l'éditeur officiel

Document issued by the official publisher

Institution: École Polytechnique de Montréal

Numéro de rapport: EP-R-82-12
Report number:

URL officiel:
Official URL:

Mention légale:
Legal notice:

25 FÉV. 1982

ECOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
GROUPE BIOMÉCANIQUE-BIOMATÉRIAUX

MESURE DE L'ATTÉNUATION DES ULTRASONS
DANS LES LIQUIDES ET TISSUS BIOLOGIQUES...
PAR UNE MÉTHODE INTERFÉROMÉTRIQUE

par
Geneviève (Dumas) et Pierre (Thiry)
(Novembre 1981)

Rapport no EP 82-R-12

Ce rapport est une réimpression d'une thèse présentée
à la Faculté des Etudes supérieures de l'Université
de Montréal par Geneviève Dumas en vue de l'obtention
du grade de Philosophiae Doctor (Ph.D.) en Novembre 1981,
avec la permission de l'auteur.

Dépôt légal - 1er trimestre (1982)
Bibliothèque Nationale du Québec
Bibliothèque Nationale du Canada

À CONSULTER
SUR PLACE

SOMMAIRE

La caractérisation ultrasonore des tissus biologiques et de leur état pathologique fait l'objet de nombreux travaux de recherche depuis quelques années. Par exemple, on a récemment mis en évidence une modification de l'atténuation des ultrasons dans le myocarde à la suite d'un infarctus. Les connaissances fondamentales sur les propriétés acoustiques spécifiques (vitesse et atténuation) des divers tissus biologiques restent encore très sommaires.

Le présent travail s'inscrit dans ce cadre. Son objet est la mise au point d'un système de mesure "in vitro" de l'atténuation des ultrasons dans de petits échantillons de liquides et de tissus biologiques par une méthode à ondes continues. Ce système a été couplé à un appareil de mesure de vitesse des ultrasons déjà existant.

Il s'agit d'une méthode interférométrique à deux transducteurs. L'échantillon étudié (environ 1 cm^3) est placé dans une éprouvette prismatique à base triangulaire immergée dans un liquide de référence. L'éprouvette se déplace perpendiculairement au faisceau ultrasonore de manière à faire varier la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon. Les signaux émis et reçu par les transducteurs sont entrés dans un corrélateur formé d'un multiplicateur analogique suivi d'un filtre passe-bas qui réalise leur corrélation croisée. La sortie du corrélateur est enregistrée sur un traceur X-Y pendant que l'éprouvette

traverse le champ acoustique.

Une modélisation du système a été réalisée pour permettre de calculer le coefficient d'atténuation à partir des courbes enregistrées à l'aide d'un programme d'ordinateur.

Pour valider la méthode, des expériences ont été effectuées avec deux liquides-tests: l'huile silicone Dow Corning no. 710 et l'huile de ricin. Les résultats sont en bon accord avec ceux de la littérature. La précision de la méthode (incertitude relative de 10% environ) est reliée à la petite dimension de l'échantillon et aux limitations dans la performance du multiplicateur aux hautes fréquences.

Les mesures réalisées dans des échantillons de myocarde canin à 37⁰C et 3,4 MHz donnent une valeur de 1,67 Np/cm pour l'atténuation. L'inhomogénéité des échantillons et le mauvais contact entre leur surface et la paroi de l'éprouvette sont vraisemblablement la cause de la faible précision dans ce cas, (incertitude relative d'environ 20%).

ABSTRACT

Ultrasonic characterization of biological tissues has been the topic of many research projects over the past few years. For example, a modification of the ultrasonic attenuation in myocardium due to infarct has recently been demonstrated. Fundamental data concerning the acoustical properties (sound velocity and attenuation) of the various biological tissues are not yet well established.

The present work must be seen in this framework. Its object is the design of a system to measure the sound attenuation of small samples of liquids and biological tissues using a continuous wave method. It has been coupled to an existing velocity measurement apparatus.

A two-transducer interferometric method is used. The specimen under study is placed in a triangular shaped prismatic sample holder immersed in a reference liquid. The sample holder is moved perpendicular to the ultrasonic beam in order that the acoustic path length in the sample varies. The emitted and received signals are cross-correlated using an analog correlator composed of a mixer followed by a low-pass filter. The output of the correlator is plotted on an X-Y recorder while the sample holder moves across the acoustic beam.

A modeling of the system has been achieved so that the attenuation coefficient can be computed numerically from the data read on the recorded curves.

In order to validate the method, experiments have been made with two test-liquids: Dow Corning no. 710 silicone oil and castor oil. The results are in good agreement with the literature. The reproducibility of the method (about 10%) is due to the small dimensions of the sample (1 cm^3) and the limitations in the performance of the mixer in the high frequency range.

Measurements with canine myocardium at 37°C and 3,4 MHz give 1,67 Np/cm for the attenuation coefficient. The low reproducibility (about 20%) in this case has been attributed to the lack of homogeneity of the samples and the poor contact between the wall of the sample holder and the sample surface.

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier toutes les personnes qui m'ont aidée dans la réalisation de ce travail et m'ont permis de le mener à bien. Je remercie particulièrement:

- Pierre Thiry, mon directeur de recherche, qui m'a assuré un appui constant en plus de ses conseils tout au long de ce travail;
- Gilbert Drouin pour ses judicieux conseils dans les périodes difficiles du projet;
- François Langevin pour son excellent travail dans la réalisation et la mise au point de l'appareillage électronique;
- Jérôme Déziel pour sa précieuse collaboration dans la conception et la réalisation des appareils;
- Josée Dugas et Sylvie Peltier pour la compétence avec laquelle elles ont dactylographié le texte;
- le département de Génie Mécanique et l'Institut de Génie Biomédical qui ont encadré ce travail;
- la Direction Générale de l'Enseignement Supérieur et la Fondation des Maladies du Coeur dont les bourses m'ont permis d'entreprendre ce travail.

Ce projet a été subventionné par la Fondation des Maladies du Coeur.

TABLE DES MATIERES

Sommaire	iii
Abstract	v
Remerciements	vii
Liste des tableaux	xiii
Liste des figures	xiv
Liste des symboles	xvii
Introduction	1
Chapitre I - Etat de la recherche sur l'atténuation des ultrasons	3
1.1 - Importance de l'atténuation comme paramètre caractéristique	3
1.1.1 - Définition	3
1.1.2 - Les données sur l'atténuation	4
1.1.3 - Développement des méthodes de reconstruction	12
1.1.4 - Conclusion	13
1.2 - Revue des méthodes de mesure de l'atténuation des ultrasons dans les tissus biologiques <i>in vitro</i>	14
1.2.1 - Généralités	14
1.2.2 - Les méthodes pulsées	15
1.2.3 - Méthodes à ondes continues	19
1.2.4 - Conclusion: raisons du choix de notre méthode de mesures	22

Chapitre II - Description du dispositif expérimental	25
2.1 - Principe de la méthode	25
2.2 - Le système mécanique	28
2.2.1 - Le bain	28
2.2.2 - L'éprouvette	32
2.2.3 - Mesure des déplacements	35
2.2.4 - Contrôle de température	36
2.3 - Les signaux	36
2.3.1 - Le signal émis	36
2.3.2 - Transducteurs	37
2.4 - Le traitement du signal	37
2.4.1 - Généralités	37
2.4.2 - Le multiplicateur et le filtre	38
2.5 - Le détecteur de phase	39
Chapitre III - Modèle à trois milieux	41
3.1 - Introduction	41
3.2 - Hypothèses	41
3.3 - Théorie du modèle à trois milieux	42
3.3.1 - Calcul de la pression sur le récepteur	42
3.3.2 - Calcul du facteur de corrélation $S_{1, 2}$	47
3.3.3 - Calcul de α_2 à partir de $S_{1, 2}$	50
3.4 - Evaluation du modèle	52
3.4.1 - Comparaison des simulations aux résultats expérimentaux	52

3.4.2 - Causes d'erreur	57
3.4.3 - Sensibilité du calcul de α_2 à la mesure de longueur	59
3.5 - Conclusion	65
 Chapitre IV - Modèle à cinq milieux	66
4.1 - Introduction	66
4.2 - Hypothèses	66
4.3 - Théorie du modèle à cinq milieux	71
4.4 - Comparaison des simulations et des courbes expérimentales	75
4.5 - Calcul de α_3	78
4.5.1 - Méthode de calcul	78
4.5.2 - Commentaires	84
4.6 - Conclusion	86
 Chapitre V - Analyse d'erreur	87
5.1 - Introduction	87
5.2 - Sensibilité de α_3 aux incertitudes sur les différentes valeurs	88
5.2.1 - Méthode de calcul	88
5.2.2 - Cas de la température	90
5.2.3 - Coefficients d'influence	90
5.3 - Evaluation des erreurs sur la valeur des variables	93
5.3.1 - Incertitude sur X et Y	93
5.3.2 - Incertitude sur les longueurs des chemins acoustiques	97
5.3.3 - Incertitude sur les valeurs physiques	100

5.3.4 - Erreur totale	104
5.4 - Influence des hypothèses simplificatrices	104
5.5 - Cas des échantillons biologiques	106
5.5.1 - Considérations générales	106
5.5.2 - Coefficients d'influence	107
5.5.3 - Incertitudes	108
5.5.4 - Erreur globale	109
 Chapitre VI - Mesures dans les liquides	111
6.1 - Choix des liquides de référence	111
6.1.1 - Critères de choix	111
6.1.2 - Propriétés	113
6.2 - Protocole expérimental	117
6.2.1 - Généralités	117
6.2.2 - Préparation de l'échantillon	118
6.2.3 - Contrôle de la température	118
6.2.4 - Mesure de la vitesse dans le liquide de référence ..	118
6.2.5 - Enregistrement des courbes d'atténuation	119
6.2.6 - Traitement des courbes	119
6.3 - Résultats pour l'huile silicone	121
6.4 - Résultats pour l'huile de ricin	121
 Chapitre VII - Mesures dans le myocarde	123
7.1 - Protocole expérimental	123
7.1.1 - Généralités	123
7.1.2 - Préparation de l'échantillon	123

7.2 - Résultats	125
7.2.1 - Présentation des résultats	125
7.2.2 - Discussion	128
Conclusion	131
Références bibliographiques	133
Annexe 1 - Détail des circuits électroniques	138
Annexe 2 - Détail des calculs du modèle à trois milieux	142
Annexe 3 - Liste des programmes d'ordinateur	153
Annexe 4 - Méthode des surfaces	175

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	Vitesse et atténuation des ultrasons dans des tissus de différents contenus en eau, protéines et collagène (d'après Johnston 1979)	8
Tableau 5.1	Coefficients d'influence pour l'huile de ricin à 37°C	91
Tableau 5.2	Précision des valeurs physiques tirées de la littérature	102
Tableau 5.3	Coefficients d'influence pour le myocarde à 37°C	110
Tableau 6.1	Propriétés acoustiques des liquides utilisés	114
Tableau 6.2	Huile silicone Dow Corning no. 710	122
Tableau 6.3	Huile de ricin	122
Tableau 7.1	Résultats pour des échantillons de myocarde canin	126
Tableau 7.2	Comparaison des résultats obtenus par différents auteurs pour le myocarde	129

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Variation de l'atténuation dans le myocarde canin normal et infarcis (d'après Miller 1977)	5
Figure 1.2	Variation de l'atténuation par longueur d'onde en fonction de la pathologie dans des échantillons de tissu mammaire normaux et des tumeurs bénignes et malignes (d'après Calderon 1976)	6
Figure 1.3	Variation de l'atténuation à 5 MHz en fonction du contenu en collagène dans le myocarde (d'après O'Donnell 1979)	10
Figure 1.4	Diagramme-type d'un système de mesure de l'atténuation à écho pulsé (d'après Chivers 1975)	17
Figure 1.5	Diagramme-type d'un système de mesure de l'atténuation pulsé à transmission (d'après Miller 1977)	18
Figure 1.6	Diagramme-type d'un système de mesure de l'atténuation interférométrique à deux cristaux et courbe-type enregistrée (d'après Candau 1964) ...	21
Figure 1.7	Diagramme du système de mesure de vitesse et atténuation de Sedlacek et Asenbaum (d'après Sedlacek et Asenbaum 1977)	23
Figure 2.1	Diagramme du système	26
Figure 2.2	Appareil pour la mesure simultanée de la vitesse et de l'atténuation dans les petits échantillons. Vue mettant en évidence l'encodeur	29
Figure 2.3	Appareil pour la mesure de la vitesse et de l'atténuation dans les petits échantillons. Vue mettant en évidence l'éprouvette	30
Figure 2.4	Appareil pour la mesure de vitesse dans les liquides	33
Figure 2.5	Eprouvettes: A - Plexiglas B - Polycarbonate	34
Figure 3.1	Schéma des trois milieux	43

Figure 3.2	Simulation pour l'huile silicone Dow Corning no. 710	53
Figure 3.3	Courbe enregistrée avec l'huile silicone Dow Corning no. 710 à 20°C et 3,4 MHz	54
Figure 3.4	Courbe enregistrée avec l'éprouvette pleine en plexiglas	55
Figure 3.5	Simulation pour le plexiglas	56
Figure 3.6	Déviation du faisceau acoustique due à la paroi oblique de l'éprouvette	58
Figure 3.7	Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial \ell_1}$ avec la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon pour l'huile silicone Dow Corning no. 710	61
Figure 3.8	Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial \ell_2}$ avec la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon pour l'huile silicone Dow Corning no. 710	62
Figure 3.9	Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial \ell_3}$ avec la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon pour l'huile silicone Dow Corning no. 710	63
Figure 3.10	Variation de l'erreur sur l'atténuation due aux erreurs sur les longueurs ℓ_1 , ℓ_2 , ℓ_3 avec $\Delta \ell_1 = \Delta \ell_2 = \Delta \ell_3 = 0,01$ mm pour l'huile silicone Dow Corning no. 710	64
Figure 4.1	Schéma des cinq milieux	67
Figure 4.2	Déviation du faisceau ultrasonore due à la paroi oblique	69
Figure 4.3	Schéma des ondes incidentes, réfléchies et réfractées sur la paroi oblique	70
Figure 4.4	Courbe enregistrée pour l'huile silicone Dow Corning no. 710 à 20°C et 3,4 MHz	76
Figure 4.5	Simulation pour l'huile silicone Dow Corning no. 710 à 20°C et 3,4 MHz	77
Figure 4.6	Courbe enregistrée pour l'huile de ricin à 20°C et 4,224 MHz	79

Figure 4.7	Simulation pour l'huile de ricin à 20°C et 4,224 MHz	80
Figure 4.8	Organigramme du programme TEST	81
Figure 4.9	Repérage des sommets correspondants sur les courbes théoriques et expérimentales pour le calcul de α_3	82
Figure 5.1	Amplitude de la sortie du multiplicateur en fonction des entrées	96
Figure 7.1	Blocs servant à découper les échantillons de myocarde	124
Figure 7.2	Emplacement de l'échantillon sur le cœur de chien	127

LISTE DES SYMBOLES

- A_i : amplitude complexe de l'onde émise dans le milieu i (m)
 a_i : partie réelle de A_i (m)
 $AL2I$: épaisseur de l'éprouvette du côté le plus mince (m)
 $AL2T$: épaisseur de l'éprouvette du côté le plus épais (m)
 ALT : longueur de l'éprouvette (m)
 ARR : écart entre le rapport des amplitudes expérimentales et théoriques défini par l'équation (4.21)
 B_i : amplitude complexe de l'onde réfléchie dans le milieu i (m)
 b_i : partie imaginaire de A_i
 C_i : amplitude complexe de l'onde réfléchie par la paroi oblique dans le milieu i (m)
 C'_i : amplitude complexe de l'onde réfléchie par la paroi oblique dans le milieu i (m)
 DEL : distance entre le bord de l'ailette et l'extrémité opposée de l'éprouvette (m)
 DIS : distance entre les transducteurs (m)
 F : fréquence d'opération (Hz)
 K : constante tenant compte des caractéristiques de l'appareillage (V/m)
 ℓ_i : épaisseur du milieu i (m)
 m_i : impédance acoustique du milieu i ($\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$)
 m_T : impédance des transducteurs ($\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$)
 P : période (s)
 p_i : pression dans le milieu i (Pa)
 q_1, q_2 : fonctions de $m_1, m_2, \phi_1, \phi_2, \phi_3, \psi$ explicitées dans l'annexe 2

- r : rayon du transducteur (m)
 r_1, r_2 : fonctions de $m_1, m_2, \phi_1, \phi_2, \phi_3, \psi$ explicitées dans l'annexe 2
 R_S : rapport des amplitudes théoriques défini par l'équation (4.22)
 R_Y : rapport des amplitudes expérimentales défini par l'équation (4.20)
 S_1 : signal émis (V)
 S_2 : signal reçu (V)
 $S_{1, 2}$: coefficient de corrélation croisée (V^2)
 t : coordonnée temporelle (s)
 T : température ($^{\circ}C$)
 v_i : vitesse de l'onde dans le milieu i (m/s)
 v_R : vitesse de l'onde dans le liquide de référence (m/s)
 v_s : vitesse de l'onde dans l'échantillon (m/s)
 X : déplacement de l'éprouvette (m)
 x_i : coordonnée longitudinale selon laquelle se propage l'onde
comptée à partir du plan de séparation entre les milieux
 $i-1$ et i (m)
 X_{TOT} : distance entre le bord de l'ailette de l'éprouvette et l'axe
du faisceau ultrasonore (m)
 Y : ordonnée des courbes d'atténuation (po)
 Z : longueur du champ proche (mm)
 z : variation de l'épaisseur de l'échantillon quand l'éprouvette
se déplace (m)
 α_i : coefficient d'atténuation du milieu i (Np/cm)

- δ : déviation du faisceau acoustique due à la paroi oblique (mm)
définie sur la figure 4.3
- $\Delta\alpha_3$: incertitude sur α_3
- Δx_i : incertitude sur la valeur de la grandeur " x_i "
- θ : angle de la paroi oblique par rapport à la paroi droite dans
l'éprouvette (degrés)
- θ_i : déviation du faisceau dans le milieu i (degrés)
- λ : longueur d'onde (m)
- ξ_i : déplacement au point (x_i, t) (m)
- ρ_i : densité du milieu i (kg/m^3)
- ϕ_i : phase de l'onde dans le milieu i (rad)
- Φ : différence de phase entre les ondes émises et reçues (rad)
- ψ : coefficient de réflexion à la surface du récepteur
- ω : pulsation (rad/s)

INTRODUCTION

Les ultrasons ont été utilisés pour la première fois comme instrument de diagnostic pour la visualisation des organes internes au début des années cinquante. Cependant, c'est seulement depuis les dix dernières années qu'ils ont connu le développement considérable qu'on sait; l'échographie, qui permet d'obtenir des images des organes internes, est devenue une technique de diagnostic clinique largement répandue.

Toutefois, il semble possible d'obtenir davantage d'informations à l'aide des ultrasons et en particulier de caractériser les tissus biologiques et leur état pathologique par leurs propriétés acoustiques. Parmi les propriétés usuelles: vitesse du son, impédance acoustique, rétrodiffusion et atténuation, cette dernière semble particulièrement prometteuse.

Le but du présent travail est de mettre au point un appareil qui permet de mesurer "in vitro" l'atténuation des ultrasons dans de petits échantillons de tissus ou de liquides biologiques, en particulier le myocarde, en vue de caractériser leur état pathologique.

La méthode exposée dans cette thèse exige la connaissance de la vitesse du son dans l'échantillon pour calculer l'atténuation, ce qui a amené à intégrer un système de mesure de vitesse à l'appareillage.

Cette méthode de mesure de vitesse a été récemment exposée (Thiry et al. 1979).

Le premier chapitre tente, d'une part, de situer le projet dans le contexte de la recherche sur la caractérisation des tissus biologiques par l'atténuation et, d'autre part, passe en revue les principales méthodes de mesure "in vitro" de l'atténuation.

Dans le deuxième chapitre, la méthode retenue est présentée et le dispositif expérimental est décrit.

Les deux chapitres suivants exposent les développements théoriques qui ont permis de modéliser le système. Dans le troisième chapitre, un premier modèle, "à trois milieux", est proposé et évalué tandis que dans le quatrième chapitre, un modèle plus élaboré, "à cinq milieux", est présenté.

Le cinquième chapitre consiste en l'analyse des erreurs dues à la méthode.

Dans les deux derniers chapitres, les résultats expérimentaux obtenus pour des liquides-test et des échantillons de myocarde sont présentés et discutés.

Enfin, dans la conclusion, les principaux résultats sont repris et des moyens d'améliorer la précision du système sont suggérés.

CHAPITRE I

ETAT DE LA RECHERCHE SUR L'ATTENUATION DES ULTRASONS

1.1 IMPORTANCE DE L'ATTENUATION COMME PARAMETRE CARACTERISTIQUE

1.1.1 Définition

Plusieurs phénomènes physiques contribuent à atténuer une onde ultrasonore qui se propage dans un milieu: l'absorption, la diffusion et la géométrie.

Les deux termes "atténuation" et "absorption" ont été, pendant longtemps, employés indifféremment. Chivers (1975) a clarifié la définition respective des deux termes de la manière suivante. On désigne par absorption la conversion de l'énergie des ondes ultrasonores en vibration moléculaire et en chaleur tandis que l'atténuation comprend, en plus de l'absorption, la diffusion des ultrasons par les discontinuités plus petites ou du même ordre de grandeur que la longueur d'onde. L'atténuation va souvent aussi inclure les pertes dues à la géométrie de l'appareillage utilisé pour la mesurer, la diffraction du faisceau ultrasonore et les réflexions et réfractions sur les limites macroscopiques du milieu. Ces pertes seront normalement minimisées et évaluées de façon à corriger les mesures d'atténuation. L'absorption et l'atténuation sont mesurées par des méthodes différentes. Dans cet ouvrage, il sera seulement question des mesures d'atténuation.

1.1.2 Les données sur l'atténuation

a) Evidence de l'existence d'une relation

Parmi les paramètres utilisables pour la caractérisation des tissus biologiques, l'atténuation est un des plus prometteurs à cause de sa grande variation d'un tissu à l'autre et avec les pathologies.

Les expériences effectuées par Miller et al. (1976) et Yukas et al. (1977) sur des chiens montrent clairement la différence dans la variation de l'atténuation avec la fréquence entre des échantillons prélevés dans des myocardes normaux et infarcis (figure 1.1).

Lele et al. (1976) puis Kuc (1979) obtiennent des résultats similaires pour le foie: la pente de la courbe de l'atténuation en fonction de la fréquence augmente avec la nécrose du tissu.

Calderon et al. (1976) ont publié des données qui suggèrent que les tissus normaux et les tumeurs bénignes et malignes du sein peuvent être différenciés par leur coefficient d'atténuation. En effet, l'atténuation dans les tumeurs malignes est supérieure à celle observée dans les tumeurs bénignes et elle est beaucoup plus faible dans les échantillons de contrôle normaux (figure 1.2).

Des travaux similaires ont été effectués par McDaniel (1977) et Fry E.K. et al. (1979).

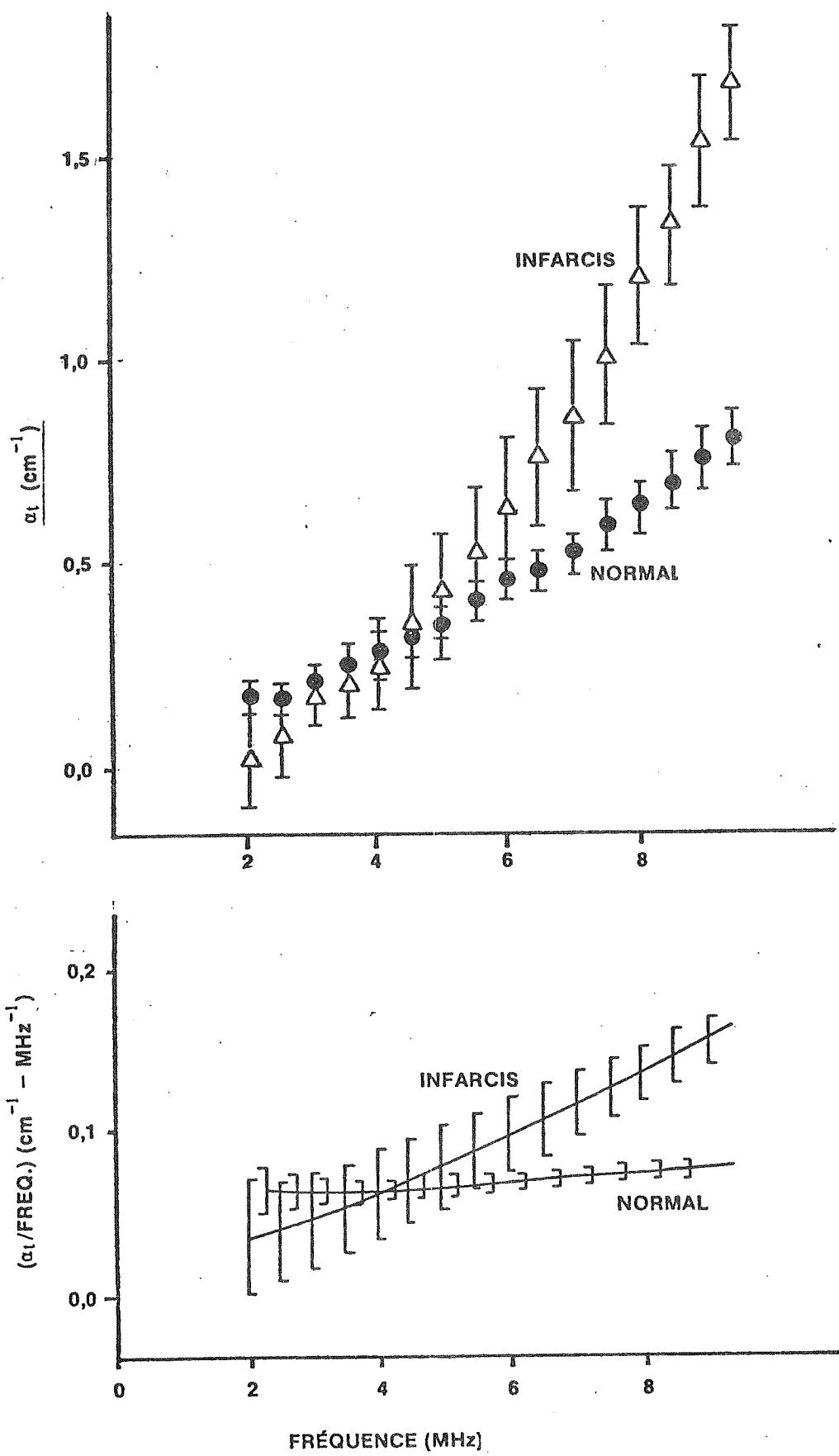


Figure 1.1: Variation de l'atténuation dans le myocarde canin normal et infarcis (d'après Miller 1977)

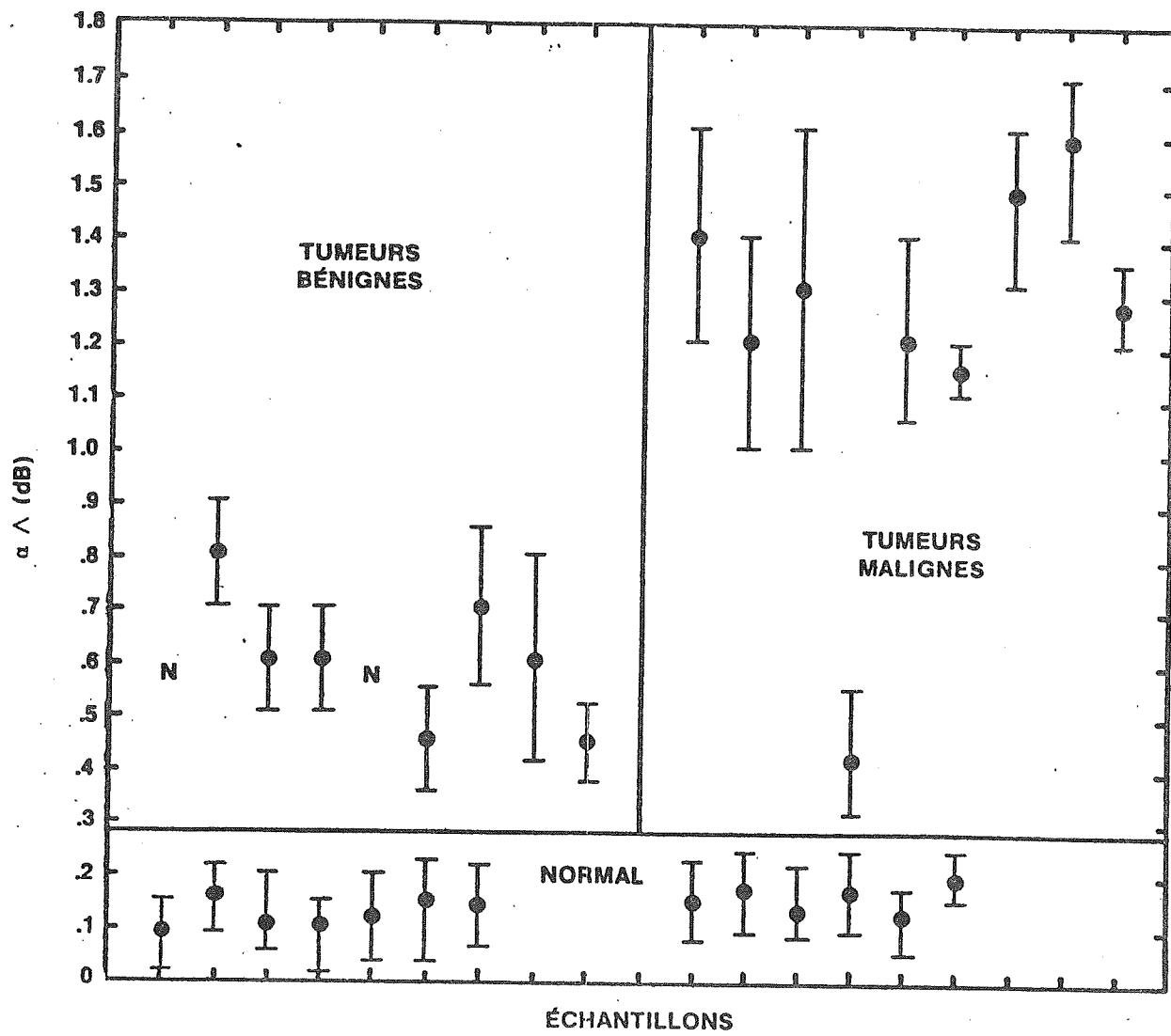


Figure 1.2: Variation de l'atténuation par longueur d'onde en fonction de la pathologie dans des échantillons de tissu mammaire normaux et des tumeurs bénignes et malignes (d'après Calderon 1976)

Cantrell et al. (1978), dans leur recherche pour un instrument de diagnostic capable d'évaluer la profondeur des brûlures, montrent la différence d'atténuation entre les tissus sains et les tissus brûlés.

b) Lien avec la composition biochimique

Les mécanismes responsables de l'atténuation dans les tissus biologiques sont encore mal connus. Plusieurs auteurs ont tenté d'établir une corrélation entre la variation de l'atténuation avec l'état pathologique et les changements biochimiques. Lang (1978) a montré qu'il y a une relation entre l'atténuation du liquide prélevé dans un kyste mammaire et son contenu protéinique. Johnston et al. (1979) ont démontré que l'atténuation dépend du contenu en collagène des tissus (tableau 1.1), ce qui est corroboré par Mimbs et al. (1980) et O'Donnell et al. (1979) pour le myocarde (figure 1.3).

c) Etat des connaissances sur l'atténuation des tissus biologiques

Des mesures d'atténuation ont été effectuées dans de nombreux tissus depuis la revue de données faite en 1956 par Goldman et Hueter.

Nous avons déjà mentionné les travaux sur le myocarde de chien et de lapin en vue d'évaluer l'étendue d'un infarctus, sur le sein pour la détection du cancer, sur le foie pour diagnostiquer les différentes pathologies et sur la peau pour mesurer la profondeur des brû-

Tissu	Atténuation à 1 MHz un^{-1}	Vitesse m/s	% en eau	% en protéines	% en collagène
Eau 20°C	0,0003	1483	100		
Liquide amnio-tique	0,0008	1510	97	0,27	
Humeur aqueuse	0,10 - 0,017	1497	99	0,005 - 1	
Humeur vitrée	0,10 - 0,017	1516	99 - 99,9	0,02 - 0,25	0,014 - 0,067
CSF	0,0012	1499 - 1515	99	0,03	
Plasma	0,01	1571	90 - 95	7	
Testicules	0,019 (absorption)		84	12	trace
Sang	0,02	1571	74 - 83		
Lait	0,04	1485	87	3 - 4	
Graisse	0,04 - 0,09	1410 - 1479	10 - 19	5 - 7	oui
Rate	0,06	1520 - 1591	76 - 80	17 - 18	0,5 - 1,2
Foie	0,07 - 0,13	1550 - 1607	68 - 78	20 - 21	0,1 - 1,3
Rein	0,09 - 0,13	1558 - 1568	76 - 83	15 - 17	0,5 - 1,5
Cerveau	0,09 - 0,13	1510 - 1565	76 - 79	10 - 10	0,04 - 0,3
Moelle épi-nière	0,09 - 0,12		64 - 80		
Muscle strié	0,18 - 0,25	1568 - 1603	66 - 80	20 - 21	0,7 - 1,2
fibres	0,08 - 0,12	1592 - 1603			
fibres	0,16	1576 - 1587			

Tissu	Atténuation à 1 MHz un^{-1}	Vitesse m/s	% en eau	% en protéines	% en collagène
Coeur	0,25 - 0,38	1572	77 - 78	17	0,4 - 1,6
Langue					
fibres	0,58	1575	62 - 68	14 - 17	
fibres	0,28	1585			
Lentille	0,10 - 0,20	1616	63 - 69	30 - 36	
Capsule articulaire	0,38				
Cartilage	0,58	1665	23 - 34,70	49 - 63	10 - 20
Tendon					
fibres	0,54	1750	63	35	32
fibres	0,58				

Tableau 1.1 - Vitesse et atténuation des ultrasons dans des tissus de différents contenus en eau, protéines et collagène (d'après Johnston 1979).

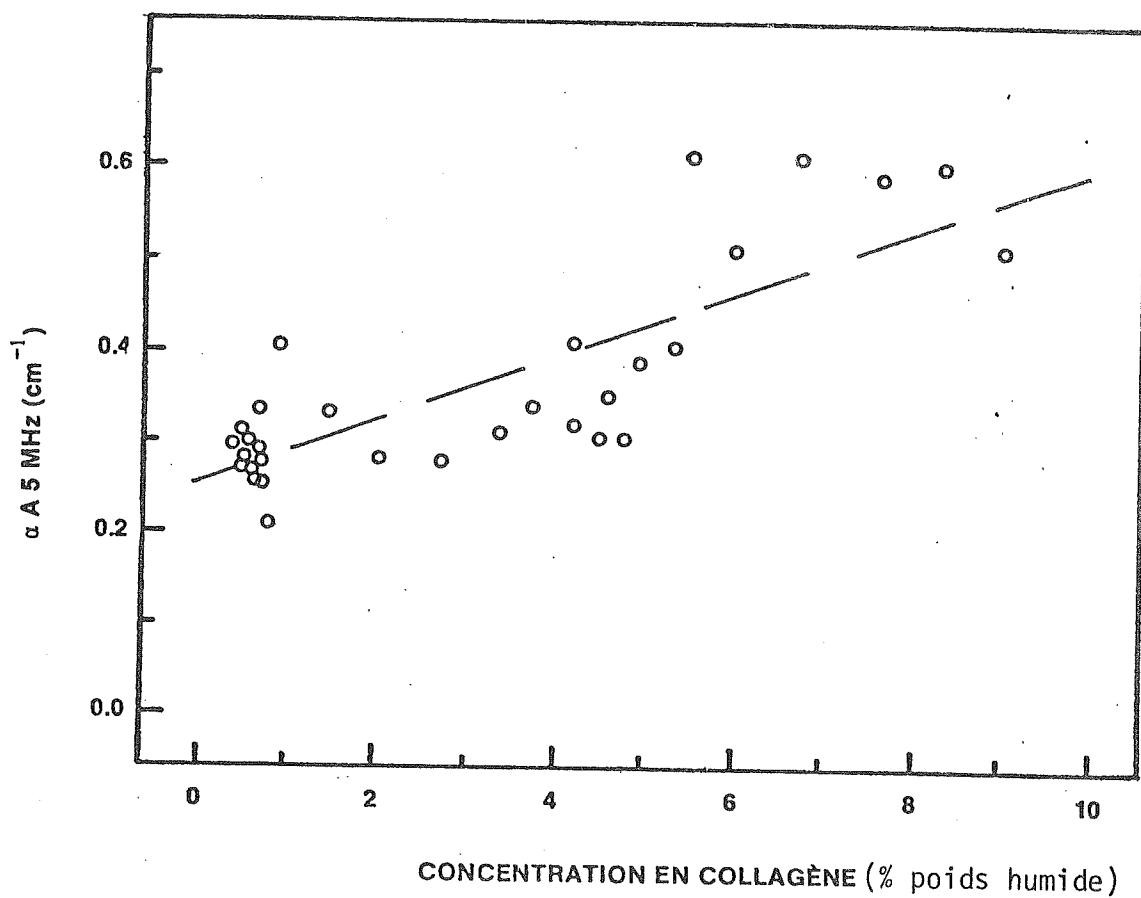


Figure 1.3: Variation de l'atténuation à 5 MHz en fonction du contenu en collagène dans le myocarde. (D'après O'Donnell 1979)

lures.

Gammel et al. (1977) ainsi que Bamber et al. (1977) ont mesuré la variation de l'atténuation avec les pathologies dans différents tissus.

On peut aussi citer, parmi les plus récents, les travaux de Goss et Dunn (1980) sur le collagène, de Hughes et al. (1979) sur la dépendance de l'atténuation avec l'hématocrite du sang.

Bhagat et al. (1980) ont étudié la variation avec l'âge de l'atténuation dans la peau chez les souris et mis en évidence son augmentation avec l'âge.

Barger (1979) a mesuré l'atténuation dans les os de la boîte crânienne et Kremkau et al. (1979) ont comparé l'atténuation dans des échantillons de cerveaux humains normaux et avec différentes pathologies.

Cette liste n'est pas exhaustive. Des revues des données sur les propriétés acoustiques des tissus ont été réalisées par Chivers et Hill (1978) et Goss, Johnston et Dunn (1978).

Le nombre de données rapportées est élevé mais on constate une grande disparité dans les types d'animaux utilisés, les conditions de

conservation des tissus et les conditions d'expérience, par exemple la température, qui ne sont, de plus, pas toujours mentionnées par les auteurs. Il y a un grand nombre de tissus sur lesquels il n'existe pas ou peu d'informations et les valeurs mesurées *in vivo* ou sur des tissus frais constituent seulement la moitié des valeurs rapportées.

Il existe donc encore un manque important de valeurs de l'atténuation *in vivo* ou dans des tissus frais mesurées dans des conditions proches des conditions *in vivo*.

1.1.3 Développement des méthodes de reconstruction

Ces dernières années, plusieurs chercheurs ont essayé d'adapter aux ultrasons le principe de la tomographie par ordinateur (Computed Tomography), déjà largement utilisée avec les rayons X.

Les deux paramètres qui ont reçu le plus d'attention pour les reconstructions numériques sont: l'indice de réfraction et l'atténuation.

Greenleaf et al. (1977) ont obtenu des reconstructions des zones d'atténuation dans le cœur de chien et dans des échantillons de tissus mammaires "in vitro". Klepper et al. (1981) ont utilisé plutôt la pente de la variation du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence comme paramètre de leurs reconstructions.

D'autres auteurs ont développé des méthodes similaires: Dines et Kak (1979), Meyer (1979), Carson et al. (1976).

Ces méthodes sont encore sujettes à de nombreux artefacts dus à la diffraction, à la courbure des rayons causée par la réfraction (McKinnon et al. (1980)), à la rétrodiffusion, etc... De plus, une meilleure connaissance de l'atténuation des tissus et de son lien avec leur composition biochimique améliorerait l'analyse des images obtenues.

1.1.4 Conclusion

Dans ce paragraphe, nous avons mis en évidence qu'une relation a été observée entre l'état pathologique d'un tissu et son coefficient d'atténuation. Cette relation semble être reliée à la variation du contenu en collagène du tissu. L'atténuation pourrait donc être considérée comme un paramètre caractéristique particulièrement prometteur de l'état pathologique des tissus.

D'autre part, nous avons montré que, bien que de nombreuses études aient déjà été réalisées, beaucoup de résultats ont besoin d'être confirmés et que des expériences dans des conditions bien contrôlées sur des tissus frais ou *in vivo* sont encore nécessaires.

Au paragraphe suivant, nous ferons une revue des méthodes de mesure *in vitro* avant de justifier le choix de notre méthode.

1.2 REVUE DES METHODES DE MESURE DE L'ATTENUATION DES ULTRASONS DANS LES TISSUS BIOLOGIQUES IN VITRO

1.2.1 Généralités

Il existe différents types de méthodes utilisées pour mesurer l'atténuation dans des échantillons de tissus ou de liquides biologiques. La plupart d'entre elles dérivent de techniques mises au point pour les liquides. Cependant, elles ne s'appliquent pas toutes aux tissus biologiques à cause des contraintes propres à ces derniers. En effet, les échantillons de tissus biologiques sont souvent de petites dimensions et ils nécessitent, la plupart du temps, qu'un milieu de couplage soit introduit pour réaliser l'adaptation d'impédance avec les capteurs. Les fréquences auxquelles on cherche à mesurer les propriétés acoustiques sont les fréquences d'intérêt clinique qui sont un compromis entre la résolution et la profondeur de pénétration, c'est-à-dire habituellement de 1 à 10 MHz.

Les principales méthodes de mesure de l'atténuation dans les liquides qui ont été adaptées pour les tissus biologiques sont:

- (i) la mesure de la pression de radiation;
- (ii) les méthodes à ondes continues;
- (iii) les méthodes pulsées.

Les méthodes les plus utilisées sont les méthodes pulsées. La mesure de la pression de radiation est utilisée par le groupe de

Goss (1979). Les méthodes à ondes continues sont plus rarement utilisées pour les tissus biologiques. Lang et al. (1978) ont développé une telle méthode pour mesurer l'atténuation des ultrasons dans des échantillons de liquide prélevés dans des kystes mammaires.

Enfin, il faut mentionner qu'un microscope acoustique qui permet à la fois de visualiser les structures microscopiques et de mesurer l'atténuation dans des microéchantillons à 100 MHz a été développé récemment par Kessler (1976).

Dans la section suivante, nous allons décrire les principaux types de méthodes pulsées puis le développement et le principe des méthodes à ondes continues seront exposés. Enfin, en conclusion, nous résumerons les raisons de notre choix pour une méthode à ondes continues.

1.2.2 Les méthodes pulsées

Les premières méthodes pulsées développées pour les liquides étaient, soit à "chemin variable" (Pellam et Galt (1946)), soit à "chemin fixe" (Carstensen (1954)).

Ces méthodes, conçues pour les liquides, ne peuvent être utilisées pour des échantillons de tissus biologiques car, dans les deux cas, le récepteur doit être déplacé à l'intérieur du liquide étudié. Elles sont encore utilisées pour mesurer l'atténuation dans les liquides (Hughes et al. (1979)).

Les méthodes développées pour mesurer l'atténuation dans des échantillons de tissus biologiques utilisent un transducteur (méthodes à écho) ou deux transducteurs (méthodes de transmission).

L'échantillon est plongé dans un liquide de couplage, habituellement une solution saline ou de l'eau distillée. Dans les méthodes à écho, l'impulsion émise par le transducteur se propage à travers l'échantillon jusqu'au réflecteur et la partie réfléchie retourne à l'émetteur qui fonctionne à la fois comme émetteur et comme récepteur (figure 1.4), tandis que dans les méthodes à deux transducteurs, l'impulsion traverse une seule fois l'échantillon (figure 1.5). L'amplitude de l'impulsion reçue avec et sans échantillon peut être mesurée avec un atténuateur calibré, ce qui permet de calculer l'atténuation.

Le problème principal des méthodes pulsées vient du fait que l'atténuation dans les tissus biologiques varie avec la fréquence. L'impulsion ne peut être associée à une fréquence particulière, son contenu spectral s'étendant, théoriquement, à l'infini. Il est possible de paramétriser la fonction d'atténuation que présente la méthode pulsée, par exemple en mesurant l'amplitude des pics; cependant, ce paramètre peut être très sensible aux parties à haute fréquence de la fonction d'atténuation et la mesure cherchée peut donc être imprécise. Une première amélioration consiste à élargir des impulsions, puisque des impulsions longues occupent un spectre plus étroit. Cependant, dans les méthodes à écho, la longueur de l'impulsion est limitée.

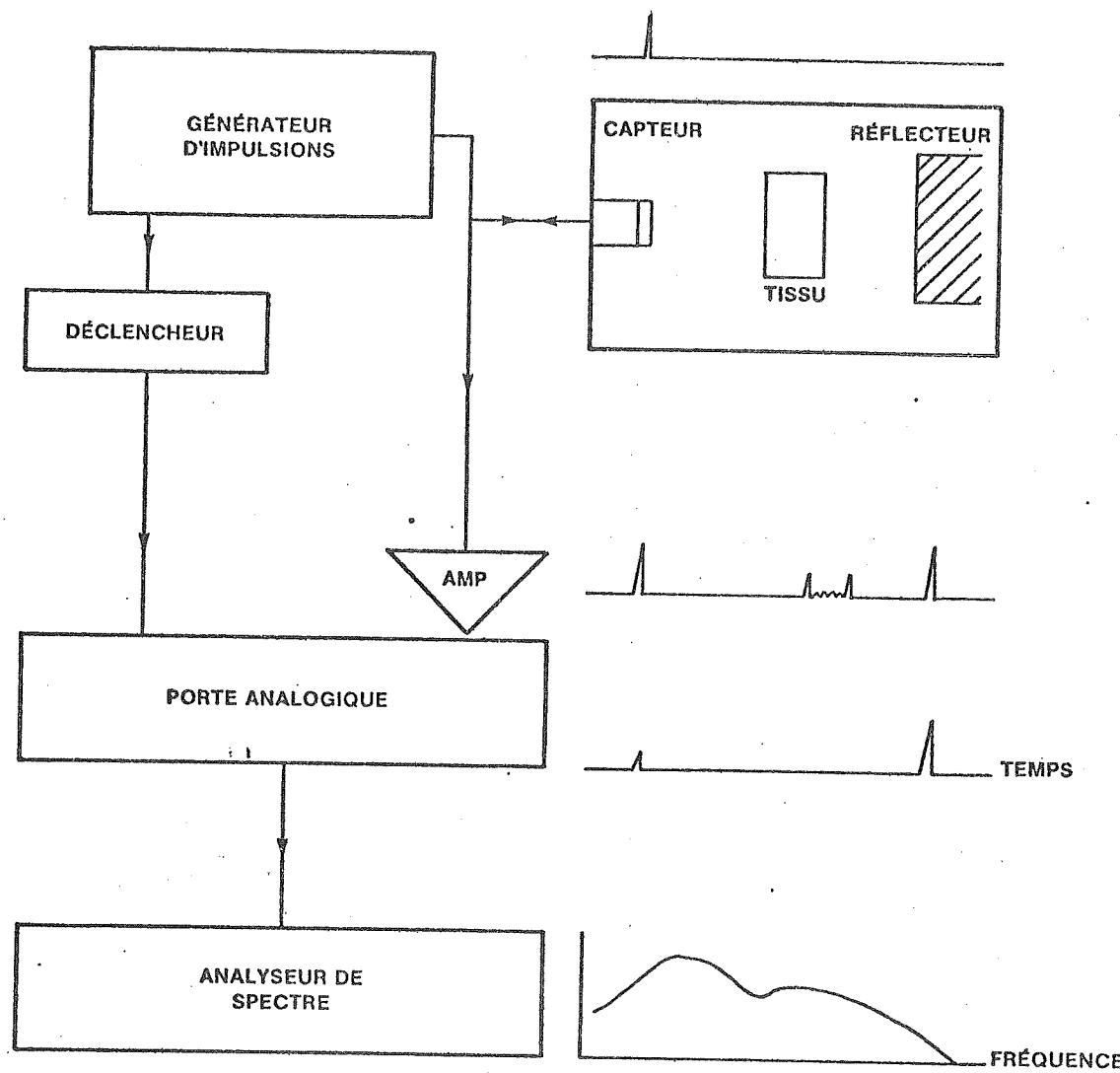


Figure 1.4: Diagramme-type d'un système de mesure de l'atténuation à écho pulsé (d'après Chivers 1975)

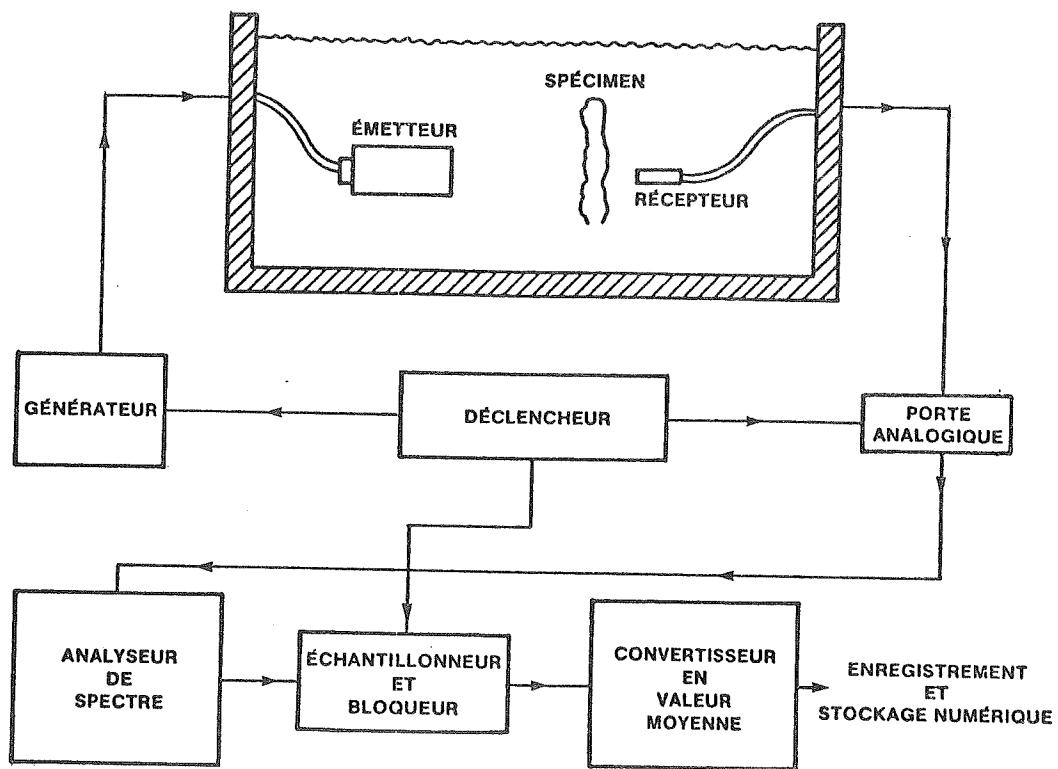


Figure 1.5: Diagramme-type d'un système de mesure de l'atténuation pulsé à transmission
(d'après Miller 1977)

En 1972, Lele et Namery proposèrent d'utiliser un analyseur de fréquence analogique qui permet de déterminer le contenu en fréquence de l'impulsion. Cette idée a été reprise par un grand nombre d'auteurs. Par exemple, dans le système de Chivers et Hill (1975), figure 1.4, l'impulsion réfléchie est isolée de l'impulsion émise par une porte analogique et entre dans l'analyseur de fréquence qui en fournit la transformée de Fourier. L'atténuation du tissu étudié est obtenue comme rapport entre les amplitudes des échos avec et sans échantillon.

Miller et al. (1976) utilisent un traitement similaire avec une méthode à deux transducteurs, figure 1.5.

De nombreuses techniques d'analyse du signal ont été mises au point récemment dont certaines reposent sur l'hypothèse que l'atténuation varie linéairement avec la fréquence. Kak et Dines (1978) ont analysé huit de ces méthodes et montré certaines divergences entre les résultats obtenus.

1.2.3 Méthodes à ondes continues

Des techniques interférométriques sont utilisées depuis très longtemps pour mesurer l'atténuation dans les liquides. Les premiers systèmes (Hubbart (1931-32)) étaient des interféromètres à un transducteur; quand le transducteur est excité électriquement, le faisceau ultrasonore traverse le liquide étudié et est réfléchi par un réflecteur et un système d'ondes stationnaires s'installe. La distance

entre le transducteur et le réflecteur varie, ce qui produit une variation de l'intensité du signal électrique sur le transducteur. L'analyse de la relation entre ce signal et la distance émetteur-récepteur donne les valeurs de la vitesse du son dans le liquide et de son coefficient d'atténuation. Les résultats sont très sensibles au non-parallélisme de l'émetteur et du réflecteur.

Des interféromètres à deux transducteurs ont ensuite été développés. La théorie en a été exposée par Fry W.J. (1949) puis Musa (1958). Musa a mis au point une méthode permettant de mesurer directement les coefficients d'atténuation très petits ou très grands, une méthode itérative devant être utilisée pour les valeurs moyennes.

Cerf (1963) puis Candau (1964) ont généralisé l'analyse de Musa. Un diagramme de leur système est présenté sur la figure 1.6. Quand le récepteur se déplace, le voltage à ses bornes passe par des maxima U_M et des minima U_m . Le coefficient d'atténuation α du liquide est relié aux valeurs de deux extrema consécutifs par la formule:

$$\tanh^{-1} \frac{U_m}{U_M} = \alpha \ell + \beta$$

où ℓ est la distance moyenne entre les extrema et β un coefficient du système. Les mesures sont des mesures relatives qui nécessitent la connaissance des propriétés d'un liquide de référence.

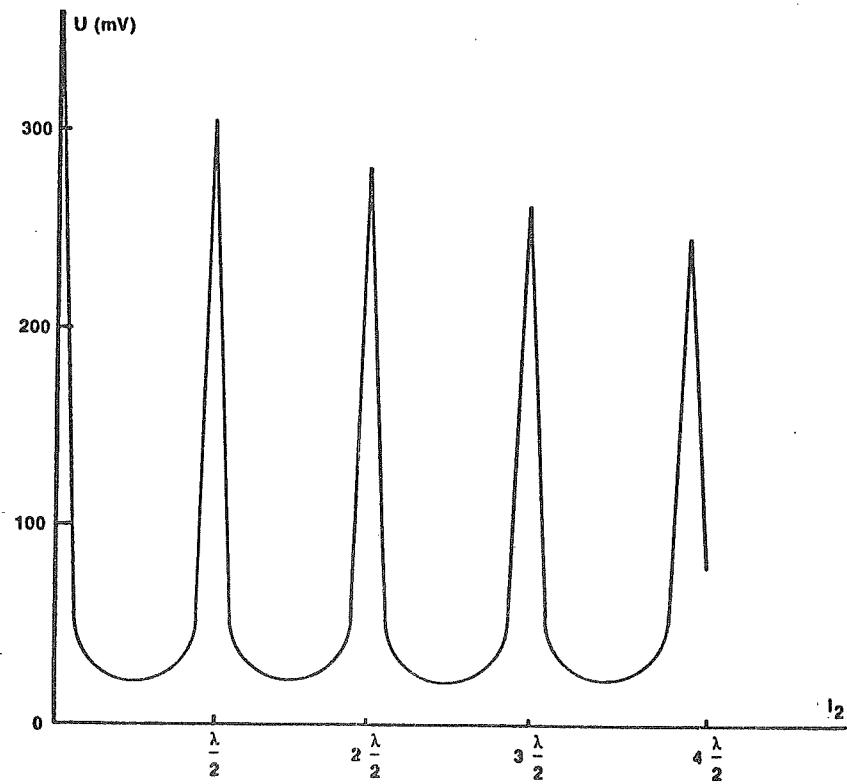
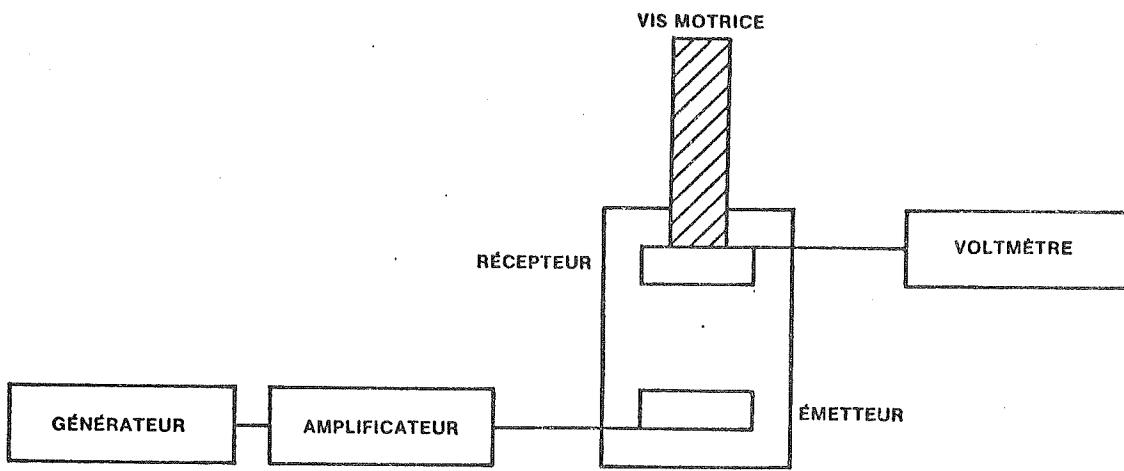


Figure 1.6: Diagramme-type d'un système de l'atténuation interférométrique à deux cristaux et courbe-type trée (d'après Candau 1964)

Récemment, Sedlacek et Asenbaum (1977) eurent l'idée d'appliquer les techniques de corrélation croisée à la mesure simultanée de la vitesse et de l'atténuation dans les liquides. Le diagramme de leur appareil est présenté à la figure 1.7.

Il s'agit d'une méthode à ondes continues à deux transducteurs. Les signaux émis et reçus sont multipliés et filtrés de manière à simuler leur corrélation croisée et à filtrer les hautes fréquences. En l'absence d'ondes stationnaires, le signal résultant a la forme d'une sinusoïde amortie. La vitesse est calculée à partir de la longueur d'onde et le coefficient d'atténuation est le coefficient d'amortissement de la courbe. Dans le cas d'ondes stationnaires, la forme de la courbe serait plus complexe et le calcul du coefficient d'atténuation ne serait pas immédiat. Le cas n'a pas été traité.

Les auteurs rapportent une précision de 4.5%.

1.2.4 Conclusion: raisons du choix de notre méthode de mesure

Dans les paragraphes précédents, nous avons présenté les principales méthodes de mesure de l'atténuation dans les tissus biologiques et les liquides. Sur la base de cette revue, certaines remarques peuvent être faites:

- (i) On observe une dispersion marquée de l'atténuation dans les tissus biologiques en fonction de la fréquence;

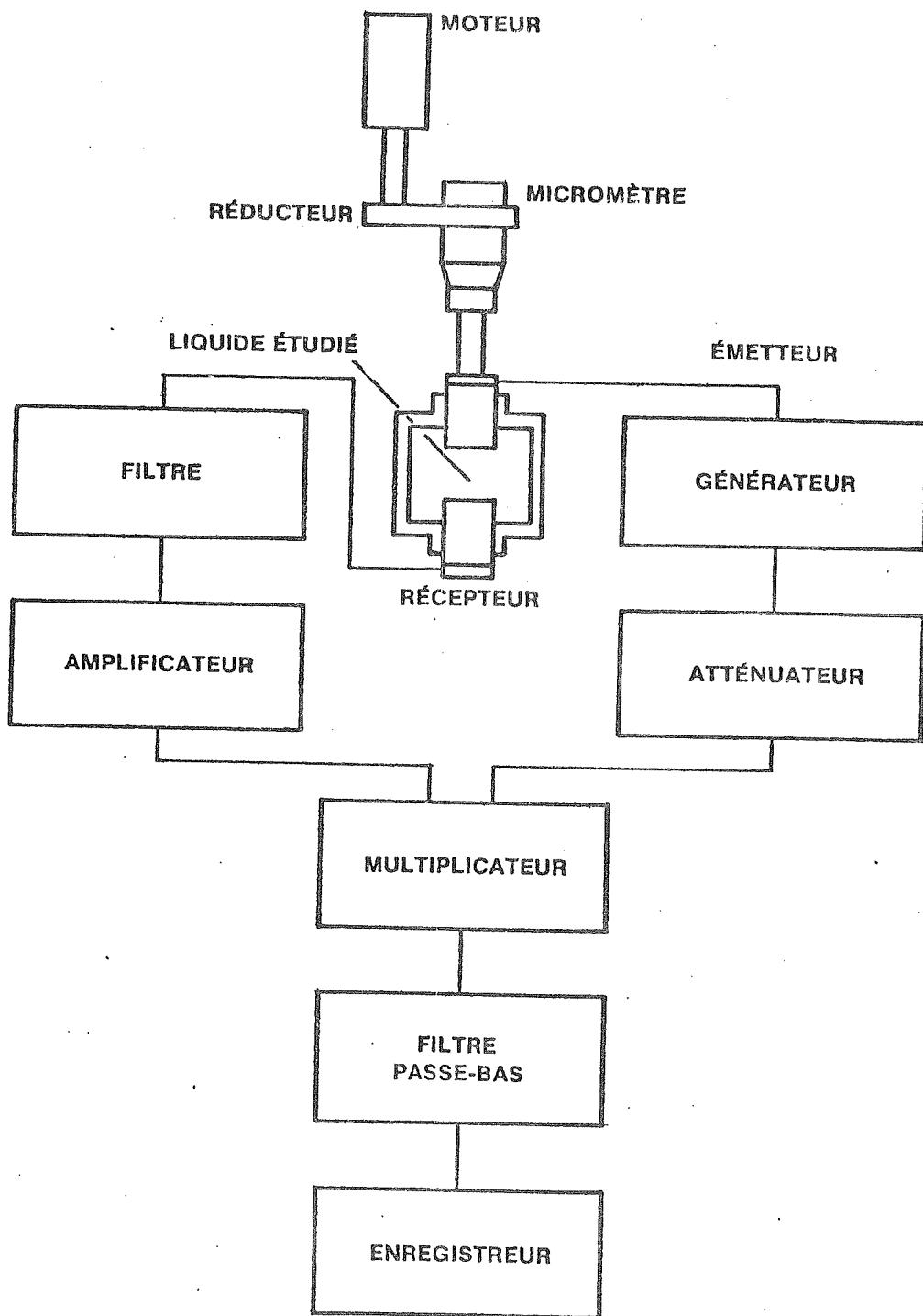


Figure 1.7: Diagramme du système de mesure de vitesse et atténuation de Sedlacek et Asenbaum (d'après Sedlacek et Asenbaum 1977)

- (ii) Dans les méthodes pulsées, l'impulsion qui traverse l'échantillon étudié possède un spectre en fréquence étendu;
- (iii) Si l'on veut obtenir des mesures d'atténuation à une fréquence donnée par une méthode pulsée, il faut donc employer des techniques d'analyse de fréquence;
- (iv) Dans les méthodes à ondes continues, la fréquence peut être déterminée de manière très précise.

Pour ces raisons, nous avons choisi d'essayer de mettre au point une méthode de mesure de l'atténuation dans les tissus biologiques à ondes continues. Il s'agit d'une adaptation au cas de petits échantillons de la méthode développée par Sedlacek et Asenbaum pour les liquides.

CHAPITRE II
DESCRIPTION DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

2.1 PRINCIPE DE LA METHODE

Le diagramme de notre système est représenté sur la figure 2.1.

L'échantillon étudié est immergé dans un bain de liquide entre deux transducteurs piézoélectriques, l'un fonctionnant comme émetteur et l'autre comme récepteur. Lorsque l'émetteur est excité par le générateur de fréquence asservi par un cristal de quartz, il émet des ondes ultrasonores qui sont partiellement réfléchies par le récepteur et un système d'ondes stationnaires s'installe. Comme la méthode exige que le chemin acoustique dans le matériau dont on mesure le coefficient d'atténuation varie, l'échantillon étudié est placé dans une éprouvette de forme prismatique à base triangulaire.

Lors d'une expérience, l'éprouvette se déplace perpendiculairement au faisceau acoustique grâce au moteur de manière à faire varier continûment le chemin acoustique dans l'échantillon.

La position instantanée de l'éprouvette est repérée par un encoeur de position et enregistrée en abscisse par le traceur X-Y.

La température du liquide de référence est contrôlée par un circulateur qui n'est pas représenté sur le diagramme.

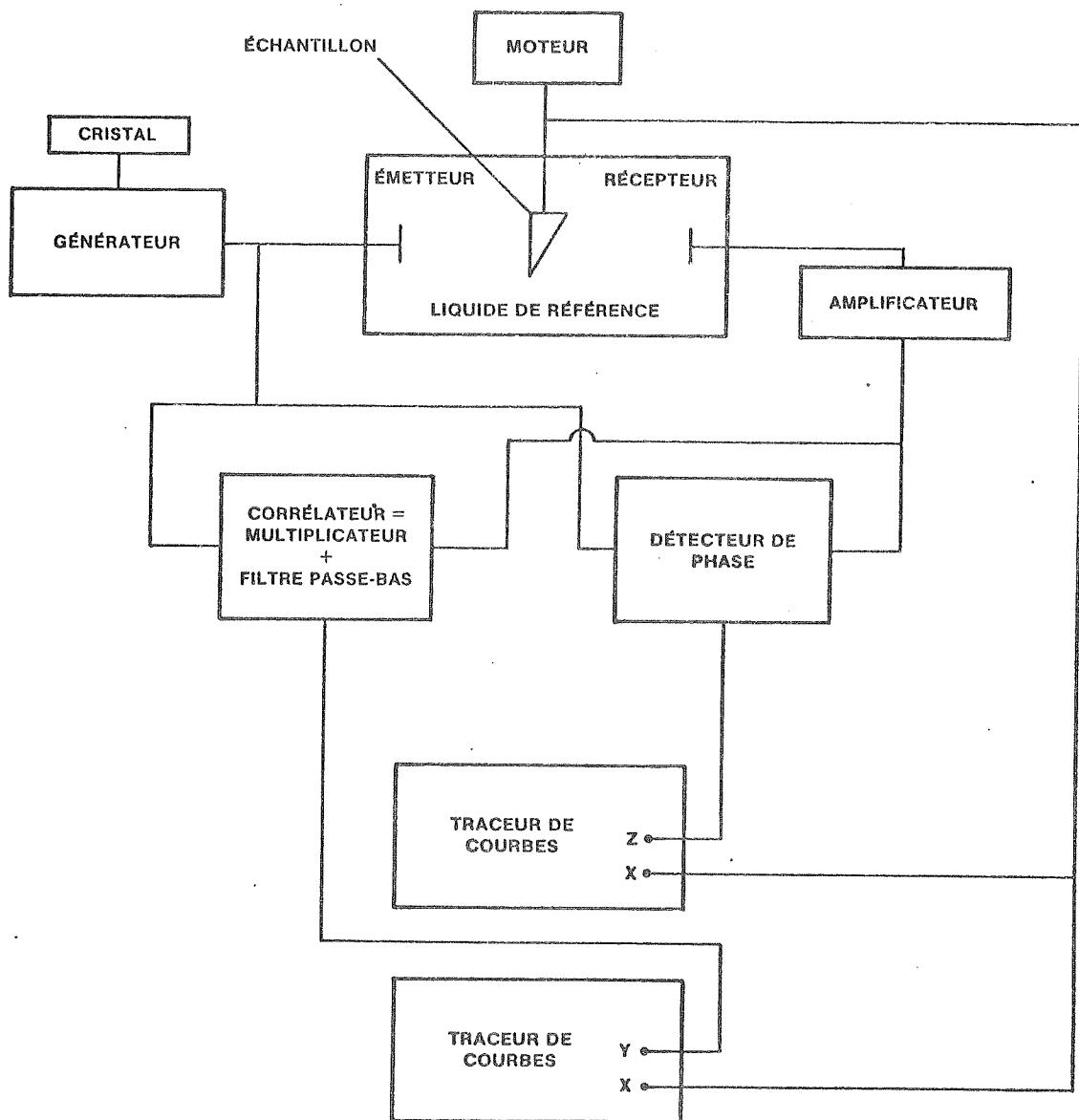


Figure 2.1: Diagramme du système

Les signaux émis et reçus sont, comme dans la méthode de Sedlacek et Asenbaum (1977), multipliés et filtrés par l'intermédiaire d'un corrélateur composé d'un multiplicateur analogique suivi d'un filtre passe-bas et le signal résultant est enregistré en ordonnée par le traceur X-Y.

Le coefficient d'atténuation de l'échantillon peut alors être obtenu à partir de la courbe enregistrée si l'on connaît les propriétés du liquide de référence et la densité et la vitesse du son dans l'échantillon.

D'autre part, la différence de phase entre les signaux est mesurée par un détecteur de phase dont la sortie est enregistrée en ordonnée Z sur un deuxième traceur (X-Z). La vitesse du son dans l'échantillon est calculée simplement comme proposé par Thiry et al. (1979) par la formule:

$$v_s = \frac{2\pi F v_s \Delta x}{2\pi F \Delta x + v_r \phi} \quad (2.1)$$

où v_s est la vitesse dans l'échantillon

v_r la vitesse dans le liquide de référence

Δx la variation d'épaisseur de l'échantillon entre les deux positions de l'éprouvette

ϕ la différence de phase correspondante

F la fréquence d'opération

Dans la suite de ce chapitre, le dispositif expérimental sera décrit en détail: tout d'abord le système mécanique (2.2) puis la méthode d'obtention des signaux (2.3) et enfin le traitement du signal pour la mesure d'atténuation (2.4) et la mesure de vitesse (2.5).

2.2 LE SYSTEME MECANIQUE

2.2.1 Le bain

Le montage mécanique est représenté sur la figure 2.2. Il a été réalisé à partir du montage de Drouin (1976) pour la mesure de vitesse dans les liquides en le modifiant pour l'adapter aux petits échantillons.

L'appareil consiste en un bain en acier inoxydable de 0,215 m X 0,08 m X 0,12 m. Les parois latérales ont été remplacées par des montants d'acier inoxydable horizontaux.

L'émetteur est monté dans une des parois tandis que le récepteur mobile est solidaire d'un chariot qui se déplace le long d'une vis de transmission. Deux guides en acier supportent le chariot de façon à assurer la rigidité de la structure et le parallélisme des transducteurs.

Un système similaire permet le déplacement de l'éprouvette qui contient l'échantillon dans la direction transversale: l'éprouvette est supportée par un bras solidaire d'un chariot (figure 2.3) qui se déplace le long d'une vis de transmission fixée sur l'un des deux mon-

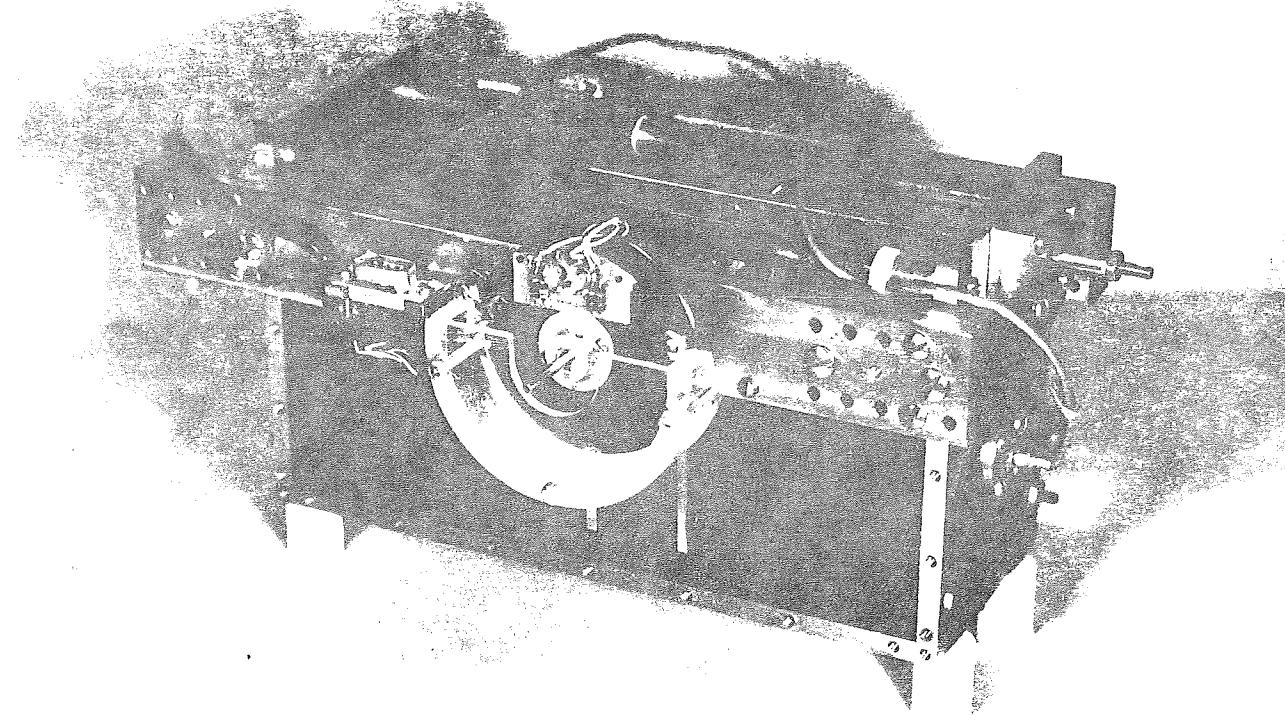


Figure 2.2: Appareil pour la mesure simultanée de la vitesse et de l'atténuation dans les petits échantillons. Vue mettant en évidence l'encodeur.

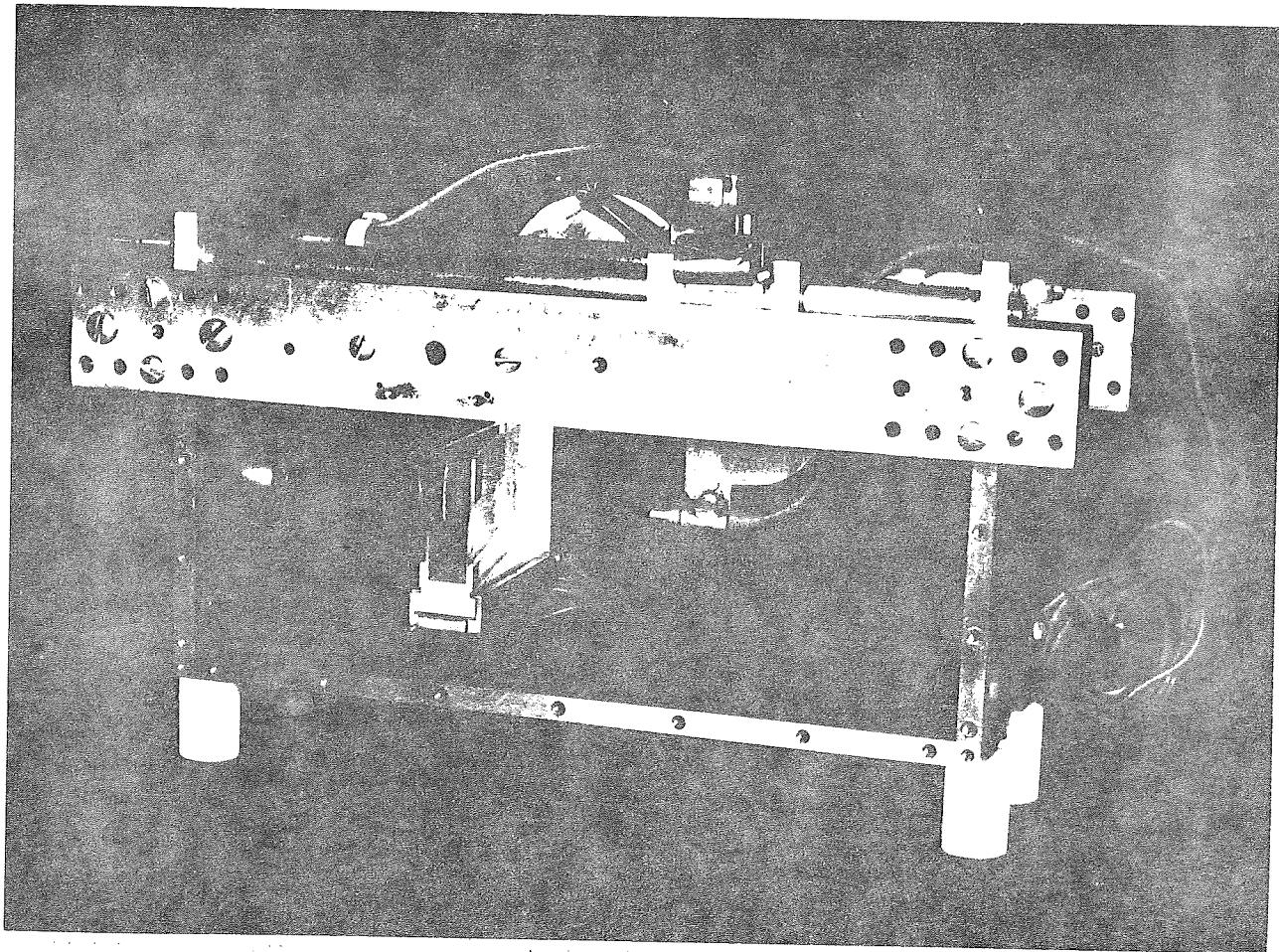


Figure 2.3: Appareil pour la mesure simultanée de la vitesse et de l'atténuation dans les petits échantillons. Vue mettant en évidence l'éprouvette.

tants du bain. Deux guides reliant les montants latéraux assurent la rigidité de manière à ce que le déplacement soit perpendiculaire au faisceau ultrasonore. Un moteur à courant continu à vitesse variable Bodine Electric Company R2797 est utilisé pour faire avancer le chariot.

Les montants latéraux peuvent se visser sur les parois du bain dans 5 positions distantes de 1 cm chacune de manière à ajuster la distance émetteur-éprouvette pour que l'éprouvette ne soit pas dans le champ proche du transducteur. (La longueur du champ proche dépend de la fréquence et des propriétés du liquide: Zemanek (1971).)

Deux plaques de caoutchouc verticales sont suspendues de chaque côté de l'éprouvette de manière à absorber les réflexions sur les parois du bain. Un trou circulaire du diamètre des transducteurs et aligné avec eux a été percé dans chaque plaque pour laisser passer le faisceau acoustique.

Le montage décrit est placé dans un bain isolé en plexiglas de dimensions intérieures de 0,31 m X 0,19 m X 0,10 m dans lequel est contenu le liquide de référence.

Le système peut être utilisé de deux manières:

a) pour les liquides disponibles en grande quantité (au moins 1 litre): le bain est fermé en montant les parois latérales.

Le moteur fait tourner la vis longitudinale et la distance

émetteur-récepteur varie. Ce montage peut être utilisé pour mesurer la vitesse par la méthode de Drouin (1976) ou l'atténuation et la vitesse par la méthode de Sedlacek et Asenbaum (1977)(cf. figure 2.4);

- b) pour les petits échantillons: les parois latérales sont remplacées par les montants latéraux. Le récepteur est fixe. Le moteur fait tourner la vis transversale et l'éprouvette se déplace perpendiculairement au chemin acoustique.

2.2.2 L'éprouvette

Dépendant de la nature du liquide de référence, deux types d'éprouvette ont été utilisés. Ils sont représentés sur la figure 2.5.

L'éprouvette A est en plexiglas. Elle a été utilisée dans tous les cas où le liquide de référence n'était pas l'alcool. Les parois latérales ont été émincées dans la partie médiane sur une hauteur de 15 mm de manière à diminuer l'influence de l'atténuation du plexiglas sans nuire à la rigidité.

L'éprouvette B est en polycarbonate. Elle a été introduite à la suite des problèmes de détérioration du plexiglas dans l'alcool.

Les dimensions de l'éprouvette sont limitées par celles des échantillons: l'épaisseur du muscle cardiaque ne dépasse pas 1 cm chez le chien. D'autre part, on essaye d'avoir l'angle le plus faible possible

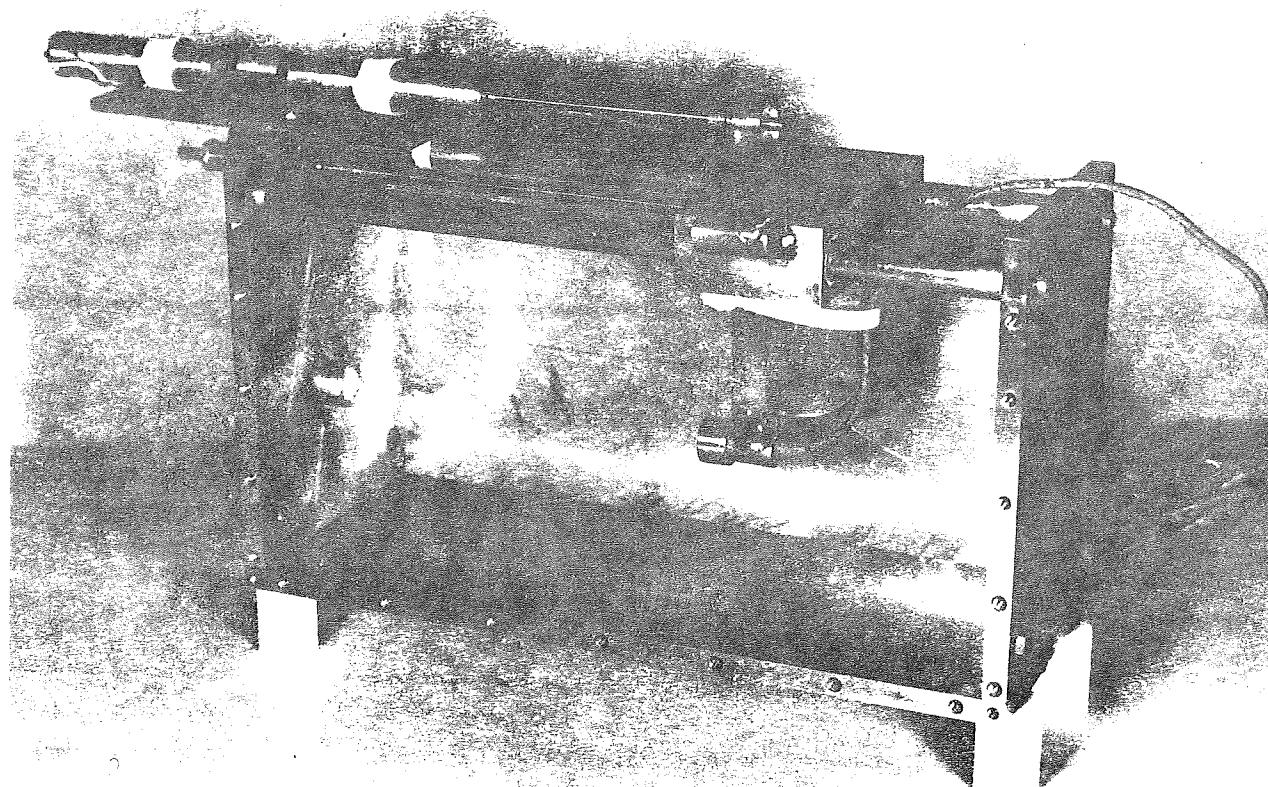


Figure 2.4: Appareil pour la mesure de vitesse dans les liquides.

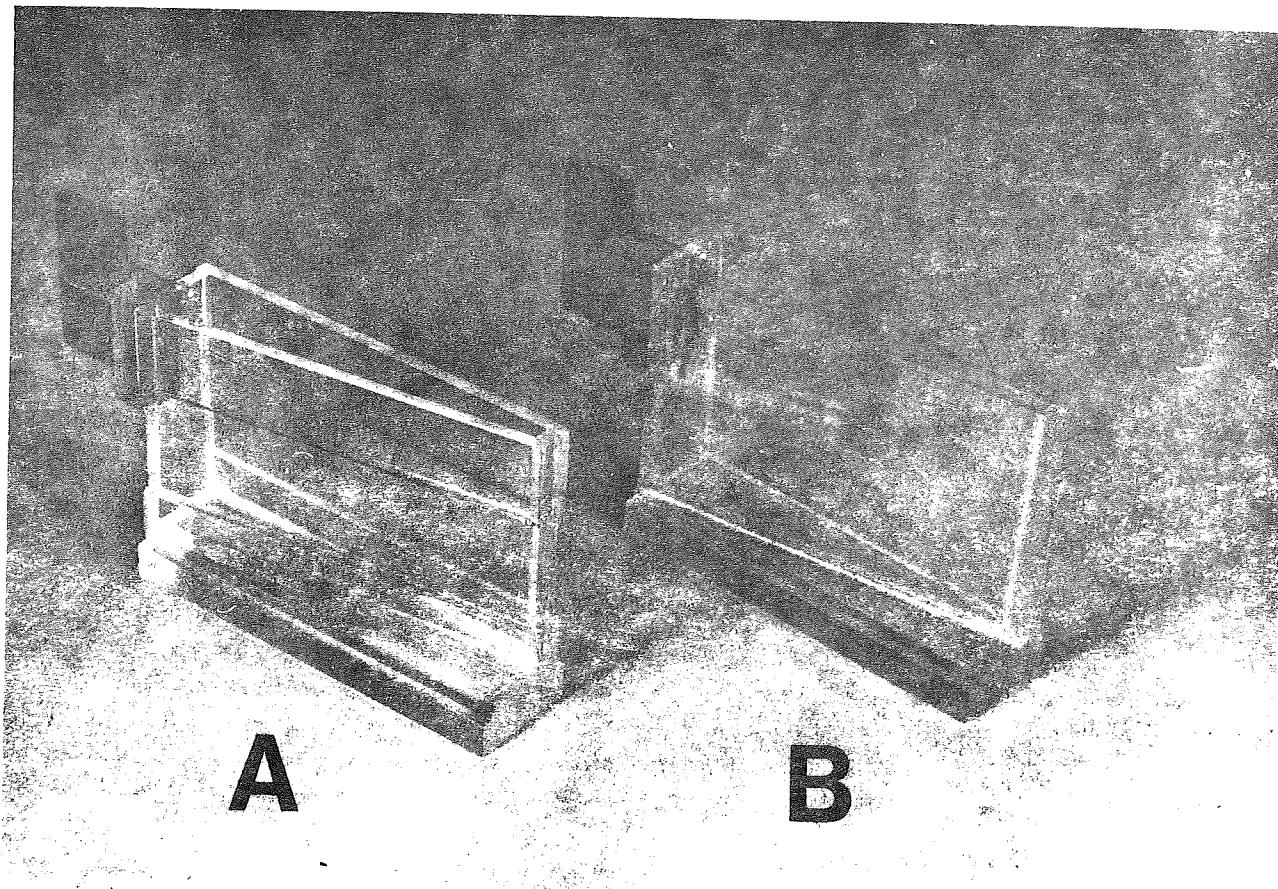


Figure 2.5: Eprouvettes:
A - Plexiglas
B - Polycarbonate

compte tenu de ces considérations de façon à minimiser des pertes par réflexion.

La petite ailette peinte en noir représentée sur la figure 2.5 sert à repérer le zéro en X des courbes enregistrées. Le passage du bord antérieur de l'aillette à travers une cellule photoélectrique ramène le compteur de l'encodeur à zéro.

Les dimensions de chaque éprouvette sont mesurées avec précision au pied à coulisse avant de les utiliser.

2.2.3 Mesure des déplacements

Le déplacement de l'éprouvette par rapport à une position de référence est mesuré à partir de la position angulaire de la vis par un encodeur de position. Il s'agit d'un encodeur no. C-2745-200-B-2 de Théta Instruments. L'encodeur est une roue à fentes qui coupe un faisceau lumineux aligné sur un photodétecteur. L'encodeur fait avancer ou reculer un compteur 12 bits dont la sortie passe dans un convertisseur D/A DAC-80-ZCB avant d'entrer dans le traceur.

Lorsque l'aillette opaque de l'éprouvette coupe le faisceau lumineux d'un assemblage source et senseur TIL 147 fixé au bain, le chargement du compteur est commandé et la position de référence est obtenue pour 0 V.

Les détails de ce montage ont été décrits par Langevin (1979). Le détail du circuit est donné dans l'annexe 1.

2.2.4 Contrôle de température

La température du liquide de référence est contrôlée en le faisant circuler dans le circulateur de laboratoire HAAKE 13-874-130.

La température dans le bain est mesurée par un thermomètre à quartz Hewlett-Packard 2801A.

D'autre part, un thermocouple Chromel-Alumel est inséré dans l'éprouvette par un trou pratiqué dans la paroi qui ne passe pas dans le chemin acoustique, ce qui permet de mesurer la température dans l'échantillon pendant l'expérience même. Le thermocouple a été calibré dans notre laboratoire dans les domaines de température où les expériences ont été effectuées, soit 20°C et 37°C . Le thermocouple a été choisi à cause de son faible encombrement qui permet de le laisser dans l'éprouvette pendant les expériences.

2.3 LES SIGNAUX

2.3.1 Le signal émis

L'émetteur est soumis à une tension sinusoïdale produite par un générateur de fonction Tektronix FG504.

Le générateur est relié à un circuit stabilisateur de fréquence composé d'un oscillateur à quartz associé à un diviseur de fréquence (division par 2, 3, 4 et 8). Un jeu de cristaux de fréquences de résonance différentes permet d'élargir le nombre des fréquences utilisables de 1 à 8 MHz.

Le signal est amplifié à l'aide d'un amplificateur de 50 dB suivi d'atténuateurs à gain variable ajustés de manière à obtenir une amplitude de 12 V_{CC}.

2.3.2 Transducteurs

Les transducteurs qui convertissent l'énergie électrique en énergie acoustique sont des cristaux piézoélectriques de titanate de baryum PZT-4A fabriqués par Channel Industries. Ils ont un diamètre de 9,53 mm (0,375 pouce) et une épaisseur de 0,38 mm (0,150 pouce). Leur fréquence de résonance est 5 MHz.

Pour éviter le déphasage entre les signaux électriques et acoustiques, ils sont excités à des fréquences qui ne sont pas proches de leur fréquence de résonance (Drouin, 1976).

2.4 LE TRAITEMENT DU SIGNAL

2.4.1 Généralités

L'idée d'utiliser la corrélation croisée pour la mesure de l'atté-

nuation des ultrasons dans les liquides vient de Sedlacek et Asenbaum (1977) dont l'appareil est présenté au paragraphe 1.2.3.

Ce traitement est obtenu analogiquement en envoyant les deux signaux dans un corrélateur composé d'un multiplicateur et d'un filtre passe-bas.

Si les signaux émis et reçu sont respectivement proportionnels à $A_o \cos \omega t$ et $A_n \cos (\omega t + \phi)$, la sortie devrait être:

$$H A_o A_n \cos \omega t \cos (\omega t + \phi) = H \frac{A_o A_n}{2} [\cos \phi + \cos (2\omega t + \phi)]$$

où A_o est l'amplitude à la sortie du générateur, donc constante et A_n et ϕ varient avec le passage de l'éprouvette dans le champ acoustique.

H est une constante de porportionnalité tenant compte des conversions piézoélectriques et des gains des appareils.

Après passage dans le filtre passe-bas pour éliminer la composante à haute fréquence, il reste:

$$\frac{H A_o A_n \cos \phi}{2}$$

2.4.2 Le multiplicateur et le filtre

Le multiplicateur utilisé est un Analog Devices modèle no. 429B. Ses performances seront analysées au chapitre V.

Le rôle du filtre passe-bas est de couper les hautes fréquences (2 wt) de l'ordre des mégahertz et de laisser passer les basses fréquences de l'ordre du hertz dues au mouvement de l'éprouvette.

Le filtre fabriqué au laboratoire à partir d'un filtre Burr Brown no. UAF-41 auquel ont été rajoutées les composantes extérieures R-C est un filtre du 2ième ordre avec une fréquence de coupure de 25 Hz et un amortissement de 0,707. Les valeurs ont été choisies pour ne pas avoir de gain à certaines fréquences, pour ne pas avoir de déphasage pour des fréquences plus petites que 1 Hz et pour atténuer le plus possible le bruit. Ces spécifications sont données par Langevin (1979) et le détail du circuit est fourni dans l'annexe 1.

2.5 LE DETECTEUR DE PHASE

Le calcul de l'atténuation nécessitant de connaître la vitesse du son dans l'échantillon, le système de mesure de la vitesse du son dans de petits échantillons décrit par Thiry (1979) et disponible dans le laboratoire fut incorporé au montage.

La méthode consiste à enregistrer la différence de phase entre les signaux émis et reçu à partir de laquelle la vitesse du son dans l'échantillon peut être calculée par la formule (2.1).

Un détecteur de phase de la compagnie Optical Electronics Inc. no. 3421 a été utilisé. Ses propriétés ont été vérifiées au labora-

toire. Sa sortie varie de 0 à 9 V. quand la phase varie de 0 à 180 degrés. Sa sortie est connectée à l'entrée Z du traceur de courbes (X-Z) et la variation de phase est enregistrée au complet.

Le détail du circuit électronique est donné dans l'annexe 1.

CHAPITRE III
MODELE A TROIS MILIEUX

3.1 INTRODUCTION

Pour établir la relation entre le signal enregistré et le coefficient d'atténuation de l'échantillon étudié, une modélisation du système a dû être réalisée.

Dans ce chapitre, un premier modèle à trois milieux est présenté. Tout d'abord, les hypothèses et la théorie sur lesquelles il est fondé sont exposées.

Une évaluation de ce modèle a ensuite été effectuée en comparant des simulations théoriques aux résultats expérimentaux et il n'a pas été jugé satisfaisant. Les raisons de cette conclusion sont exposées dans le dernier paragraphe.

3.2 HYPOTHESES

Pour modéliser le système, un certain nombre d'hypothèses ont dû être faites concernant la propagation des ondes et les propriétés des milieux traversés, le faisceau acoustique et la géométrie du système.

On suppose que:

- (1) les milieux traversés par les ultrasons sont homogènes;

- (2) les ondes sont des ondes planes et elles peuvent être représentées par une fonction sinusoïdale amortie;
- (3) il y a un système d'ondes stationnaires qui peuvent être schématisées sous la forme d'une onde émise et d'une onde réfléchie;
- (4) les pertes par diffraction sont négligeables;
- (5) les capteurs sont parfaitement parallèles;
- (6) la déviation du faisceau acoustique due à la réfraction dans la paroi oblique est faible;
- (7) trois milieux seulement sont traversés par le faisceau acoustique, comme représenté sur la figure 3.1, c'est-à-dire:
 - milieu 1 de longueur ℓ_1 : liquide de référence
 - milieu 2 de longueur ℓ_2 : échantillon
 - milieu 3 de longueur ℓ_3 : liquide de référence

Ceci implique les hypothèses suivantes:

- (8) l'atténuation dans les parois de l'éprouvette est négligeable;
- (9) les réflexions sur les interfaces avec les parois de l'éprouvette, y compris la paroi oblique, peuvent être négligées.

3.3 THEORIE DU MODELE A TROIS MILIEUX

3.3.1 Calcul de la pression sur le récepteur

Compte tenu des hypothèses (2) et (3), le déplacement et la pression dans le milieu i sont reliés par la relation:

$$P_i = -\rho_i V_i \frac{\partial \xi_i}{\partial x_i} \quad \text{et s'écrivent}$$

respectivement:

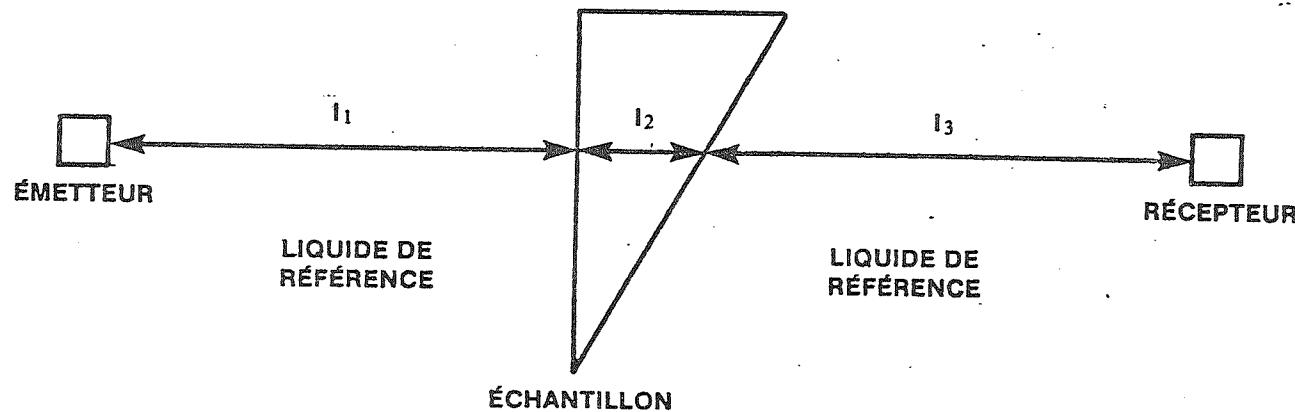


Figure 3.1: Schéma des trois milieux

$$\xi_i = A_i \exp \left[i \omega \left(t - \frac{x_i}{V_i} \right) - \alpha_i x_i \right] + B_i \exp \left[i \omega \left(t + \frac{x_i}{V_i} \right) + \alpha_i x_i \right] \quad (3.1)$$

$$P_i = i \rho_i V_i \omega \left\{ A_i \exp \left[i \omega \left(t - \frac{x_i}{V_i} \right) - \alpha_i x_i \right] - B_i \exp \left[i \omega \left(t + \frac{x_i}{V_i} \right) + \alpha_i x_i \right] \right\} \quad (3.2)$$

avec $i = 1, 3$.

Dans le liquide de référence non absorbant, le coefficient d'atténuation est nul: $\alpha_1 = \alpha_3 = 0$ tandis que α_2 est la valeur recherchée.

A l'émetteur, la pression a la forme:

$$P_0 = i \rho_1 V_1 \omega A_0 \exp(i \omega t) \quad (3.3)$$

La pression au récepteur s'écrit:

$$P_3 = i \rho_1 V_1 \omega \left\{ A_3 \exp \left[i \left(\omega t - \frac{\omega \ell_3}{V_1} \right) \right] - B_3 \exp \left[i \left(\omega t + \frac{\omega \ell_3}{V_1} \right) \right] \right\} \quad (3.4)$$

Pour obtenir le coefficient d'atténuation α_2 à partir du signal reçu par le capteur, il faut établir une relation entre les coefficients d'amplitude A_3 et B_3 et α_2 . On utilise pour cela les conditions de continuité de la pression et du déplacement aux interfaces.

Pour simplifier l'écriture, on posera:

$$m_i = \rho_i v_i \quad (3.5)$$

$$\phi_i = \frac{\omega \ell_i}{v_i}$$

La pression à la source a la forme:

$$x_1 = 0 \quad P_0 = -i m_1 \omega A_0 \exp(i \omega t)$$

d'où

$$A_1 - B_1 = A_0 \quad (3.6)$$

À l'interface 1 - 2 entre le liquide de référence et l'échantillon étudié:

$$x_1 = \ell_1 \quad x_2 = 0$$

Déplacement:

$$A_1 \exp(-i\phi_1) + B_1 \exp(i\phi_1) = A_2 + B_2 \quad (3.7)$$

Pression:

$$m_1 A_1 \exp(-i\phi_1) - m_1 B_1 \exp(i\phi_1) = m_2 (A_2 - B_2) \quad (3.8)$$

A l'interface 2 - 3 entre l'échantillon et le liquide de référence:

$$x_2 = \ell_2 \quad x_3 = 0$$

Déplacement:

$$A_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2 - i\phi_2) + B_2 \exp(\alpha_2 \ell_2 + i\phi_2) = A_3 + B_3 \quad (3.9)$$

Pression:

$$\begin{aligned} & m_2 A_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2 - \phi_2) - m_2 B_2 \exp(\alpha_2 \ell_2 + i\phi_2) \\ &= m_3 (A_3 - B_3) \end{aligned} \quad (3.10)$$

A la surface du récepteur:

$$x_3 = \ell_3 \quad B_3 \exp(i\phi_3) = \psi A_3 \exp(-i\phi_3) \quad (3.11)$$

$$\text{où } B_3 = \phi A_3 \text{ avec } \phi = \psi \exp(-2i\phi_3)$$

ψ est le coefficient de réflexion à la surface du capteur. On peut le déterminer théoriquement à partir des lois de la réflexion.

On a un système linéaire de 6 équations à 6 inconnues:

$A_1, B_1, A_2, B_2, A_3, B_3, \alpha_2$ étant le paramètre. On peut donc calculer A_3 et B_3 en fonction de α_2 . La résolution est explicitée dans l'annexe 2.

On obtient, pour A_3 :

$$A_3 = \frac{2 m_1 m_2 A_0}{DD} \quad (3.12)$$

$$\text{avec } DD = r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) + i [q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) \\ + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)]$$

où r_1, r_2, q_1, q_2 sont des fonctions de $m_1, m_2, \phi_1, \phi_2, \phi_3$ et ψ explicitées dans l'annexe 2.

On a immédiatement B_3 à partir de l'équation (3.11)

3.3.2 Calcul du facteur de corrélation $S_{1,2}$

Les signaux émis et reçu par les capteurs piézoélectriques S_1 et S_2 sont proportionnels à la pression exercée sur leurs faces.

Si le signal émis à la forme:

$$S_1 = k_1 m_1 \omega a \cos \omega t \quad (3.13)$$

la pression s'écrit:

$$p_0 = m_1 a \omega \cos \omega t$$

On retrouve l'expression complexe utilisée précédemment en posant:

$$A_0 = a_0 + i b_0 \quad \text{et} \quad a_0 = 0 \quad b_0 = -a$$

Pour le récepteur, on a:

$$p_3 = i m_3 \omega \left[A_3 \exp(i \omega t - i \phi_3) - B_3 \exp(i \omega t + i \phi_3) \right]$$

Posons:

$$A_3 = a_3 + i b_3$$

$$p_3 = m_1 \omega (1 - \psi) (a_3 + i b_3) \exp(i \omega t - i \phi_3)$$

et

$$\operatorname{Re}(p_3) = m_3 \omega (1 - \psi) \left[a_3 \sin(\omega t - \phi_3) + b_3 \cos(\omega t - \phi_3) \right]$$

Le signal reçu aura donc la forme:

$$\begin{aligned} S_2(t) &= k_2 m_1 \omega (1 - \psi) \left[a_3 \sin(\omega t - \phi_3) \right. \\ &\quad \left. + b_3 \cos(\omega t - \phi_3) \right] \end{aligned} \tag{3.14}$$

k_1 et k_2 sont des constantes qui dépendent des caractéristiques

des capteurs et des circuits électriques.

Le facteur de corrélation croisée de ces deux signaux s'écrit:

$$S_{1,2} = \lim_{P \rightarrow \infty} \int_{-P}^{+P} S_1(t) S_2(t) dt \quad (3.15)$$

c'est-à-dire:

$$\begin{aligned} S_{1,2} = & \lim_{P \rightarrow \infty} \frac{1}{2P} \int_{-P}^{+P} k_1 k_2 m_1^2 \omega^2 (1 - \psi) \left[a_3 \sin(\omega t - \phi_3) \right. \\ & \left. + b_3 \cos(\omega t - \phi_3) \right] \cos \omega t dt \end{aligned}$$

en développant, il vient:

$$\begin{aligned} S_{1,2} = & K \lim_{P \rightarrow \infty} \frac{1}{2P} \int_{-P}^{+P} \left[a_3 \sin(2\omega t - \phi_3) - a_3 \sin \phi_3 \right. \\ & \left. + b_3 \cos(2\omega t - \phi_3) + b_3 \cos \phi_3 \right] dt \end{aligned}$$

Si on intègre sur une période de temps $2P$ grande par rapport à la période du système $\frac{2\pi}{\omega}$, les termes à haute fréquence disparaissent et il reste:

$$S_{1,2} = K (b_3 \cos \phi_3 - a_3 \sin \phi_3) \quad (3.16)$$

En remplaçant a_3 et b_3 par leur valeur (équation (3.12)), il vient:

$$S_{1,2} = K \frac{N}{D} \quad (3.17)$$

avec $N = [r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)] \cos \phi_3 - [q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)] \sin \phi_3$

$$D = [r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)]^2 + [q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)]^2$$

En faisant varier l'épaisseur de l'échantillon ℓ_2 dans l'équation (3.17), on peut simuler la variation du coefficient de corrélation pendant une expérience.

Un programme d'ordinateur CORREL a été écrit dont la liste est en annexe 3.

On entre les propriétés physiques du liquide de référence et de l'échantillon, les caractéristiques géométriques du système, la fréquence, le coefficient de réflexion sur le récepteur, on fait varier ℓ_2 et on obtient la courbe $S_{1,2}(\ell_2)$.

Des simulations ont été effectuées en utilisant les propriétés de l'huile silicone Dow Corning 710 et de l'eau distillée (figure 3.3).

3.3.3 Calcul de α_2 à partir de $S_{1,2}$

Dans le cas où les deux capteurs sont plongés dans un milieu

homogène, la relation entre le signal traité $S_{1,2}$ et l'atténuation est (Sedlacek et Asenbaum 1977):

$$S_{1,2} = C \exp(-\alpha x) \cos 2\pi \frac{x}{\lambda} \quad (3.18)$$

Malheureusement, avec plusieurs milieux, la relation est beaucoup plus complexe et le moyen le plus simple d'obtenir α à partir de la courbe $S_{1,2}(\ell_2)$ semble être d'inverser l'équation (3.17).

L'équation (3.17) s'écrit:

$$S_{1,2} = K \frac{N}{D} \quad (3.19)$$

$$\text{avec } N = (r_1 \cos \phi_3 - q_1 \sin \phi_3) \exp(\alpha_2 \ell_2) + (r_2 \cos \phi_3 - q_2 \sin \phi_3) \exp(-\alpha_2 \ell_2)$$

$$D = (r_1^2 + q_1^2) \exp(2\alpha_2 \ell_2) + 2(r_1 r_2 + q_1 q_2) + (r_2^2 + q_2^2) \exp(-2\alpha_2 \ell_2)$$

Pour éliminer la constante K , il est nécessaire de prendre deux points sur la courbe de corrélation croisée en fonction de la position.

En écrivant l'équation (3.19) pour les deux points $(\ell_2, S_{1,2})$ et $(\ell_2, S_{1,2}')$ et en éliminant K , on obtient une équation en $\exp(-\alpha_2 \ell_2)$ qui peut être résolue par une méthode de type Newton-Raphson.

Un programme d'ordinateur NEUTON a été écrit. Il est donné en annexe 3.

3.4 EVALUATION DU MODELE

3.4.1 Comparaison des simulations aux résultats expérimentaux

Des expériences préliminaires ont été effectuées pour vérifier le modèle en comparant les courbes expérimentales aux simulations.

a) Silicone et eau distillée

Des expériences ont été faites avec de l'huile silicone Dow Corning 710 plongée dans l'eau distillée à 3,4 MHz (figure 3.3).

La simulation correspondante est représentée à la figure 3.2.

Les courbes ont la même allure générale mais leur forme est différente.

b) Éprouvette pleine en plexiglas

Une éprouvette pleine en plexiglas a été construite pour tester le modèle dans un cas réel de trois milieux. La courbe expérimentale et la simulation correspondante pour l'éprouvette pleine dans l'eau distillée sont présentées sur les figures 3.4 et 3.5. La courbe expérimentale a une forme très différente de celle de la courbe simulée. Il faut mentionner que, dans la simulation, le plexiglas a été considéré comme un liquide et il n'a donc pas été tenu compte des

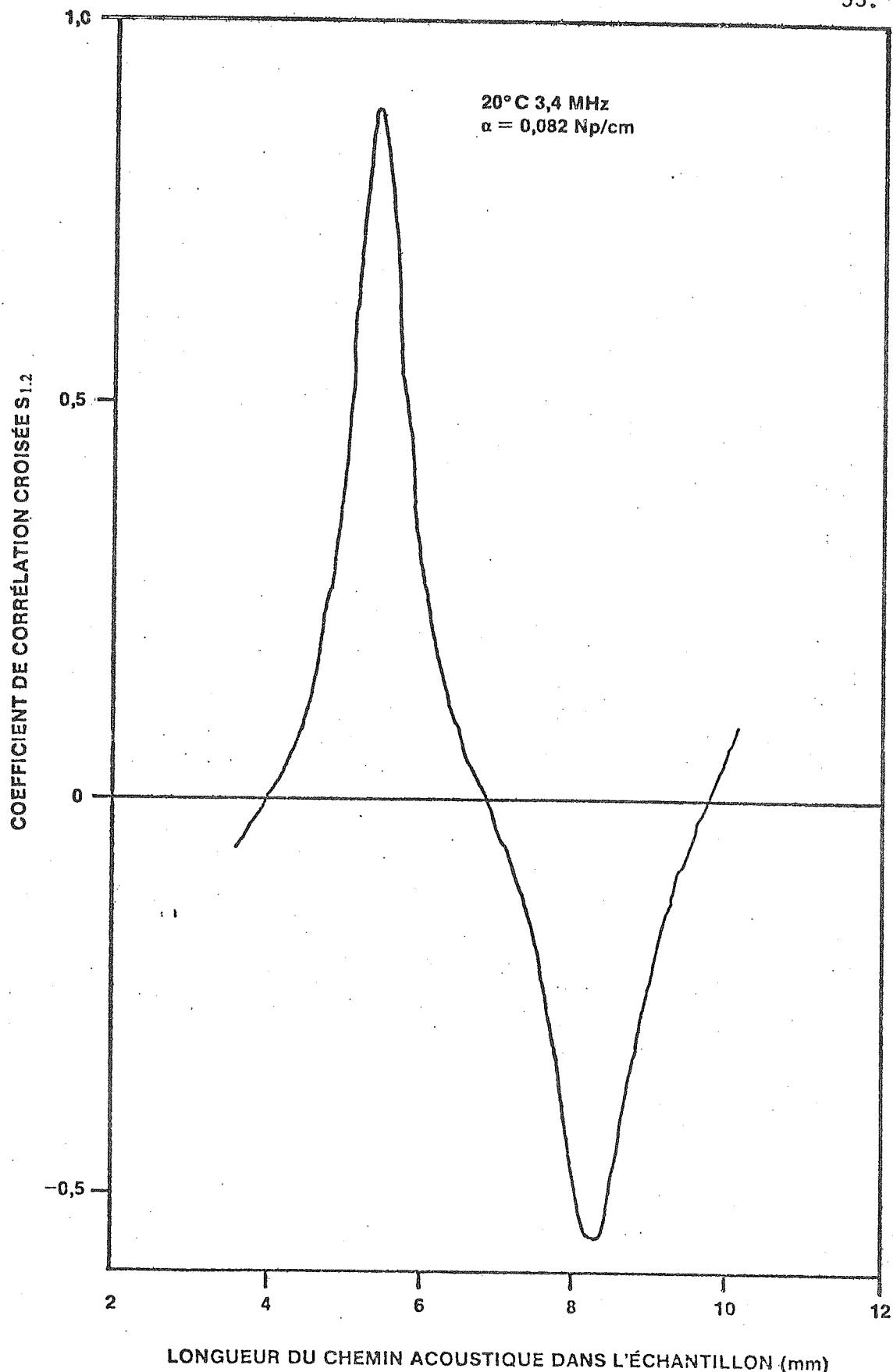


Figure 3.2: Simulation pour l'huile silicone Dow Corning no 710

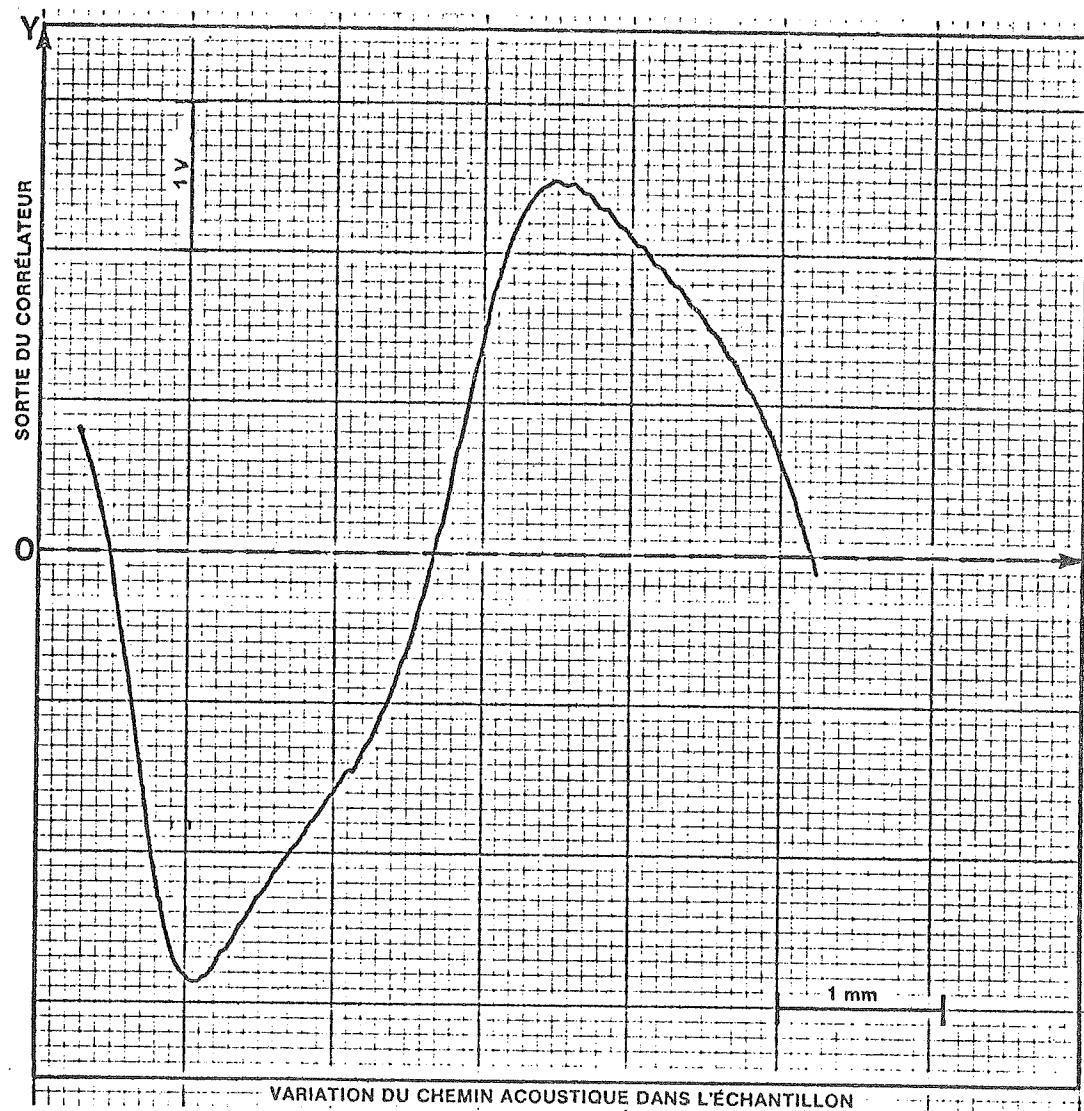


Figure 3.3: Courbe enregistrée avec l'huile silicone Dow Corning no 710 à 20°C et 3,4 MHz

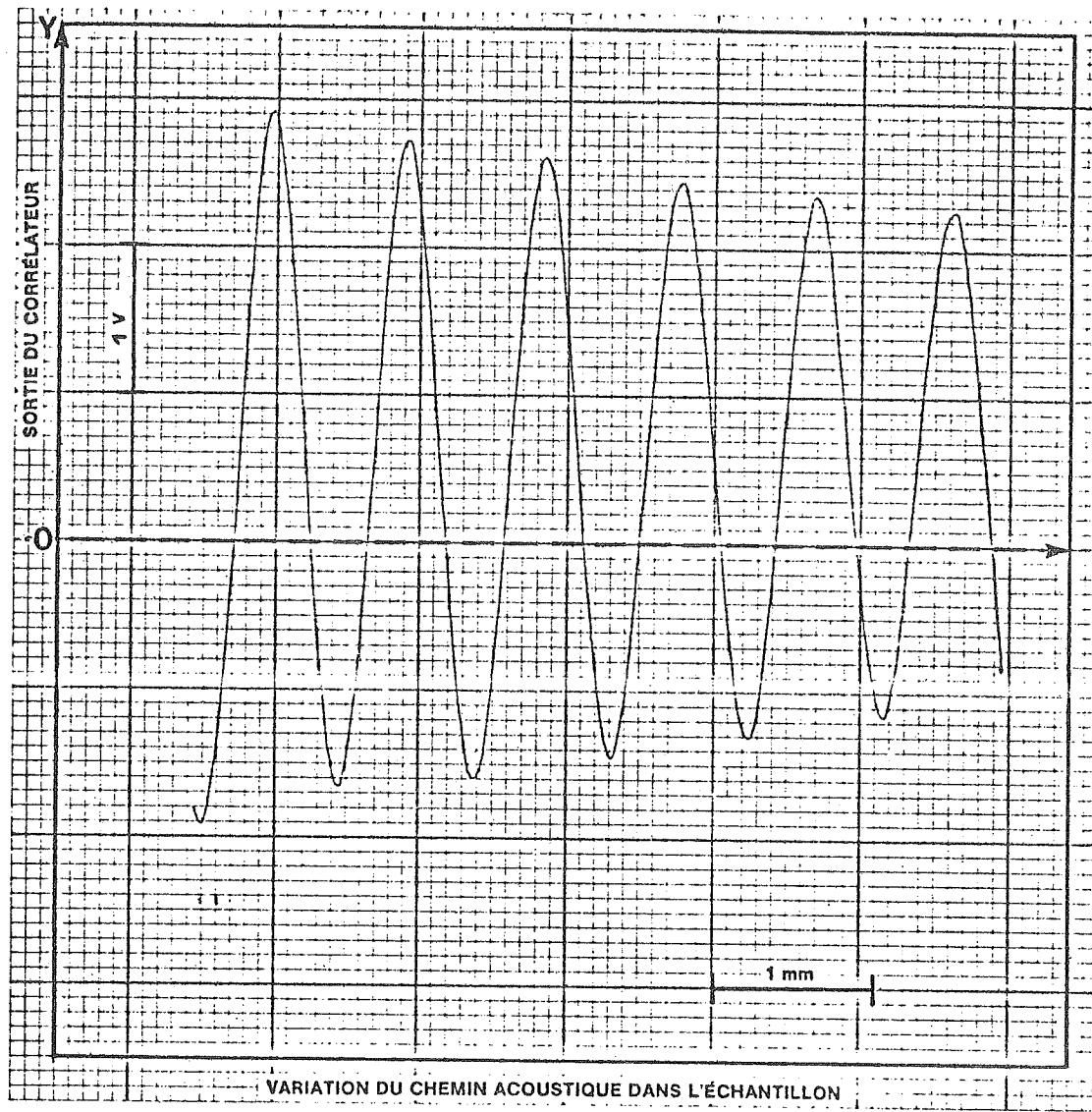
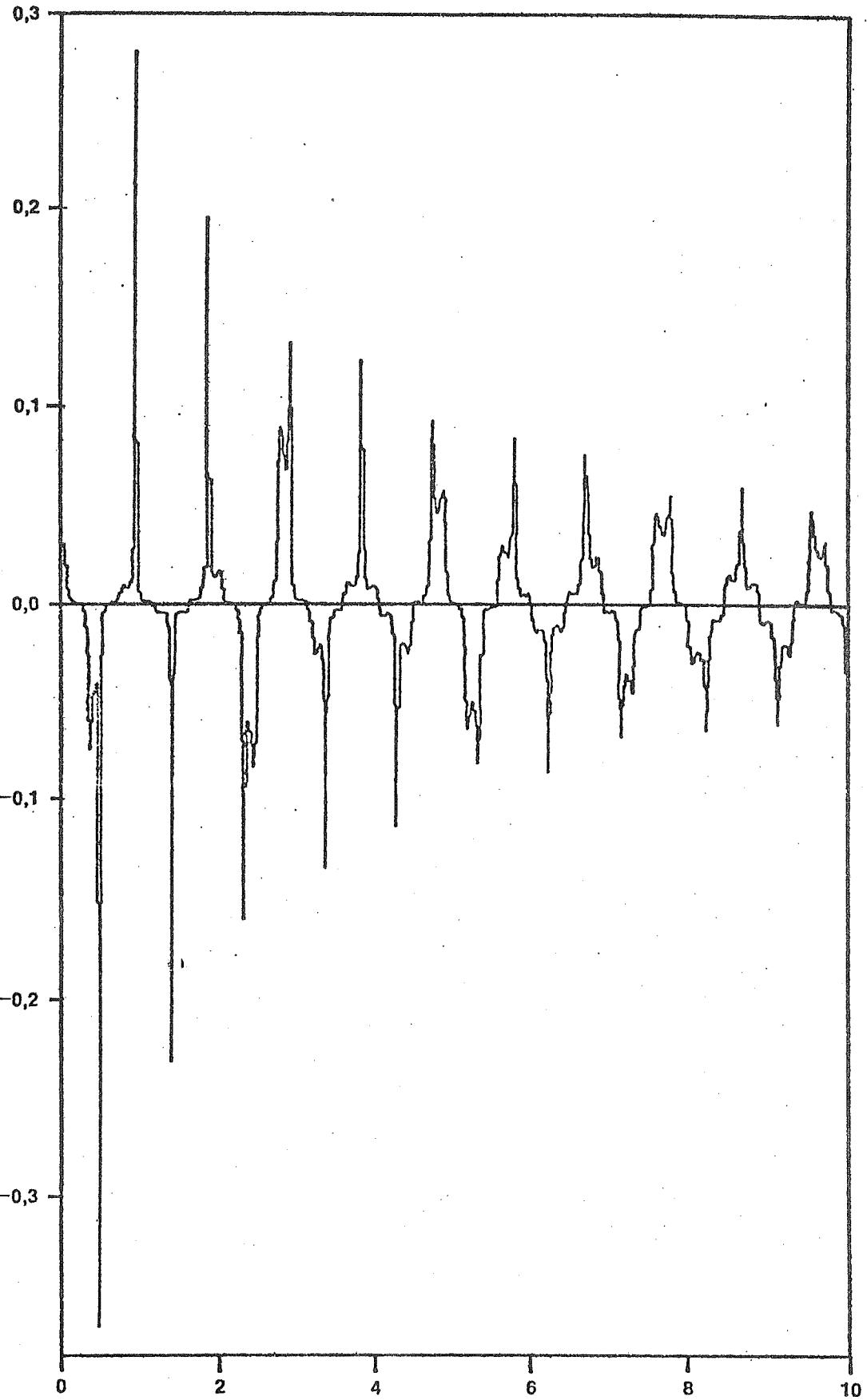


Figure 3.4: Courbe enregistrée avec l'éprouvette pleine en plexiglas

COEFFICIENT DE CORRÉLATION CROISÉE $S_{1,2}$



56.

LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 3.5: Simulation pour le plexiglas

ondes transversales, ce qui peut expliquer en partie le désaccord entre les deux courbes.

3.4.2 Causes d'erreur

Les différences entre les courbes expérimentales et simulées peuvent être attribuées à certaines simplifications du modèle:

- les réflexions sur les parois de l'éprouvette ne sont pas considérées malgré la différence entre les impédances acoustiques du milieu de référence et du plexiglas donnant un coefficient de réflexion de 0,37 pour l'interface eau distillée - plexiglas;
- l'atténuation dans le plexiglas est supposée négligeable alors qu'elle est du même ordre de grandeur que dans l'huile silicone: $0,19 \text{ cm}^{-1}$ à 1 MHz, 20°C , dans la paroi de plexiglas de .4 mm alors que $\alpha_{\text{silicone}} = 0,07 \text{ cm}^{-1}$ dans les mêmes conditions et l'épaisseur du silicone varie de 2 à 9 mm;
- la déviation du faisceau acoustique due à l'angle de la paroi oblique est supposée être nulle alors qu'on a un angle de 2 degrés dans ce cas (figure 3.6). De plus, les réflexions sur la paroi oblique se séparent du faisceau principal et ne vont pas frapper les transducteurs alors qu'elles sont comptées dans la théorie.

Il est donc apparu comme nécessaire de concevoir un modèle plus élaboré qui prenne en compte ces phénomènes.

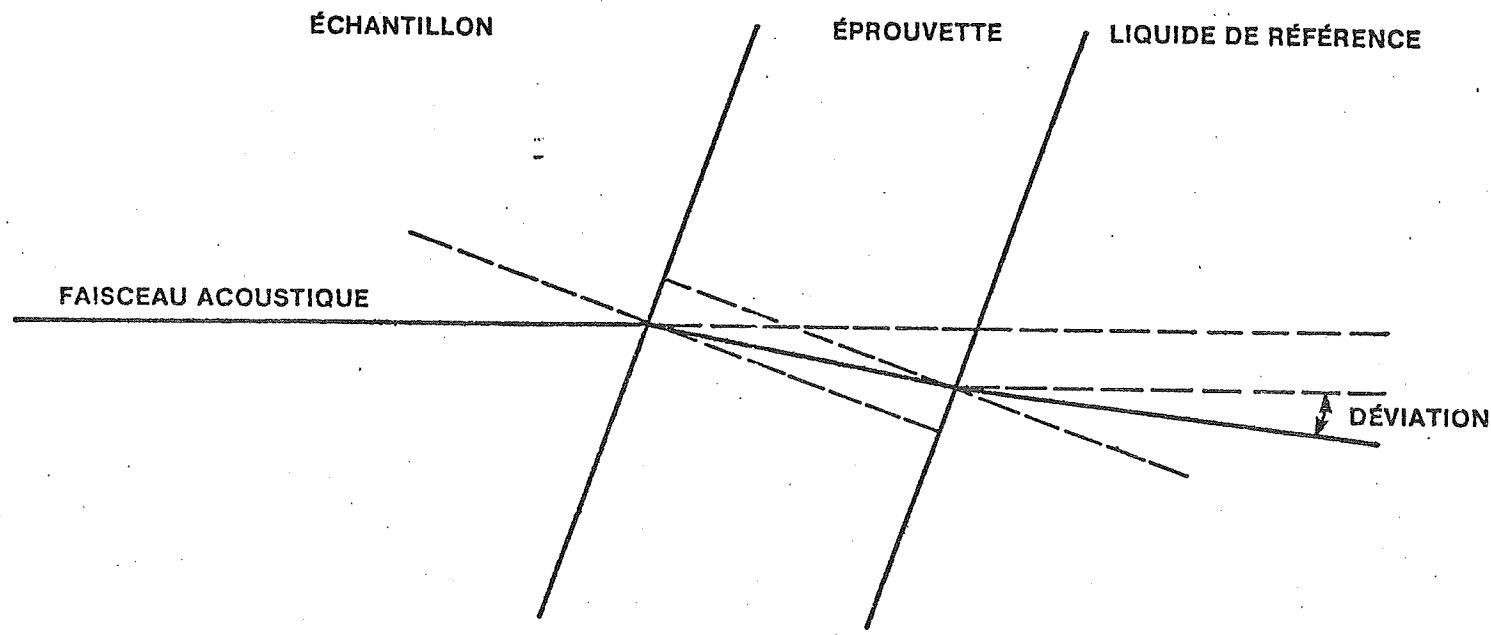


Figure 3.6: Déviation du faisceau acoustique due
à la paroi oblique de l'éprouvette

Le modèle à trois milieux garde une certaine utilité indicatrice car on a une relation explicite entre le coefficient de corrélation et l'atténuation, ce qui donne la possibilité de faire un calcul de sensibilité.

3.4.3 Sensibilité du calcul de α_2 à la mesure de longueur

Des essais ont été effectués avec le programme NEUTON. Ces tests ont montré l'extrême sensibilité du calcul de α_2 à la précision de la valeur de l_2 .

Un calcul d'erreur a été effectué pour vérifier cette constatation et chercher si cette sensibilité varie avec le choix des points sur la courbe.

Seules les erreurs sur les longueurs ont été considérées.

Deux sources d'erreur sur les longueurs doivent être considérées:

- (i) la mesure des longueurs à une position initiale: l_1, l_{20}, l_{30} ;
- (ii) la variation z par rapport à cette position mesurée par l'enco-deur. On a en effet:

$$\begin{aligned} l_2 &= l_{20} + z \\ l_3 &= l_{30} - z \end{aligned} \tag{3.20}$$

L'erreur sur α s'écrit donc:

$$\Delta\alpha_2 = \left| \Delta\ell_1 \frac{\delta\alpha_2}{\delta\ell_1} \right| + \left| \Delta\ell_{20} \frac{\delta\alpha_2}{\delta\ell_{20}} \right| + \left| \Delta\ell_{30} \frac{\delta\alpha_2}{\delta\ell_{30}} \right| + \left| \Delta z \frac{\delta\alpha_2}{\delta z} \right| \quad (3.21)$$

Si on écrit l'équation $s_{1,2} = f(\alpha_2)$ sous la forme:

$$F(s_{1,2}, \alpha_2, \ell_1, \ell_{20}, \ell_{30}, z) = s_{1,2} - f(\alpha_2) = 0 \quad (3.22)$$

on a, d'après la théorie des fonctions implicites pour les dérivées partielles, la formule:

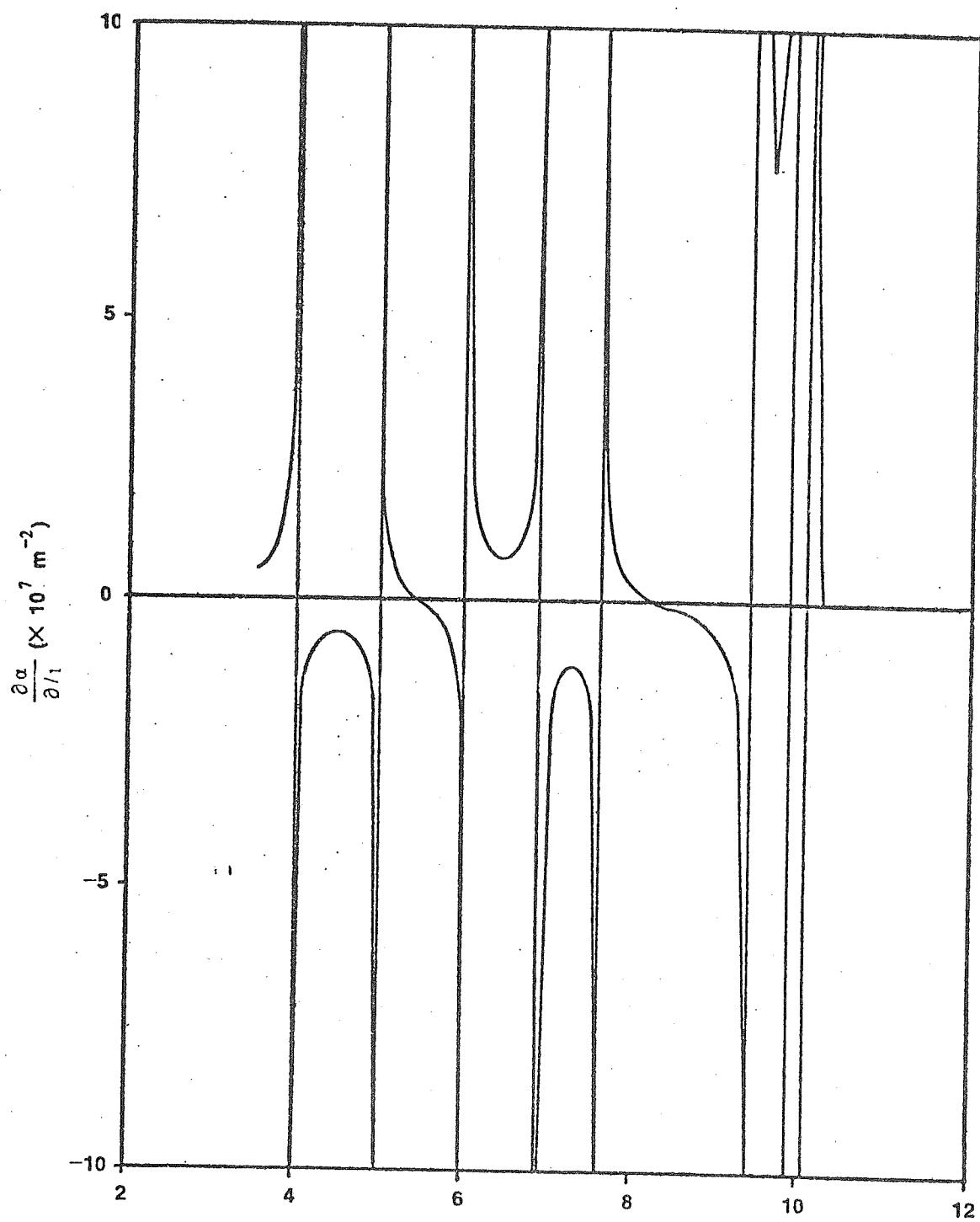
$$\frac{\delta\alpha_2}{\delta\ell_1} = - \frac{\delta F / \delta \ell_1}{\delta F / \delta \alpha_2} \quad (3.23)$$

pour ℓ_1 , pour tout point où $\frac{\delta F}{\delta \ell_1}$ est continue et $\frac{\delta F}{\delta \alpha_2} \neq 0$.

Les dérivées partielles sont calculées dans l'annexe 2.

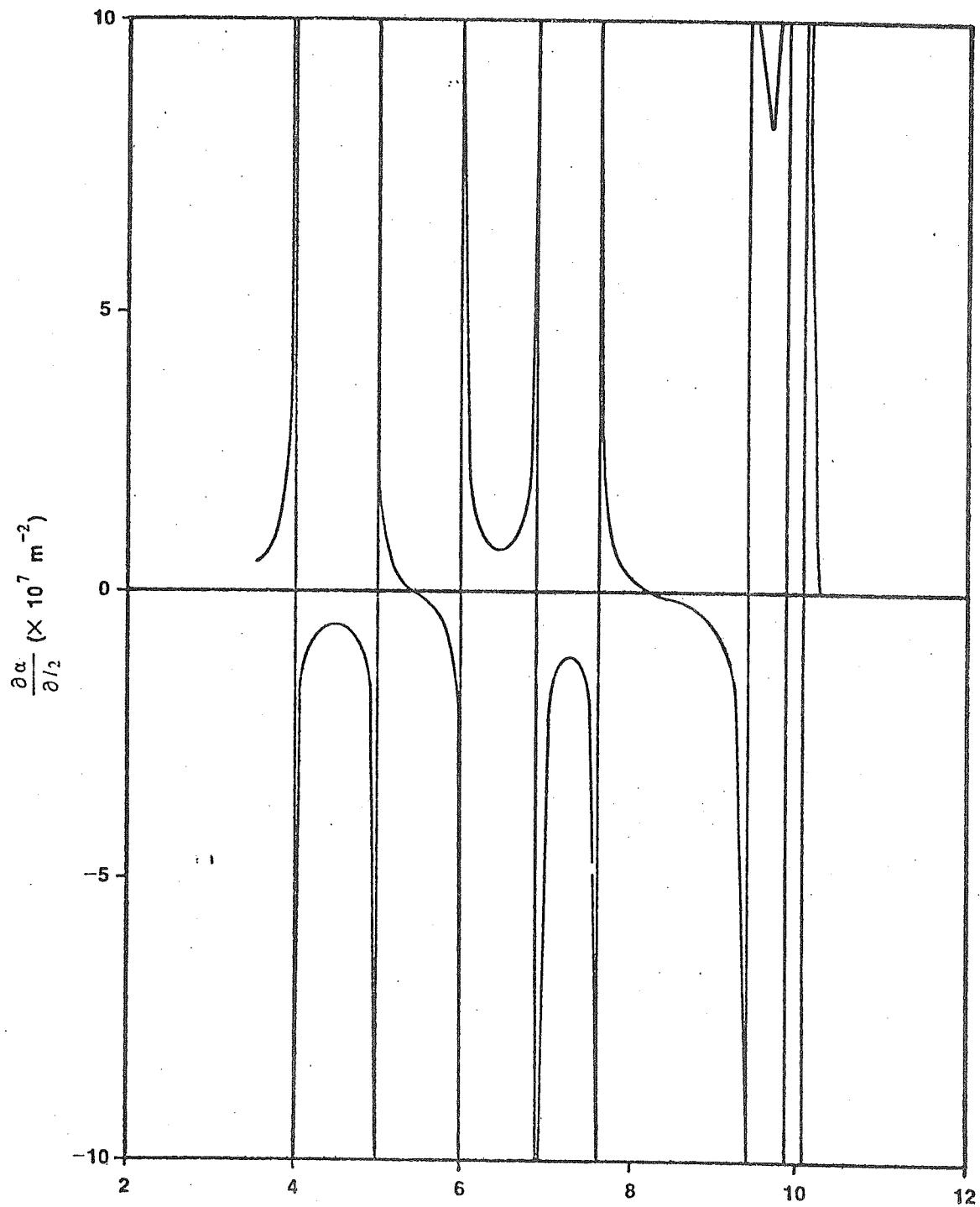
Un programme d'ordinateur ERREUR a été écrit pour calculer l'erreur sur α_2 .

Les figures 3.7 à 3.9 représentent la variation de $\Delta\alpha_2$ en fonction de ℓ_2 pour chaque variable et la figure 3.10 l'erreur cumulée pour des erreurs sur les longueurs de .01 mm. On voit que $\Delta\alpha_2$ est très élevée sauf aux deux sommets où elle s'annule.



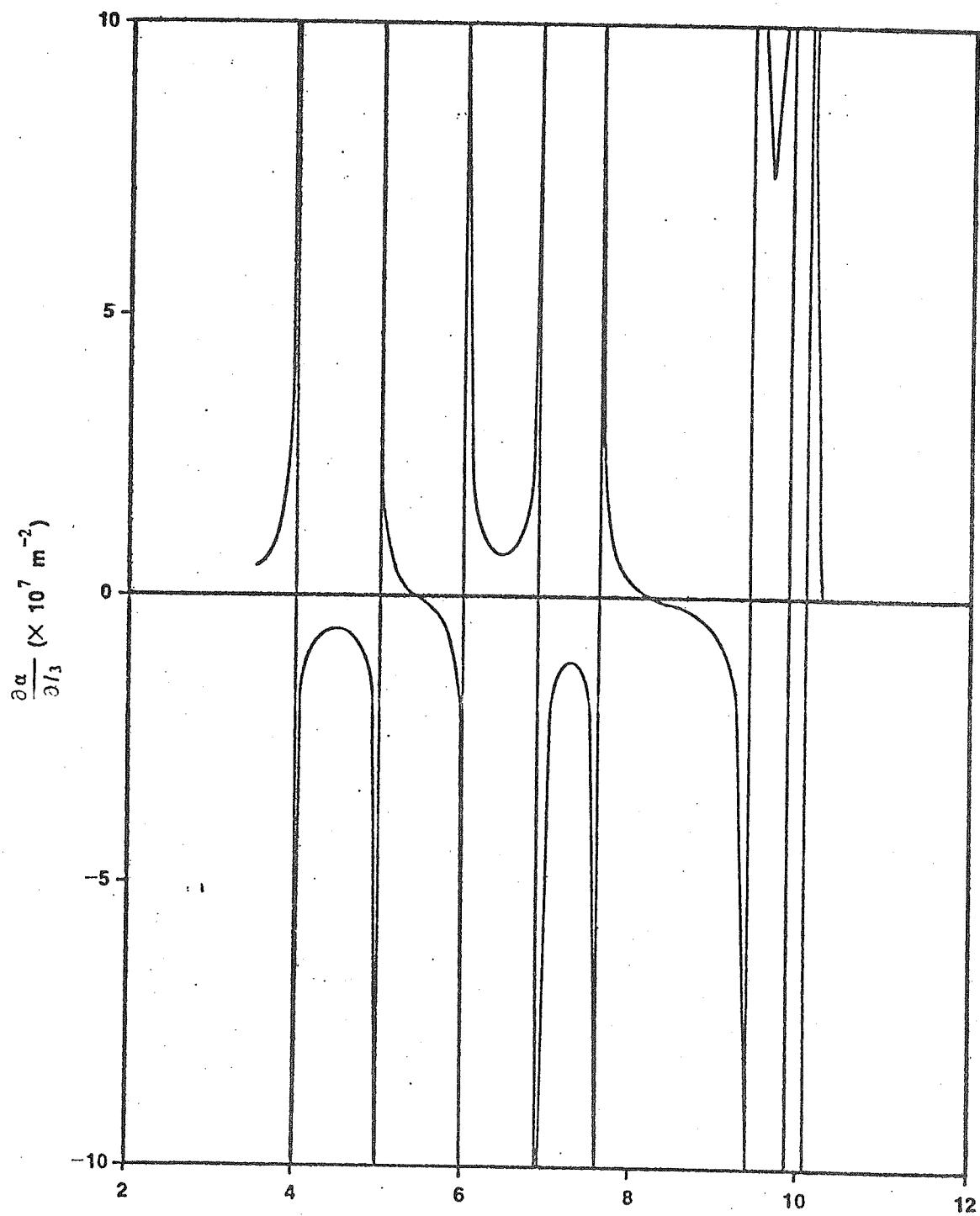
LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 3.7: Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial l_1}$ avec la longueur du
chemin acoustique dans l'échantillon
pour l'huile silicone Dow Corning no 710



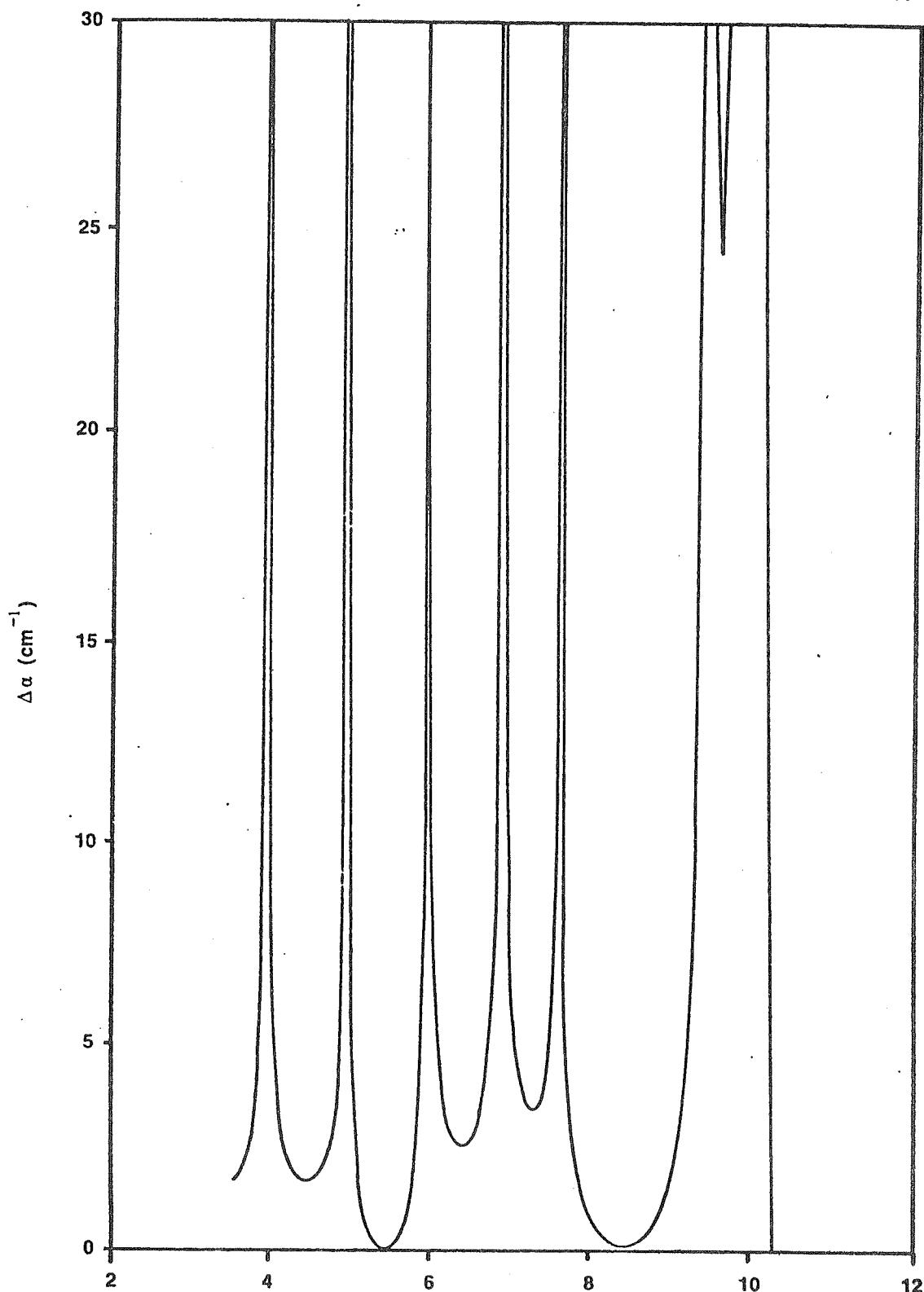
LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 3.8: Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial l_2}$ avec la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon pour l'huile silicone Dow Corning no 710



LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 3.9 : Variation de $\frac{\partial \alpha}{\partial l_3}$ avec la longueur du chemin acoustique dans l'échantillon pour l'huile silicone Dow Corning no. 710



LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 3.10: Variation de l'erreur sur l'atténuation due aux erreurs sur les longueurs ℓ_1 , ℓ_2 , ℓ_3 avec $\Delta\ell_1 = \Delta\ell_2 = \Delta\ell_3 = 0,01$ mm pour l'huile silicone Dow Corning no. 710

On peut donc en conclure que ce sont les points au sommet qui devraient être utilisés pour le calcul de α_2 .

3.5 CONCLUSION

Les paragraphes 3.4.2 et 3.4.3 exposent les deux principaux problèmes liés à ce modèle:

- a) la mauvaise concordance des courbes théoriques et expérimentales montre la faiblesse théorique du modèle;
- b) l'extrême sensibilité de la méthode de calcul de α_2 demanderait, même si on utilisait seulement les points au sommet, une précision de la mesure des longueurs l_1 , l_2 , l_3 qui n'est pas réaliste.

Il aurait sans doute été possible de contourner le problème b) en modifiant la méthode de résolution, par exemple comme exposé au chapitre IV. Cependant, plutôt que de travailler sur la méthode de résolution elle-même, il nous a paru plus important de chercher à élaborer un modèle qui soit en meilleur accord avec les expériences, ce qui est exposé au chapitre suivant.

CHAPITRE IV
MODELE A CINQ MILIEUX

4.1 INTRODUCTION

Dans ce chapitre, un modèle à cinq milieux a été élaboré pour obtenir un meilleur accord entre la théorie et les résultats expérimentaux.

Tout d'abord, les hypothèses qui sous-tendent ce nouveau modèle seront exposées, puis la théorie et les équations seront développées. Ensuite, les résultats théoriques seront comparés aux courbes expérimentales. Enfin, la méthode de calcul du coefficient d'atténuation sera décrite.

4.2 HYPOTHESES

Les hypothèses faites au paragraphe 3.2 concernant la propagation des ondes et le faisceau acoustique, soit les points (1) à (6), sont conservées.

Par contre, les hypothèses sur la géométrie du système et les milieux traversés par le faisceau acoustique sont moins restrictives:

- (i) on considère que le faisceau acoustique traverse cinq milieux, comme représenté sur la figure 4.1, c'est-à-dire:
 - milieu 1 de longueur ℓ_1 : liquide de référence

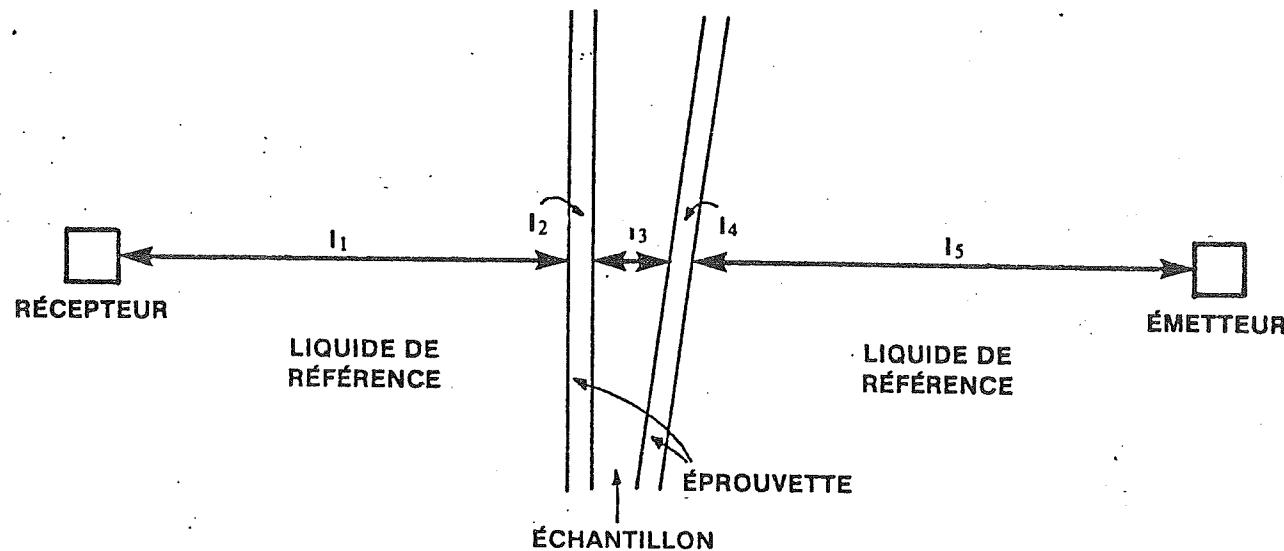


Figure 4.1: Schéma des cinq milieux

- milieu 2 de longueur ℓ_2 : paroi de l'éprouvette
- milieu 3 de longueur ℓ_3 : échantillon
- milieu 4 de longueur ℓ_4 : paroi oblique de l'éprouvette
- milieu 5 de longueur ℓ_5 : liquide de référence

- (ii) l'atténuation dans le liquide de référence et dans le matériau de l'éprouvette est prise en compte;
- (iii) l'angle de la paroi oblique est considéré et le chemin acoustique est représenté sur la figure 4.2. Cependant, certaines approximations ont été faites:
- les angles de réflexion et de réfraction sont calculés avec les lois de Snell qui sont valables pour des milieux non absorbants
 - le module de cisaillement dans le matériau de l'éprouvette est négligé, c'est-à-dire que la conversion de mode des ondes longitudinales en ondes transversales dans les solides est négligée
 - les réflexions multiples à l'intérieur de l'éprouvette des ondes C_3 , C_4 et C'_4 ne sont pas prises en compte (cf figure 4.3)
 - la déviation du faisceau due à la paroi oblique n'est pas considérée, c'est-à-dire que les équations sont écrites comme si le récepteur avait été déplacé pour se trouver normal au faisceau incident.

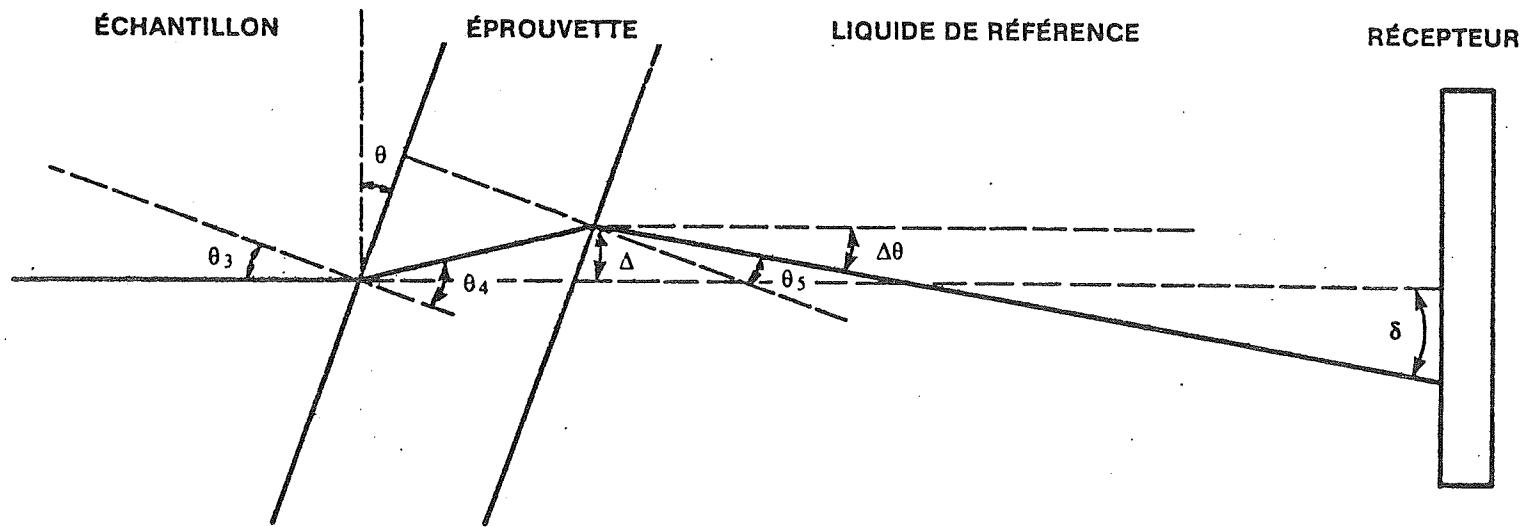


Figure 4.2: Déviation du faisceau ultrasonore
due à la paroi oblique

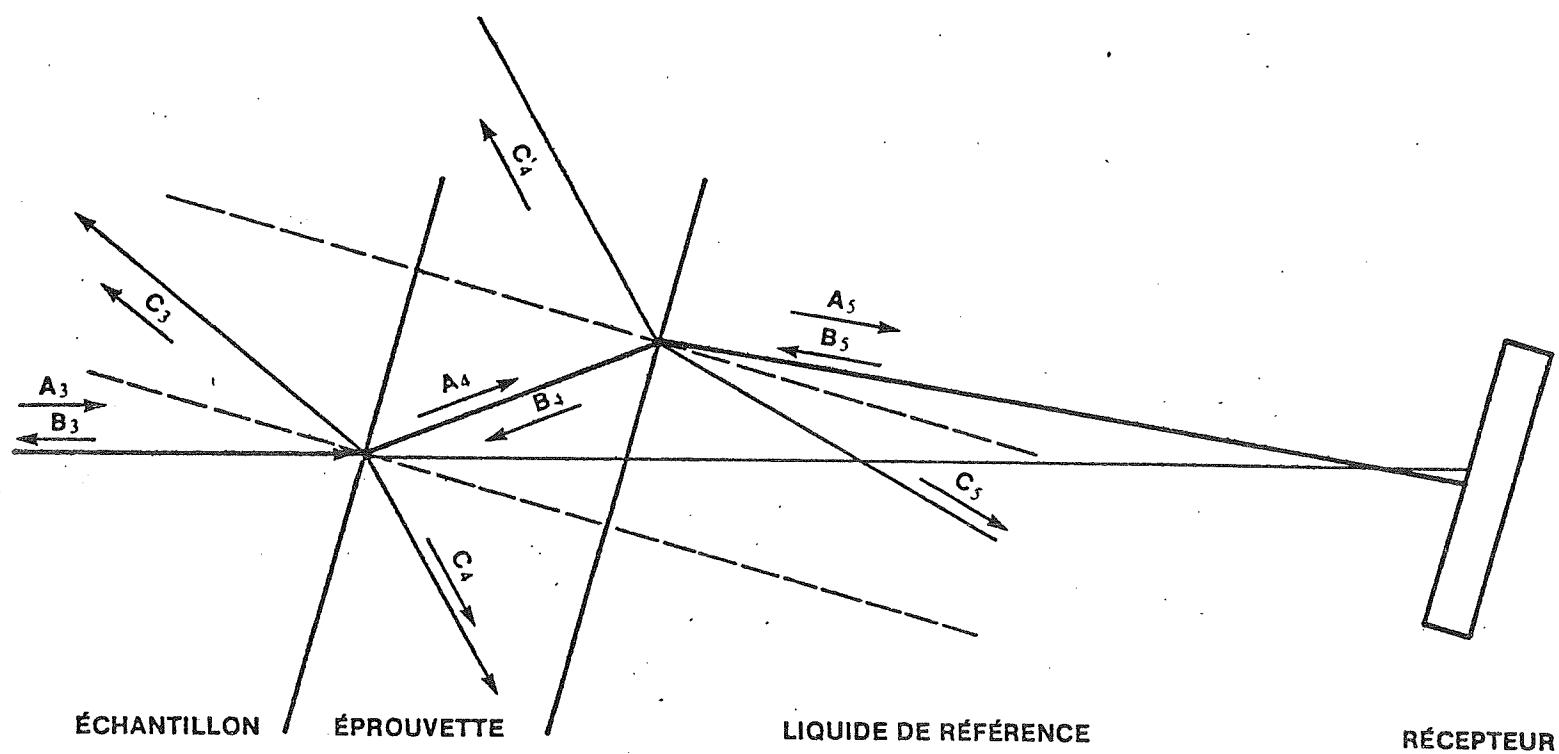


Figure 4.3: Schéma des ondes incidentes, réfléchies et réfractées sur la paroi oblique

4.3 THEORIE DU MODELE A CINQ MILIEUX

La même méthode qu'au paragraphe 3.3 est utilisée pour relier le coefficient d'atténuation dans l'échantillon α_3 au signal reçu par le capteur: l'amplitude de l'onde de pression sur la surface du récepteur est calculée à partir des équations de continuité de la pression et du déplacement aux interfaces entre les milieux.

Les expressions du déplacement et de la pression (3.1) et (3.2) sont valables pour chacun des cinq milieux.

La décomposition des ondes incidente et réfléchie aux interfaces avec la paroi oblique de l'éprouvette est représentée sur la figure 4.3.

Les équations de continuité s'écrivent donc de la manière suivante:

Surface de l'émetteur: $x_1 = 0$

$$A_1 - B_1 = A_0 \quad (4.1)$$

Interface liquide de référence-éprouvette: $x_1 = \ell_1 \quad x_2 = 0$

$$A_1 \exp(-\alpha_1 \ell_1 - i\phi_1) + B_1 \exp(\alpha_1 \ell_1 + i\phi_1) = A_2 + B_2 \quad (4.2)$$

$$\begin{aligned} & m_1 A_1 \exp(-\alpha_1 \ell_1 - i\phi_1) - m_1 B_1 \exp(\alpha_1 \ell_1 + i\phi_1) \\ &= m_2 (A_2 - B_2) \end{aligned} \quad (4.3)$$

Interface éprouvette-échantillon: $x_2 = l_2 \quad x_3 = 0$

$$A_2 \exp(-\alpha_2 l_2 - i\phi_2) + B_2 \exp(\alpha_2 l_2 + i\phi_2) = A_3 + B_3 \quad (4.4)$$

$$\begin{aligned} m_2 A_2 \exp(-\alpha_2 l_2 - i\phi_2) - m_2 B_2 \exp(\alpha_2 l_2 + i\phi_2) \\ = m_3 (A_3 - B_3) \end{aligned} \quad (4.5)$$

Interface échantillon-éprouvette: $x_3 = l_3 \quad x_4 = 0$

L'onde incidente d'amplitude A_3 donne naissance à une onde réfléchie d'amplitude C_3 faisant un angle θ_3 avec la normale à la surface et à une onde réfractée d'amplitude A_4 faisant un angle θ_4 avec la normale à la surface. De même, l'onde réfléchie provenant du récepteur, d'amplitude B_4 , donne naissance à une onde réfléchie (C_4, θ_4) et à une onde réfractée (B_3, θ_3) .

D'après les lois de Snell, on a:

$$\theta_3 = \theta \quad (4.6)$$

$$\text{et } \frac{\sin \theta_4}{\sin \theta_3} = \frac{V_4}{V_3} \quad (4.7)$$

On a besoin de deux équations supplémentaires puisqu'on a deux nouvelles inconnues C_4 et C'_4 . On écrira, par exemple, l'équation de continuité pour le déplacement et la pression pour le rayon incident et le bilan global.

$$\begin{aligned} & A_3 \cos \theta_3 \exp(-\alpha_3 \ell_3 - i\phi_3) + C_3 \cos \theta_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) \\ & = A_4 \cos \theta_4 \end{aligned} \quad (4.8)$$

$$m_3 A_3 \exp(-\alpha_3 \ell_3 - i\phi_3) - m_3 C_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) = m_4 A_4 \quad (4.9)$$

$$\begin{aligned} & A_3 \cos \theta_3 \exp(-\alpha_3 \ell_3 - i\phi_3) + C_3 \cos \theta_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) \\ & + B_3 \cos \theta_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) = A_4 \cos \theta_3 + B_4 \cos \theta_3 \\ & + C_4 \cos \theta_3 \end{aligned} \quad (4.10)$$

$$\begin{aligned} & m_3 A_3 \exp(-\alpha_3 \ell_3 - i\phi_3) - m_3 C_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) \\ & - m_3 B_3 \exp(\alpha_3 \ell_3 + i\phi_3) = m_4 A_4 - m_4 B_4 + m_4 C_4 \end{aligned} \quad (4.11)$$

Interface éprouvette-liquide de référence:

On a de même:

$$\frac{\sin \theta_5}{\sin \theta_4} = \frac{V_5}{V_4} \quad (4.12)$$

d'où avec (4.6) et (4.7):

$$\sin \theta_5 = \sin \theta_3 \frac{V_5}{V_3} \quad (4.13)$$

Egalement:

$$A_4 \cos \theta_4 \exp\left(-\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} - i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4}\right)$$

$$+ C_4^1 \cos \theta_4 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) = A_5 \cos \theta_5 \quad (4.14)$$

$$\begin{aligned} & m_4 A_4 \exp \left(-\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} - i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) \\ & - m_4 C_4^1 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) = m_5 A_5 \end{aligned} \quad (4.15)$$

$$\begin{aligned} & A_4 \cos \theta_4 \exp \left(-\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} - i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) \\ & + C_4^1 \cos \theta_4 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) \\ & + B_4 \cos \theta_4 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) = A_5 \cos \theta_5 \\ & + B_5 \cos \theta_5 + C_5 \cos \theta_5 \end{aligned} \quad (4.16)$$

$$\begin{aligned} & m_4 A_4 \exp \left(-\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} - i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) \\ & - m_4 C_4^1 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) \\ & - m_4 B_4 \exp \left(\alpha_4 \frac{\ell_4}{\cos \theta_4} + i \frac{\phi_4}{\cos \theta_4} \right) = m_5 A_5 - m_5 B_5 + m_5 C_5 \end{aligned} \quad (4.17)$$

Surface du récepteur: $x_5 = \ell_5$

$$\psi A_5 \exp \left(-\alpha_5 \ell_5 - i \phi_5 \right) = B_5 \exp \left(\alpha_5 \ell_5 + i \phi_5 \right) \quad (4.18)$$

Les équations (4.1) à (4.5), (4.8) à (4.11) et (4.14) à (4.18) constituent un système linéaire de 14 équations à 14 inconnues: A_i , B_i , C_i , C'_i .

Il serait extrêmement long et fastidieux de résoudre analytiquement ce système comme cela a été fait au chapitre III. Le système a donc été résolu numériquement. Le programme d'ordinateur COMPLET, conçu à partir de sous-programmes de résolution de système linéaire en variable complexe de la librairie IMSL, figure en annexe A3.

Le facteur de corrélation $S_{1,2}$ peut alors être calculé numériquement avec l'équation (3.16) qui devient:

$$S_{1,2} = K \left(b_5 \cos \phi_5 - a_5 \sin \phi_5 \right) \quad (4.19)$$

où $A_5 = a_5 + i b_5$

4.4 COMPARAISON DES SIMULATIONS ET DES COURBES EXPERIMENTALES

Des expériences préliminaires ont été effectuées avec l'huile silicone Dow Corning 710 et avec l'huile de ricin, le liquide de référence étant dans les deux cas l'éthylène glycol. Les courbes expérimentales sont représentées sur les figures 4.4 et 4.5.

Des simulations de la variation du coefficient de corrélation en fonction de l'épaisseur de l'échantillon ont été réalisées avec le programme COMPLET dans les cas correspondants. Les résultats sont

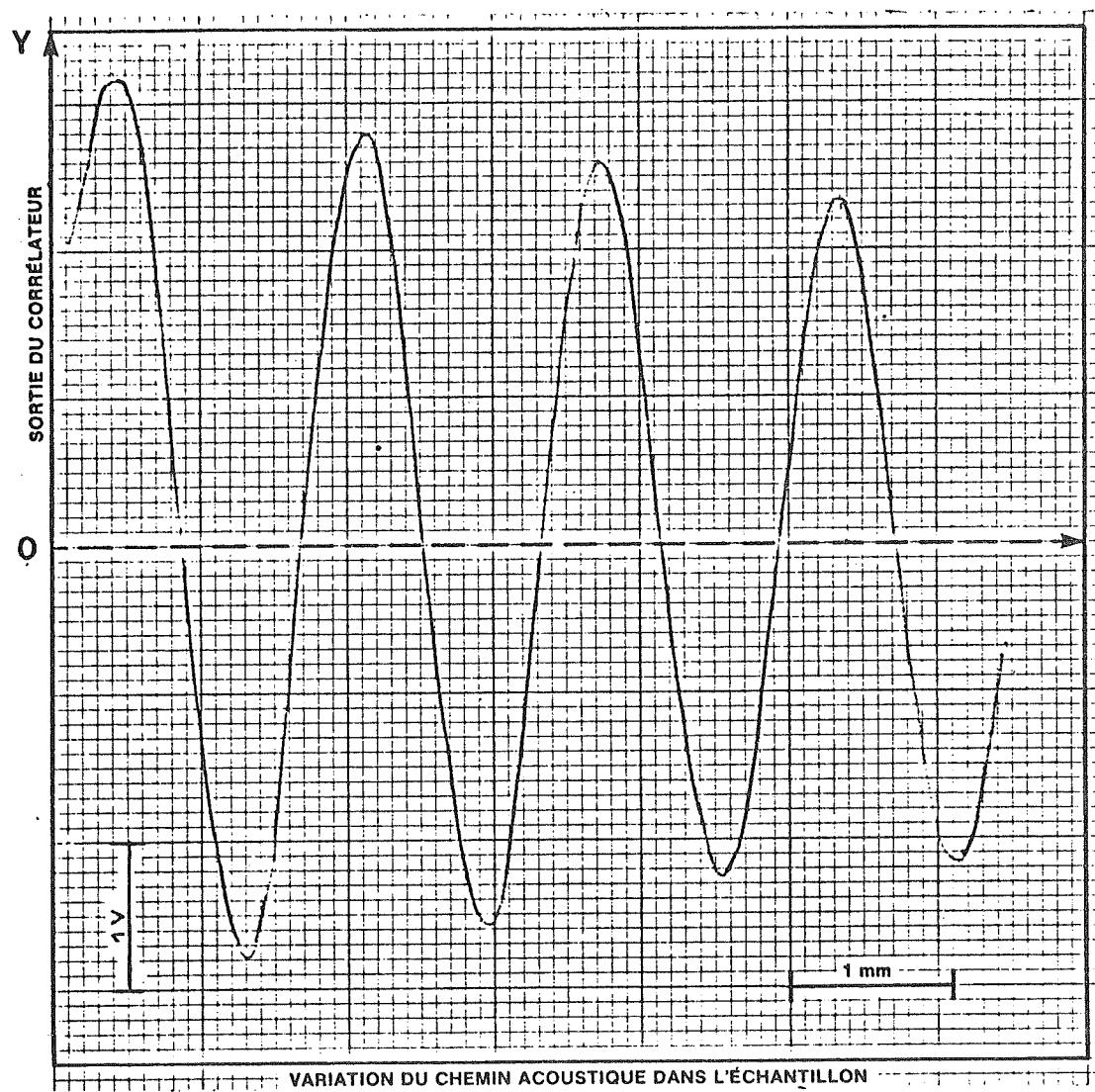


Figure 4.4: Courbe enregistrée pour l'huile silicone
Dow Corning no. 710 à 20°C et 3,4 MHz

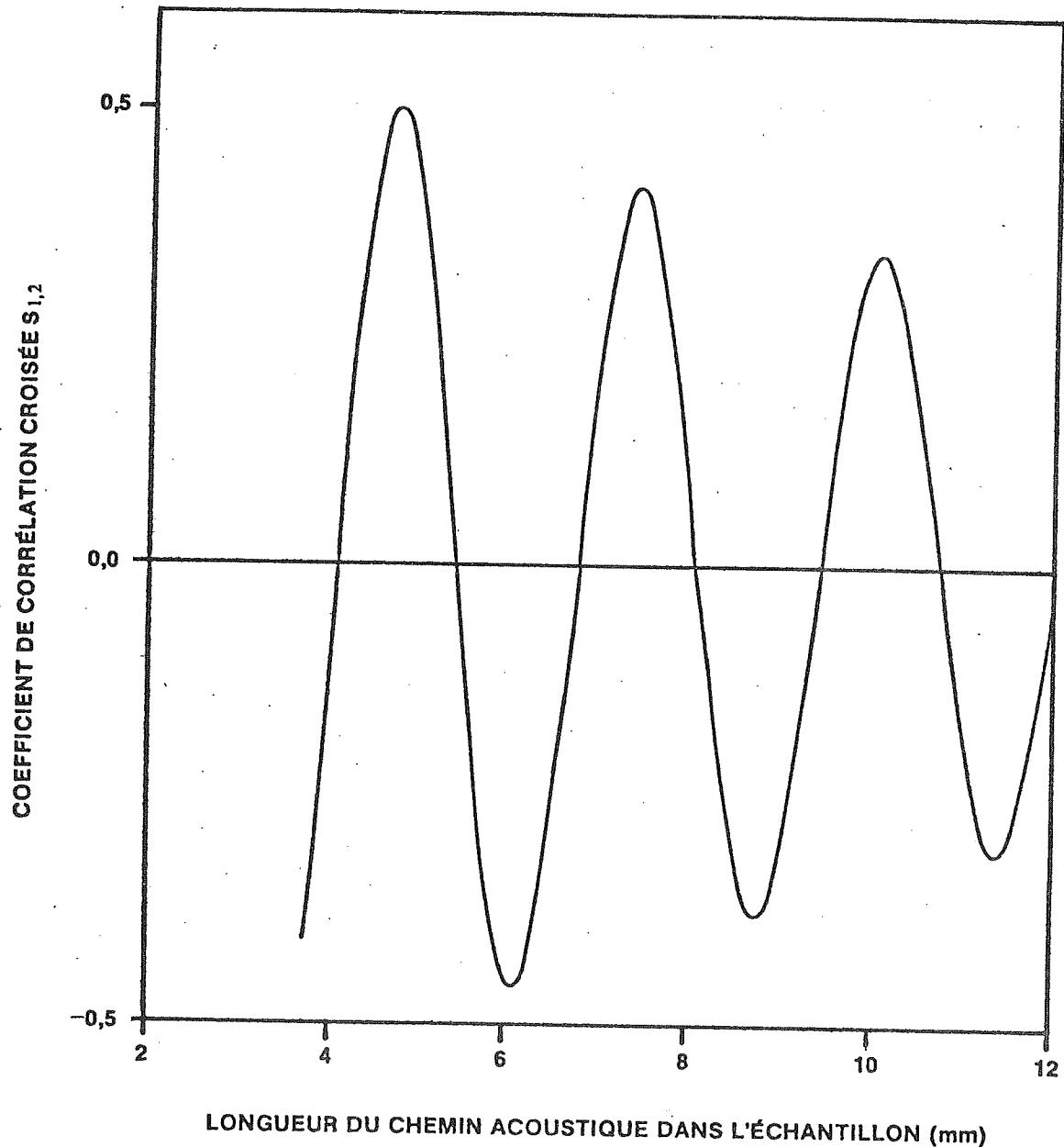


Figure 4.5: Simulation pour l'huile silicone Dow Corning no. 710 à 20°C et 3,4 MHz

présentés sur les figures 4.6 et 4.7.

On voit qu'il y a un très bon accord entre les courbes expérimentales et théoriques.

4.5 CALCUL DE α

4.5.1 Méthode de calcul

Etant donné que la fonction $S_{1,2}(\ell_3)$ n'est pas connue de manière explicite, il est nécessaire d'utiliser une méthode itérative pour calculer α_3 à partir d'une courbe expérimentale enregistrée à la sortie du multiplicateur après filtrage (figure 2.1).

Un programme d'ordinateur TEST a été conçu à cet effet. L'organigramme est donné à la figure 4.8 et le programme figure dans l'annexe 3.

La méthode peut être décrite comme suit.

On prend, sur la courbe expérimentale, quatre points (x_i, y_i) ($i = 1, 4$). Les points sont choisis aux sommets des pics de la courbe et (x_1, y_1) et (x_2, y_2) sont deux sommets consécutifs, donc de nature différente: un minimum et un maximum, de même que (x_3, y_3) et (x_4, y_4) (voir figure 4.9).

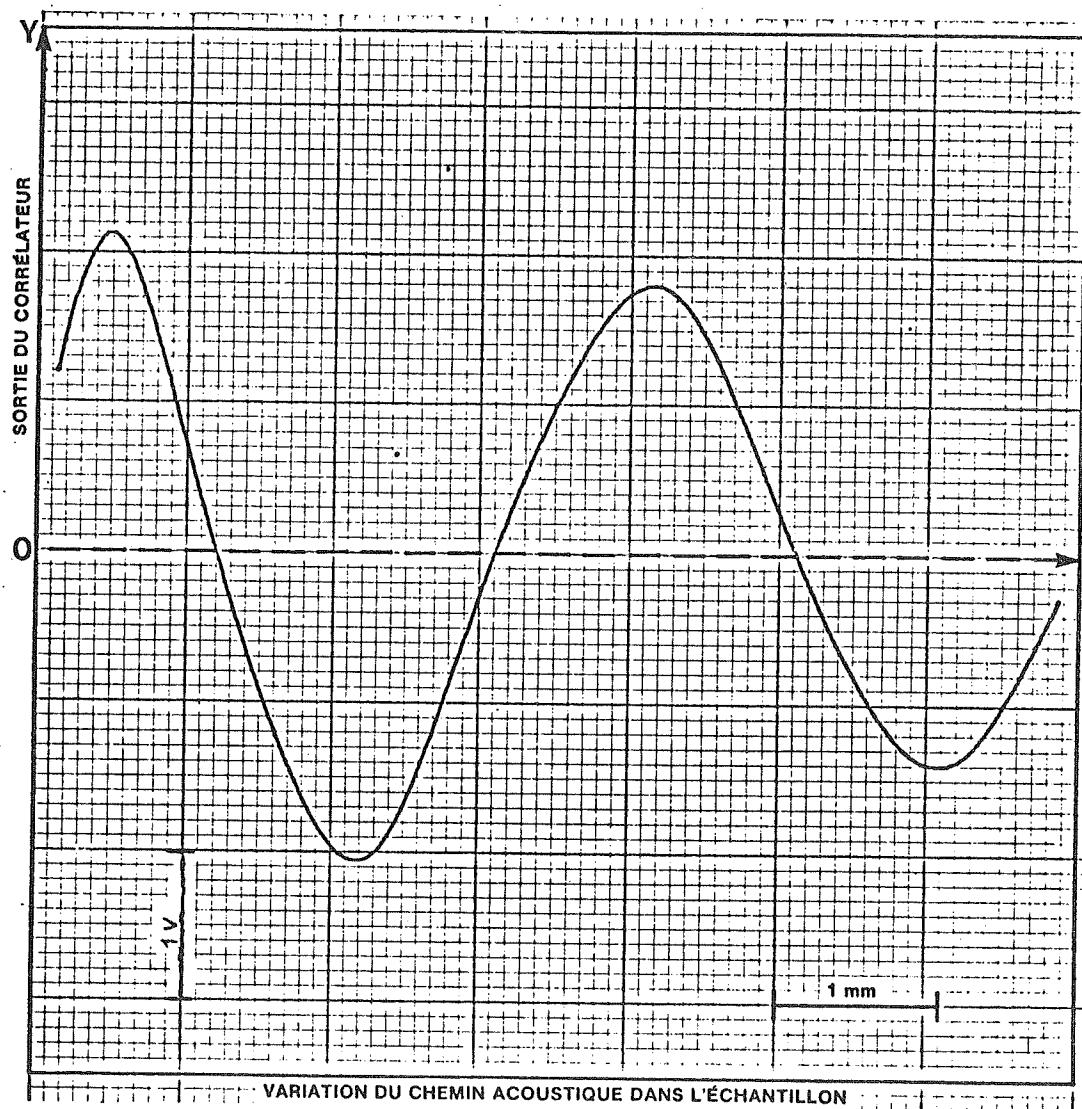
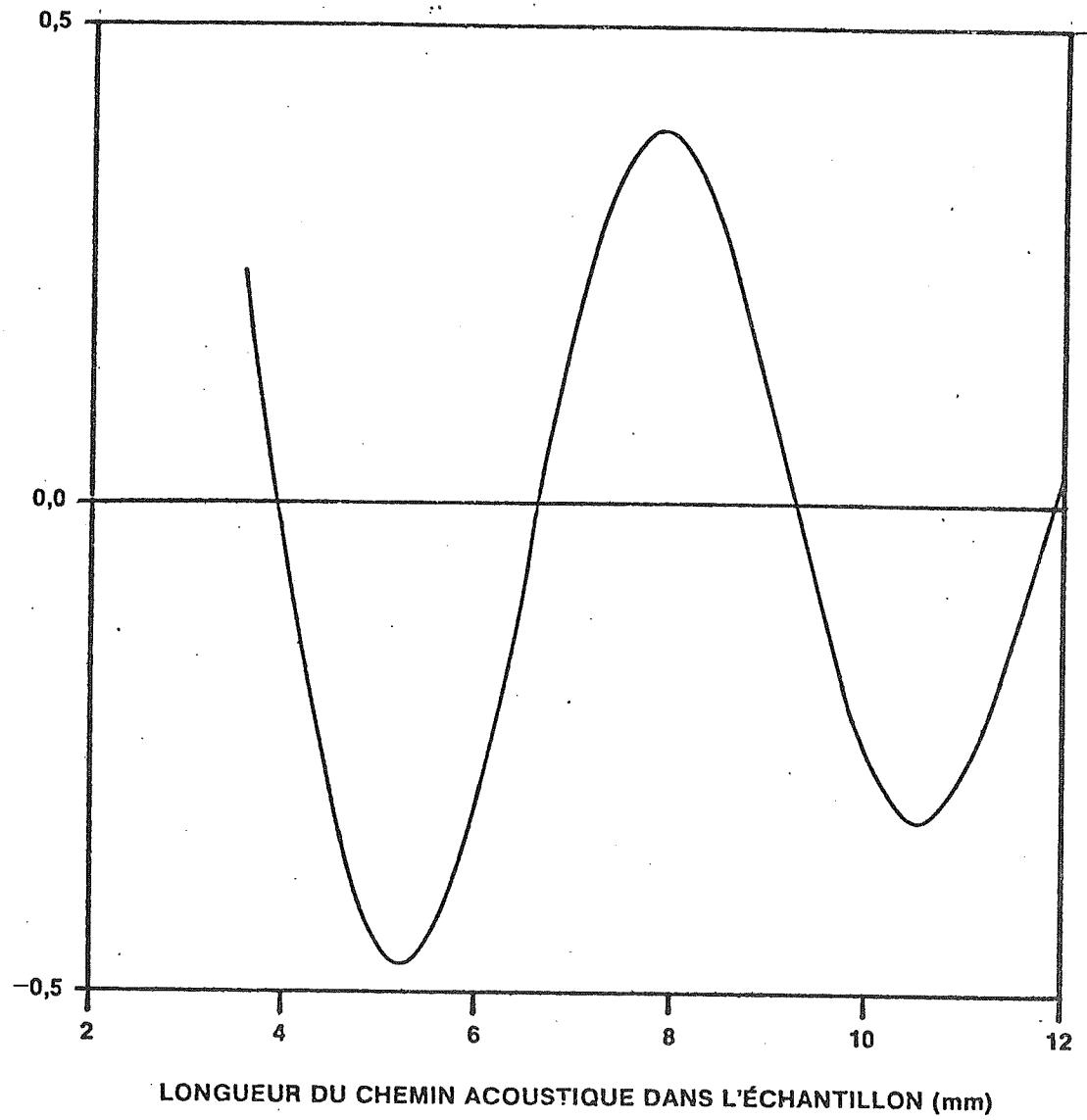


Figure 4.6: Courbe enregistrée pour l'huile de ricin à 20°C et 4,224 MHz

COEFFICIENT DE CORRÉLATION CROISÉE $S_{1,2}$



LONGUEUR DU CHEMIN ACOUSTIQUE DANS L'ÉCHANTILLON (mm)

Figure 4.7: Simulation pour l'huile de ricin
à 20°C et 4,224 MHz

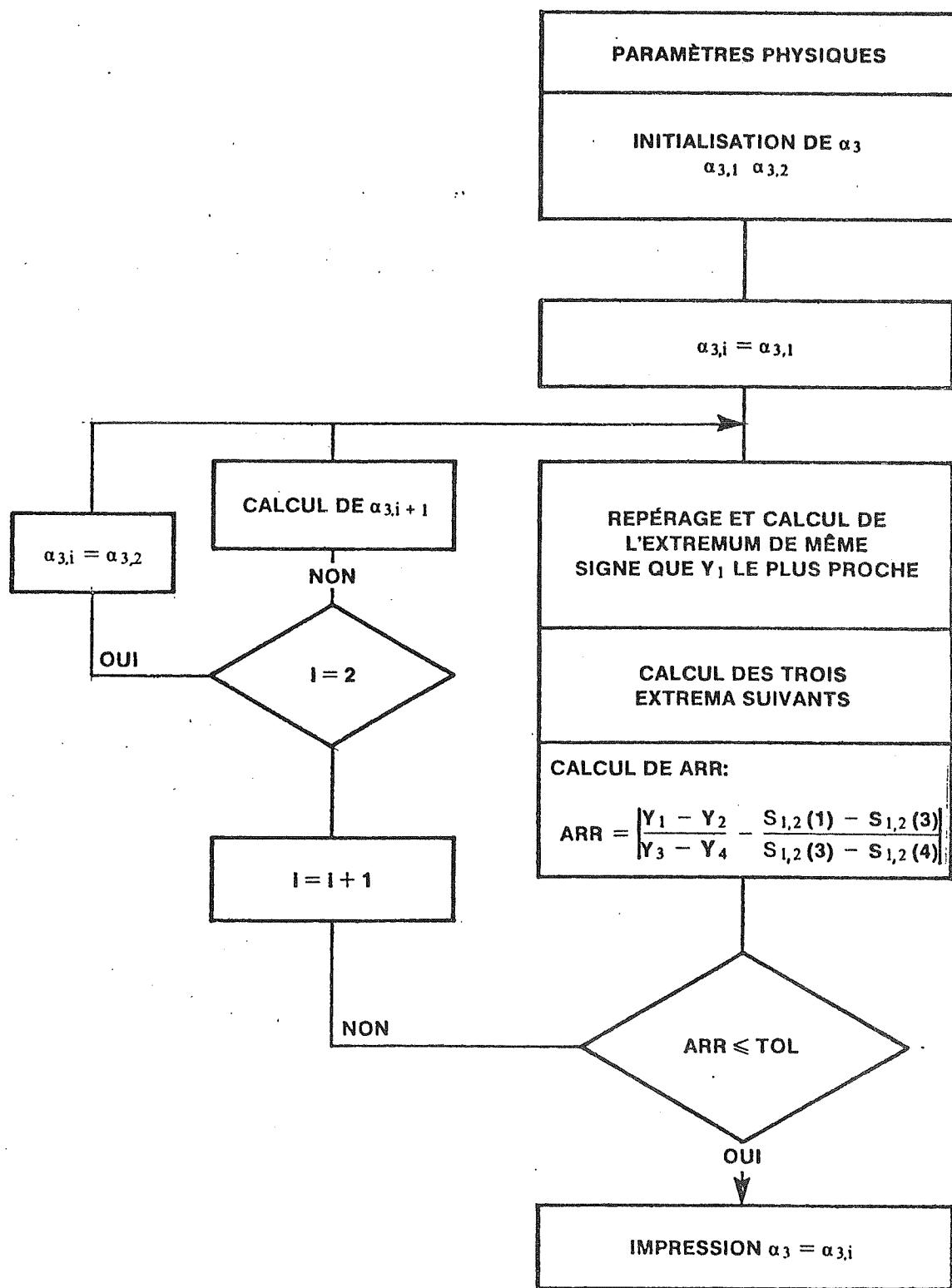


Figure 4.8: Organigramme du programme TEST

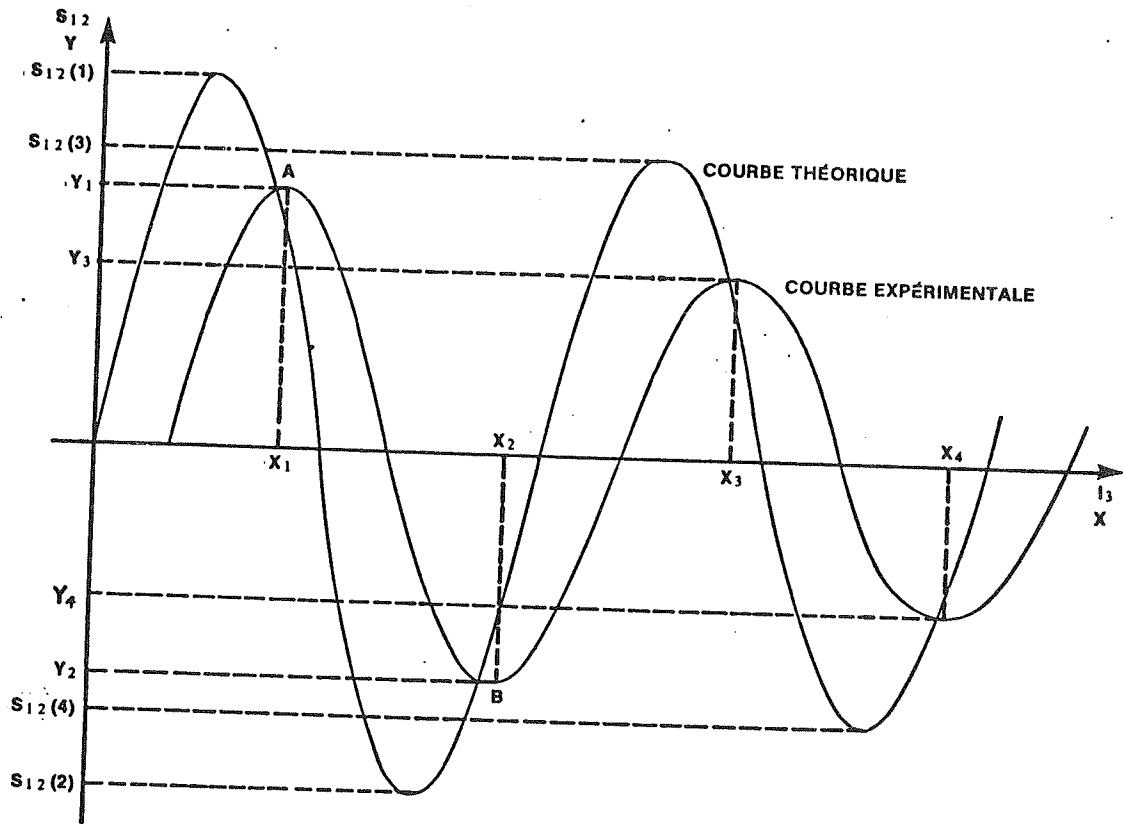


Figure 4.9: Repérage des sommets correspondants sur les courbes théoriques et expérimentales pour le calcul de α_3

Pour des conditions données et une valeur estimée de α_3 , α_3, i , on détermine une courbe théorique.

Sur cette courbe, on repère le sommet de même nature que le point A (X_1, Y_1) dont l'abscisse est la plus proche de X_1 (cf figure 4.9). Les trois autres sommets sont déterminés par le nombre de longueurs d'onde qui les séparent du premier de manière à ce qu'ils occupent la même position respective que les sommets expérimentaux en abscisse.

Il s'agit finalement de comparer le rapport des ordonnées

$$R_Y = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_3 - Y_4} \quad (4.21)$$

à la même quantité calculée avec des points correspondants de la courbe théorique:

$$R_S(i) = \frac{\left[S_{1,2}(\alpha_3, i) \right]_1 - \left[S_{1,2}(\alpha_3, i) \right]_2}{\left[S_{1,2}(\alpha_3, i) \right]_3 - \left[S_{1,2}(\alpha_3, i) \right]_4} \quad (4.22)$$

pour un α_3, i donné.

L'itération consiste à faire varier α_3, i de façon à minimiser la quantité:

$$ARR(i) = |R_Y - R_S(i)| \quad (4.23)$$

$\alpha_{3, i+1}$ est calculée à partir des valeurs précédentes avec une formule linéaire:

$$\alpha_{3, i+1} = \frac{\alpha_{3, i-1} \text{ARR}(i) - \alpha_{3, i} \text{ARR}(i-1)}{\text{ARR}(i) - \text{ARR}(i-1)} \quad (4.24)$$

ce qui nécessite deux valeurs initiales pour commencer l'itération, $\alpha_{3, 1}$ et $\alpha_{3, 2}$.

4.5.2 Commentaires

Un certain nombre de commentaires et de remarques peuvent être faits pour justifier la méthode de calcul de α_3 et en présenter les avantages et les limites.

- (i) Il arrive que des courbes expérimentales présentent un décalage du zéro ("offset"). Il n'existe malheureusement pas de moyen d'évaluer précisément ce décalage. En prenant la différence des ordonnées entre deux sommets consécutifs, on s'affranchit du décalage, s'il y en a un.
- (ii) Il a été vérifié au chapitre précédent que les sommets de la courbe sont les points pour lesquels l'erreur due à l'imprécision sur les longueurs est minimale, ce qui nous a conduite à choisir ces points pour le calcul de α_3 . De plus, ces points ont une propriété particulière: "être un sommet" qui permet de les repérer sur la courbe expérimentale et la courbe théorique. L'abscisse du point expérimental sert donc seulement à

- repérer le point théorique correspondant et la précision de α_3 n'a donc pas d'influence directe sur α_3 .
- (iii) Le fait de choisir seulement les sommets de la courbe plutôt que des points quelconques pour calculer α_3 limite le nombre de valeurs de α_3 que l'on peut obtenir pour une courbe expérimentale. De plus, la précision de α_3 dépendra de la précision de seulement quatre points de cette courbe. Une méthode de calcul alternative basée sur la mesure des surfaces sous la courbe qui élimine cet inconvénient est présentée dans l'annexe 4. Cette méthode s'est révélée aussi bonne que la méthode choisie. Elle pourrait être envisagée comme alternative avec une méthode automatique de mesure des surfaces.
- (iv) On voit, sur la figure 4.9 qu'il y a un déphasage entre les courbes expérimentale et théorique. Ce déphasage est dû principalement aux erreurs sur les épaisseurs des différents milieux ℓ_i . Il n'a cependant pas d'effet sur la valeur de α_3 calculée puisque que c'est la décroissance de l'amplitude qui est utilisée pour calculer α_3 et qu'on peut montrer, sur une courbe théorique, qu'elle varie très peu avec les sommets choisis dans un intervalle limité: pour des sommets consécutifs, $\Delta R_S < 2 \cdot 10^{-4}$, sur un intervalle de sept longueurs d'onde. Dans notre cas, l'écart maximal pourrait être de une longueur d'onde.
- (v) Enfin, les quatre sommets utilisés pour calculer α_3 ne sont pas nécessairement consécutifs. En effet, le nombre de demi-longueurs d'onde entre le premier et le troisième sommet est une entrée du

programme. En fait, il est plus intéressant de prendre les sommets les plus éloignés possibles pour avoir une meilleure précision, l'écart entre $Y_1 - Y_2$ et $Y_3 - Y_4$ étant alors plus grand. Il faut remarquer que cette méthode nécessite que la courbe expérimentale comporte au moins deux longueurs d'onde, ce qui, comme on le verra au chapitre VI, pose une contrainte sur le choix du liquide de référence.

4.6 CONCLUSION

Dans ce chapitre, un modèle à cinq milieux du système a été présenté.

La comparaison des simulations avec les courbes expérimentales montre que le modèle est satisfaisant.

Une nouvelle méthode de calcul de α , indépendante de la mesure de l_3 , a été proposée. La sensibilité de cette méthode à la précision des différents paramètres nécessaires à la résolution sera étudiée au chapitre suivant.

CHAPITRE V

ANALYSE D'ERREUR

5.1 INTRODUCTION

Les erreurs sur la valeur de l'atténuation mesurée par notre méthode proviennent de deux origines différentes. Il y a, tout d'abord, les erreurs sur l'évaluation des variables: longueurs, fréquence, température, vitesse, etc... qui sont utilisées pour calculer l'atténuation. La deuxième source d'erreur provient des simplifications et des hypothèses qui sont nécessaires pour modéliser le système.

Les variables utilisées pour le calcul de l'atténuation peuvent être classées en différents groupes:

- (i) les variables de sortie enregistrées sur le traceur de courbes:
X, la mesure du déplacement de l'éprouvette et Y, la sortie du corrélateur;
- (ii) les longueurs du chemin acoustique dans chaque milieu;
- (iii) enfin, les valeurs physiques qui comprennent, d'une part, les propriétés des milieux traversés par les ultrasons: densité, vitesse et atténuation du son et, d'autre part, les conditions d'opération: fréquence et température.

L'erreur globale sur l'atténuation peut être évaluée à partir des incertitudes sur chacune des variables par la formule suivante:

$$\Delta\alpha_3 = \sum \left| \frac{\partial\alpha_3}{\partial x_i} \Delta x_i \right| \quad (5.1)$$

Les coefficients d'influence $\frac{\partial\alpha_3}{\partial x_i}$ sont déterminés au paragraphe 5.2 pour un cas-type de mesure dans les liquides tandis qu'au paragraphe 5.3, les incertitudes sur les variables, Δx_i , sont évaluées et l'erreur globale $\Delta\alpha_3$ est calculée.

L'influence des hypothèses simplificatrices sera exposée au paragraphe 5.4.

Enfin, au paragraphe 5.5, le cas des échantillons biologiques sera étudié.

5.2 SENSIBILITE DE α_3 AUX INCERTITUDES SUR LES DIFFERENTES VALEURS

5.2.1 Méthode de calcul

L'erreur globale $\Delta\alpha_3$ sur la valeur de α_3 déterminée par notre système peut être reliée aux incertitudes Δx_i sur les valeurs x_i par la formule (5.1).

Etant donné qu'il n'existe pas de relation analytique explicite $\alpha_3 = f(x_i)$, il n'est pas possible de calculer directement les coefficients d'influence. Cependant, il est possible d'obtenir une approximation de ces coefficients. En effet, si la fonction $\alpha_3(x_i)$ est déri-

$$\Delta\alpha_3 = \sum \left| \frac{\partial\alpha_3}{\partial x_i} \Delta x_i \right| \quad (5.1)$$

Les coefficients d'influence $\frac{\partial\alpha_3}{\partial x_i}$ sont déterminés au paragraphe 5.2 pour un cas-type de mesure dans les liquides tandis qu'au paragraphe 5.3, les incertitudes sur les variables, Δx_i , sont évaluées et l'erreur globale $\Delta\alpha_3$ est calculée.

L'influence des hypothèses simplificatrices sera exposée au paragraphe 5.4.

Enfin, au paragraphe 5.5, le cas des échantillons biologiques sera étudié.

5.2 SENSIBILITE DE α_3 AUX INCERTITUDES SUR LES DIFFERENTES VALEURS

5.2.1 Méthode de calcul

L'erreur globale $\Delta\alpha_3$ sur la valeur de α_3 déterminée par notre système peut être reliée aux incertitudes Δx_i sur les valeurs x_i par la formule (5.1).

Etant donné qu'il n'existe pas de relation analytique explicite $\alpha_3 = f(x_i)$, il n'est pas possible de calculer directement les coefficients d'influence. Cependant, il est possible d'obtenir une approximation de ces coefficients. En effet, si la fonction $\alpha_3(x_i)$ est déri-

vable par rapport à la variable x_i , on a, d'après la définition de la dérivée partielle:

$$\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i} = \lim_{\Delta x_i \rightarrow 0} \frac{\Delta \alpha_3(x_i)}{\Delta x_i} \quad (5.2)$$

$\Delta \alpha_3(x_i)$ est la variation de α_3 obtenue en simulant une erreur Δx_i sur la valeur de x_i dans le programme de calcul de α_3 .

Si Δx_i est assez petit, on peut prendre $\frac{\Delta \alpha_3(x_i)}{\Delta x_i}$ comme approximation du coefficient d'influence.

A partir d'un cas nominal pour lequel on a obtenu, pour α_3 , une valeur α , on remplace, dans le programme TEST, un des paramètres x_i par la valeur $x_i \pm \Delta x_i$, tous les autres paramètres gardant leur valeur nominale. On obtient alors, pour α_3 , une nouvelle valeur $\alpha'_3 = \alpha_3 + \Delta \alpha_3(x_i)$. Le coefficient d'influence de la variable x_i sur α_3 est alors calculé par la formule:

$$\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i} = \frac{\Delta \alpha_3(x_i)}{\Delta x_i} \quad (5.3)$$

Le calcul a été effectué de cette manière pour toutes les variables à l'exception de la température dont le cas est traité au paragraphe suivant. Les résultats sont présentés au paragraphe 5.2.3.

5.2.2 Cas de la température

La température n'entre pas directement dans le calcul de α_3 .

Elle intervient cependant de deux manières: d'une part, dans la détermination des valeurs physiques qui sont impliquées dans le calcul de α_3 , d'autre part, comme condition d'expérience pour laquelle le coefficient d'atténuation a été mesuré. Ceci peut être illustré en développant la formule (5.1):

$$\Delta\alpha_3 = \frac{\partial\alpha_3}{\partial T} \Delta T + \sum \frac{\partial\alpha_3}{\partial x_i} \left(\Delta x_i^! + \frac{\partial x_i}{\partial T} \Delta T \right) \quad (5.4)$$

$\Delta x_i^!$ étant l'erreur sur x_i due aux facteurs autres que la température.

L'incertitude sur x_i sera évaluée en tenant compte de l'incertitude sur la température au paragraphe 5.3.

Le coefficient d'influence de la température sur α_3 , $\frac{\partial\alpha_3}{\partial T}$, peut être calculé à partir des valeurs de Dunn (1969).

Pour l'huile de ricin à 37^0C , on a:

$$\frac{\partial\alpha_3}{\partial T} = 0,022 \text{ Np/cm}/^0C$$

5.2.3 Coefficients d'influence

Les résultats sont présentés dans le tableau 5.1 pour l'huile de ricin à $37,1^0C$ avec les valeurs nominales suivantes:

x_i	ℓ_1 mm	ℓ_2 mm	ℓ_4 mm	ℓ_5 mm	$R_Y = \frac{\gamma_1 - \gamma_2}{\gamma_3 - \gamma_4}$	ρ_1 g/cm ³	ρ_2 g/cm ³	ρ_3 g/cm ³
Δx_i	0,05	0,02	0,02	0,22	0,032	0,1	0,01	0,001
$\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i}$	négligeable	négligeable	négligeable	négligeable	3,016	négligeable	négligeable	négligeable
$\Delta \alpha_{x_i}$ Np/cm					0,075			

x_i	v_1 m/s	v_2 m/s	v_3 m/s	α_1 Np/cm	α_2 Np/cm	m_T kg/m ² /s	F Hz	T_{OC}
Δx_i	1	30	5	0,023	0,004	$0,1 \cdot 10^6$	10	0,25
$\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i}$	0,000008	négligeable	-0,0028	négligeable	négligeable	négligeable	$1,1 \cdot 10^{-7}$	0,022
$\Delta \alpha_{x_i}$ Np/cm	$8 \cdot 10^{-5}$		0,014				$1,1 \cdot 10^{-6}$	0,006

Tableau 5.1: Coefficients d'influence pour l'huile de ricin à 37°C. Les coefficients d'influence ont été considérés comme négligeables quand un écart de 10% de la variable produit une variation de α_3 telle que $\frac{\Delta \alpha_3}{\alpha_3} < 2 \cdot 10^{-4}$

$$l_1 = 71,20 \text{ mm}$$

$$l_2 = 0,38 \text{ mm}$$

$$l_4 = 0,38 \text{ mm}$$

$$l_{50} = 70,72 \text{ mm}$$

$$\gamma_1 = -2,77$$

$$\gamma_2 = 2,65$$

$$\gamma_3 = -2,37$$

$$\gamma_4 = 2,34$$

$$\rho_1 = 1,113 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_2 = 1,190 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_3 = 0,942 \text{ g/cm}^3$$

$$v_1 = 1654 \text{ m/s}$$

$$v_2 = 2715 \text{ m/s}$$

$$v_3 = 1458 \text{ m/s}$$

$$\alpha_1 = 0,046 \text{ Np/cm}$$

$$\alpha_2 = 0,96 \text{ Np/cm}$$

$$m_T = 33,7 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s}$$

$$F = 4,224 \cdot 10^6 \text{ Hz}$$

$$T = 37,1^\circ\text{C}$$

$$\alpha_3 = 0,481 \text{ Np/cm}$$

Pour calculer les $\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i}$, on a pris une variation de x_i de 1%. Dans les cas où un écart de 10% de la variable produit une variation de α_3 très faible $\frac{\Delta \alpha_3}{\alpha_3} < 2 \cdot 10^{-4}$, le coefficient d'influence n'a pu être calculé et a été considéré comme négligeable.

On voit que la méthode est très peu sensible à la précision de la plupart des valeurs. Ce sont seulement les valeurs de V_3 , T et surtout les amplitudes Y qui sont critiques.

5.3 EVALUATION DES ERREURS SUR LA VALEUR DES VARIABLES

5.3.1 Incertitude sur X et Y

La précision de la mesure de X n'a pas d'influence directe sur α_3 à cause de la méthode de calcul (cf chapitre IV); cependant, elle a une influence indirecte car X est utilisé pour calculer l_5 , la distance entre la paroi oblique de l'éprouvette et le récepteur.

L'erreur qui affecte la mesure de X dépend de plusieurs facteurs:

- (i) la précision de lecture de la courbe;
- (ii) la résolution de l'encodeur;
- (iii) la régularité du pas et le jeu de la vis de transmission.

Les courbes peuvent facilement être lues au 0,01", ce qui correspond à une erreur sur X de 0,001 mm si l'échelle est de 0,5"/V.

La résolution du système est la distance correspondant à l'intervalle entre deux impulsions du compteur. Il y a 50 impulsions par tour, la vis a un pas de 1/32"; la résolution est donc:

$$\frac{1}{50} \times \frac{1}{32} = 0,00063" = 0,016 \text{ mm}$$

Pour évaluer l'incertitude due aux imperfections mécaniques, le déplacement du chariot de l'éprouvette a été mesuré avec une jauge de déplacement tandis que la sortie de l'encodeur était enregistrée pour différentes positions. L'écart-type sur ces mesures est de 0,02 mm. Ceci comprend en fait la résolution de l'encodeur. L'incertitude sur la mesure du déplacement X de l'éprouvette peut donc être calculée comme la somme de l'erreur de lecture et de cet écart-type:

$$\Delta X = 0,001 + 0,02 = 0,021 \text{ mm}$$

Les erreurs sur la détermination du coefficient de corrélation vont intervenir à travers le rapport: $R_Y = Y_1 - Y_2 / Y_3 - Y_4$. C'est donc l'erreur sur R_Y que nous allons évaluer.

On a:

$$\frac{\Delta R_Y}{R_Y} = \left| \frac{\Delta Y_1 + \Delta Y_2}{Y_1 - Y_2} \right| + \left| \frac{\Delta Y_3 + \Delta Y_4}{Y_3 - Y_4} \right|$$

L'erreur sur Y est due, d'une part, à la lecture, d'autre part, aux variations avec l'amplitude de la sortie du corrélateur.

Les valeurs de Y sont lues au 0,01".

L'utilisation du multiplicateur à des fréquences de plusieurs mégahertz pose certains problèmes. En effet, la multiplication à l'in-

térieur de la composante est faite selon le principe de transconductance et, à des fréquences élevées, l'amplitude du signal de sortie n'est pas nulle quand une des entrées est mise à la masse, ce qui est communément appelé "feed through" en anglais.

Le signal à la sortie du multiplicateur a été analysé par un analyseur de fréquence et le "feed through" a été mesuré à la sortie du filtre (Langevin 1979). Ces vérifications montrent la présence d'une composante de la fréquence fondamentale à la sortie du multiplicateur et d'un "feed through" de 1,5 dB à la sortie du filtre avec $12 V_{cc}$ à l'entrée du multiplicateur.

Cependant, le "feed through" est proportionnel à l'amplitude des signaux d'entrée et cela revient à dire que la fonction de transfert du multiplicateur est de $1,1 \frac{XY}{10}$ au lieu de $\frac{XY}{10}$.

Pour vérifier le phénomène, on a enregistré la sortie du multiplicateur pour des entrées sinusoïdales de différentes amplitudes. Sur la figure 5.1, on a rapporté l'amplitude de la sortie du multiplicateur en fonction du produit des amplitudes des entrées. On voit que les points s'alignent bien suivant une droite, ce qui vérifie la proportionnalité. L'écart-type entre les valeurs a été calculé et vaut 1%.

De plus, pour la phase, il a été vérifié que les maxima à la sortie du filtre arrivent quand les signaux sont en phase et les minima

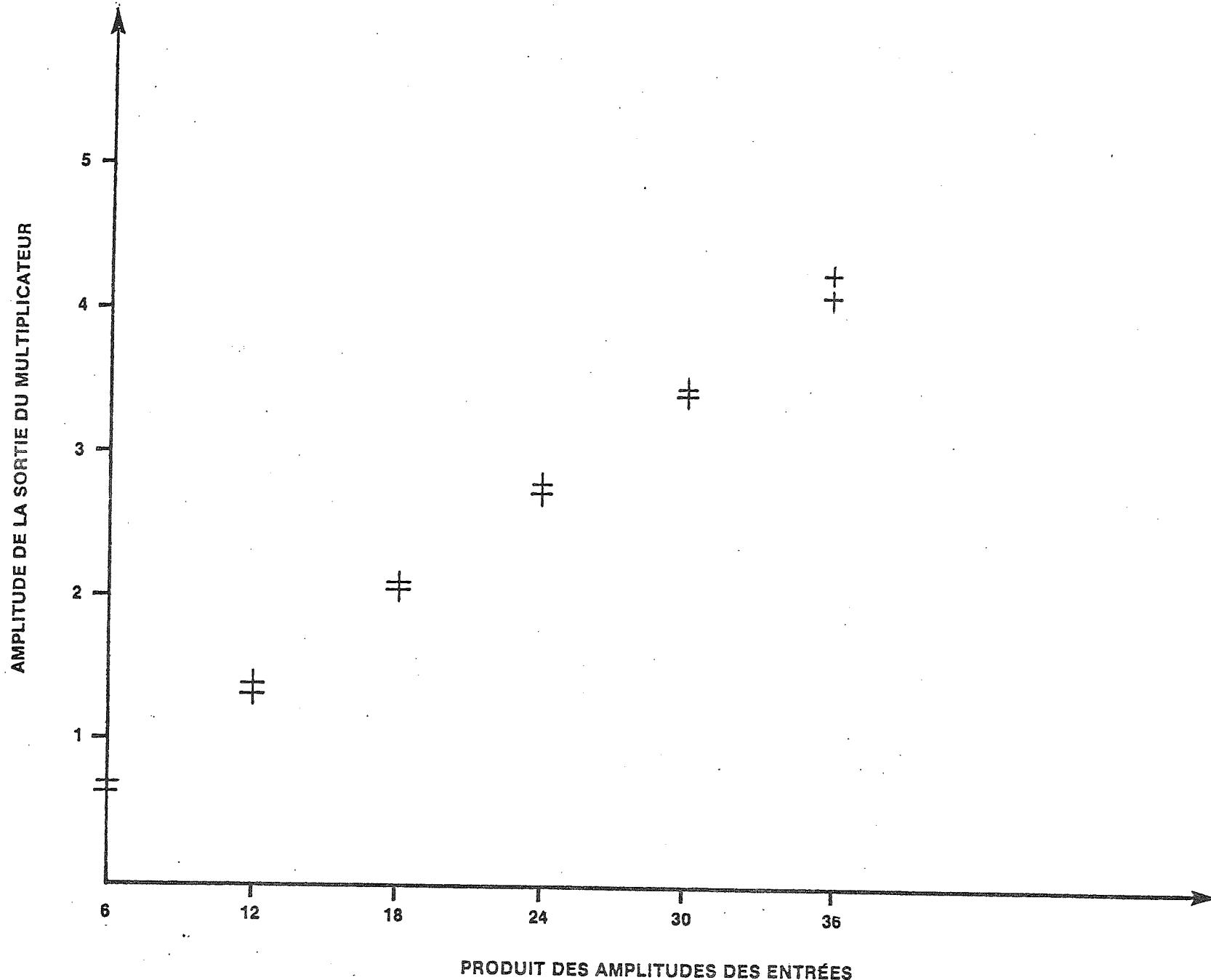


Figure 5.1: Amplitude de la sortie du multiplicateur en fonction des entrées

quand les signaux sont déphasés de 180° . Or, pour mesurer l'atténuation, nous utilisons seulement les maxima et minima du signal enregistré et, de plus, le coefficient d'amplitude n'intervient pas puisque nous faisons le rapport des amplitudes (cf 4.5). Donc, ces phénomènes n'influent pas sur la précision de Y .

L'incertitude due à la lecture est comprise dans l'incertitude de 1% due au multiplicateur puisqu'on l'a mesurée sur les courbes enregistrées.

On a donc pour l'incertitude sur les valeurs de Y dans le cas nominal déjà cité:

$$\Delta Y_1 = 0,01 \times 2,77 = 0,028$$

$$\Delta Y_2 = 0,01 \times 2,65 = 0,027$$

$$\Delta Y_3 = 0,01 \times 2,37 = 0,024$$

$$\Delta Y_4 = 0,01 \times 2,34 = 0,023$$

$$\text{d'où } \frac{\Delta R_Y}{R_Y} = 0,0217 \text{ et } \Delta R_Y = 0,025$$

5.3.2 Incertitude sur les longueurs des chemins acoustiques

Les longueurs ℓ_i ($i = 1,5$) des cinq milieux (figure 4.1) parcourues par le faisceau acoustique ont été déterminées de façons différentes.

La distance ℓ_1 entre l'émetteur et la paroi de l'éprouvette a été déterminée avec une jauge télescopique dont la longueur est mesurée sur un palmer L.S. Starrett et des jauge d'épaisseur qui sont glissées entre la jauge télescopique et l'éprouvette pour éviter d'exercer une pression sur la paroi de l'éprouvette.

On prendra comme incertitude $\Delta\ell_1$ sur ℓ_1 l'écart-type obtenu en prenant 10 mesures:

$$\Delta\ell_1 = 0,06 \text{ mm}$$

L'épaisseur des parois de l'éprouvette ℓ_2 et ℓ_4 est mesurée avec un pied à coulisse gradué au 0,02 mm, ce qui induit une erreur de première classe de 0,01 mm.

L'épaisseur ℓ_3 de l'échantillon n'affecte pas directement la valeur de α_3 . Cependant, elle intervient dans le calcul de la distance entre la paroi oblique de l'éprouvette et le récepteur ℓ_5 . En effet, on calcule ℓ_5 de la manière suivante:

$$\ell_5 = \text{DIS} - \ell_1 - \ell_2 - \ell_3 - \ell_4$$

$$\text{d'où } \Delta\ell_5 = |\Delta\text{DIS}| + |\Delta\ell_1| + |\Delta\ell_2| + |\Delta\ell_3| + |\Delta\ell_4|$$

DIS, la distance entre les transducteurs, ne peut être mesurée directement parce qu'elle est inaccessible pendant les mesures. Elle

est obtenue en mesurant, à l'aide d'un pied à coulisse, donc avec une précision de 0,01 mm, la distance entre le chariot qui supporte le récepteur et la paroi du bain dans laquelle est encastré l'émetteur. La distance réelle entre les deux transducteurs a été mesurée à différentes positions du chariot avec une jauge télescopique et un palmer pour déterminer le terme correctif. Les mesures coïncident à 0,05 mm près. On a donc:

$$\Delta \text{DIS} = 0,01 + 0,05 = 0,06 \text{ mm}$$

L'épaisseur de l'échantillon, ℓ_3 , est calculée par la formule:

$$\ell_3 = \text{AL2I} + \frac{\text{AL2T} - \text{AL2I}}{\text{ALT}} (\text{X} + \text{XTOT} - \text{DEL})$$

L'incertitude sur ℓ_3 est donc:

$$\Delta \ell_3 = \Delta \text{AL2I} + \left\{ \frac{\Delta \text{AL2T} + \Delta \text{AL2I}}{\text{AL2T} - \text{AL2I}} + \frac{\Delta \text{X} + \Delta \text{XTOT} + \Delta \text{DEL}}{\text{X} + \text{XTOT} - \text{DEL}} \right. \\ \left. + \frac{\Delta \text{ALT}}{\text{ALT}} \right\} \frac{\text{AL2T} - \text{AL2I}}{\text{ALT}} (\text{X} + \text{XTOT} - \text{DEL})$$

Les dimensions de l'éprouvette, AL2I, AL2T, ALT, XTOT, sont mesurées au pied à coulisse. L'écart-type pour une dizaine de mesures est de 0,03 mm et nous prendrons cette valeur comme incertitude.

DEL, la distance entre la cellule photoélectrique et l'axe des transducteurs, est mesurée au pied à coulisse. L'écart-type est de

0,05 mm et on prendra donc cette valeur pour ΔDEL .

Avec les valeurs nominales:

$$\text{AL2I} = 2,00 \text{ mm}$$

$$\text{AL2T} = 10,18 \text{ mm}$$

$$\text{ALT} = 53,40 \text{ mm}$$

$$\text{XTOT} = 63,00 \text{ mm}$$

$$\text{DEL} = 62,90 \text{ mm}$$

$$X = 2,30 \text{ mm}$$

$$\text{et } \Delta X = 0,021 \text{ mm}$$

on obtient $\Delta\ell_3 = 0,05 \text{ mm}$ d'où $\Delta\ell_5 = 0,19 \text{ mm}$.

5.3.3 Incertitude sur les valeurs physiques

a) Les valeurs suivantes ont été interpolées à partir des données de la littérature

- (i) les densités ρ_1 , ρ_2 , ρ_3 des différents matériaux;
- (ii) la vitesse V_2 dans le matériau de l'éprouvette;
- (iii) les coefficients d'atténuation α_1 et α_2 dans le liquide de référence et l'éprouvette;
- (iv) l'impédance acoustique m_T des transducteurs.

On voit sur le tableau 5.1 que les coefficients d'influence associés aux incertitudes sur ces valeurs sont négligeables. Nous avons

donc cherché à déterminer l'ordre de grandeur de ces incertitudes plutôt qu'à les évaluer précisément.

Dans le cas où nous avions une seule valeur dans la littérature, la précision a été supposée être égale à une unité du dernier chiffre significatif. C'est le cas de l'atténuation α_2 et la densité ρ_2 du plexiglas, de la densité ρ_3 de l'huile de ricin et de l'impédance acoustique m_T des transducteurs.

Pour la vitesse du son dans le plexiglas, V_2 , l'écart entre les valeurs extrêmes de la littérature a été pris comme incertitude.

Pour l'éthylène-glycol, on a pris la valeur de ρ_1 à 20°C au lieu de 37°C . Etant donné la variation de la densité avec la température dans les autres liquides, on peut évaluer à $0,1 \text{ g/cm}^3$ l'erreur faite.

Pour l'atténuation, α_1 , on dispose d'une seule valeur à 30°C . Etant donnée la variation habituelle de l'atténuation avec la température, on peut supposer que l'erreur faite en prenant la valeur à 30°C peut atteindre 50%, soit $\Delta\alpha_1 = 0,023 \text{ Np/cm}$.

Les valeurs de la précision estimée pour toutes ces grandeurs sont rapportées au tableau 5.2.

Matériau	Grandeur physique	Symbolle	Valeur utilisée	Précision estimée	Référence
Ethyleneglycol	densité	ρ_1	1,113 g/cm ³	0,1 g/cm ³	Kaye & Labye (1966)
	atténuation	α_1	0,046 Np/cm	0,023 Np/cm	
Plexiglas	densité	ρ_2	1,190 g/cm ³	0,01 g/cm ³	Fry (1978)
	vitesse	v_2	2700 m/s	30 m/s	
id	atténuation	α_2	0,96 Np/cm	0,004 Np/cm	Kaye & Labye (1966)
	densité	ρ_3	0,942 g/cm ³	0,001 g/cm ³	
PZT-4A	impédance acoustique	m_T	$33,7 \cdot 10^6$ kg/m ² /s	$0,110 \cdot 10^6$ kg/m ² /s	Dunn (1969)

Tableau 5.2: Précision des valeurs physiques tirées de la littérature.

b) Les variables suivantes ont été mesurées au laboratoire

La vitesse dans le liquide de référence a été mesurée dans notre système (bain fermé) avec une précision de 1 m/s (Drouin 1976). La vitesse dans l'échantillon est déterminée avec une incertitude de 5 m/s (Thiry 1979).

La fréquence est mesurée avec un compteur de fréquence Philips PM 6661 précis à 1 Hz. Pendant une expérience, la fréquence ne varie pas de plus de 10 Hz, donc $\Delta F = 10 \text{ Hz}$.

La température dans l'éprouvette est mesurée par un thermocouple chromel-alumel qui a été calibré au laboratoire de manière à donner une précision de $0,1^{\circ}\text{C}$. Cependant, au cours des expériences, la température n'est pas parfaitement stable ni uniforme. Au cours d'une expérience donnée, les courbes qui ont été enregistrées à une température s'écartant de plus de $0,25^{\circ}\text{C}$ de la température moyenne ont été rejetées. L'incertitude sur la température est donc: $\Delta T = 0,25^{\circ}\text{C}$.

Cette incertitude induit une erreur dans les valeurs physiques: ρ_1 , ρ_2 , ρ_3 , α_1 , α_2 , V_2 . Cependant, cette erreur est très inférieure à l'incertitude déjà mentionnée sur ces valeurs et ne sera donc pas considérée.

5.3.4 Erreur totale

L'incertitude totale est obtenue dans le pire des cas où toutes les erreurs s'ajoutent. Avec les valeurs portées sur le tableau 5.1, on obtient:

$$\Delta\alpha_3 = 0,095 \text{ Np/cm}$$

ce qui représente une incertitude relative de 20%.

On verra, au chapitre VI, que l'écart-type expérimental est plus faible que cette incertitude. Ceci est dû en particulier au fait que dans le calcul de l'incertitude sur R_Y , qui est la principale contribution à $\Delta\alpha_3$, on considère que les ΔY_i sont tous de même signe alors que, en pratique, certains peuvent se compenser mutuellement, étant de signes opposés.

5.4 INFLUENCE DES HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES

Une des hypothèses du chapitre IV est que le faisceau d'onde reçu par le récepteur est uniforme. Ceci n'est vrai que si le récepteur n'est pas dans le champ proche de l'émetteur. La limite entre le champ proche et le champ lointain se situe à la distance $Z = \frac{a^2}{\lambda}$ d'un transducteur de rayon a (Zemanek, 1971).

Pour l'éthylène-glycol, à 4,224 MHz, 37°C , on a:

$$Z = \frac{0,005^2}{1654} \times 4,224 \times 10^6 = 64 \text{ mm}$$

La condition est bien réalisée car l'éprouvette est à 71 mm de l'émetteur et 80 mm du récepteur, donc le récepteur n'est pas dans le champ proche de l'émetteur et l'éprouvette est dans le champ lointain des deux transducteurs.

Il a aussi été supposé que le récepteur est perpendiculaire à la direction de propagation du signal. Or, à cause de la réfraction dans la paroi oblique, le faisceau est dévié. Dans le cas cité au paragraphe 5.3, la déviation est de 1,0 degré. Ce phénomène crée une distorsion du signal parce que les signaux émis par les différentes parties de l'émetteur n'arrivent pas ensemble sur le récepteur et interfèrent entre eux. Cela peut affecter la mesure de vitesse et d'atténuation (Calder (1978)).

Il y a, de plus, une déviation latérale du faisceau dont l'axe n'arrive pas au centre du transducteur (figure 4.2), cette déviation peut être calculée avec les lois de la géométrie élémentaire:

$$\delta \approx \ell_5 \operatorname{tg} (\theta_5 - \theta_3) - \ell_4 \operatorname{tg} (\theta_4 - \theta_3)$$

Dans le cas déjà cité dans ce chapitre, on aura:

$$\delta = 1,3 \text{ mm}$$

Cette déviation varie au cours de l'expérience puisque la longueur ℓ_5 varie quand l'éprouvette se déplace. Cependant, le déplace-

ment du point d'impact de l'axe du faisceau sur le récepteur au cours d'une expérience est faible. Dans le cas considéré, elle vaut 0,13 mm pour une variation de ℓ_5 de 7 mm et le faisceau se déplace vers l'extérieur de la surface du transducteur; elle aurait donc tendance à faire surestimer l'atténuation.

D'autre part, les lois de la réflexion et de la réfraction utilisées au paragraphe 4.3 sont valables pour des surfaces parfaitement lisses et planes. Des réflexions parasites ont lieu sur les imperfections de la surface de l'éprouvette. Elles sont en partie absorbées par les parois de caoutchouc.

Enfin, le mouvement transversal de l'éprouvette crée un courant dans le liquide de référence et dans l'échantillon, s'il est liquide. Ces courants peuvent avoir une influence sur la propagation des ultrasons. Pour tenter d'en évaluer l'impact sur les mesures, des enregistrements ont été effectués à des vitesses différentes. Les courbes obtenues ne diffèrent pas davantage que deux courbes obtenues dans les mêmes conditions et il a donc été conclu que l'influence du phénomène pouvait être négligée.

5.5 CAS DES ECHANTILLONS BIOLOGIQUES

5.5.1 Considérations générales

Dans le cas des échantillons biologiques, la méthode de calcul

de l'erreur est la même. Cependant, l'ordre de grandeur de certaines incertitudes est différent à cause de facteurs liés à la spécificité des tissus biologiques.

5.5.2 Coefficients d'influence

Les coefficients d'influence ont été calculés par la même méthode qu'au paragraphe 5.2. Seuls les coefficients dont l'ordre de grandeur était significatif ont été calculés. Ils sont rapportés sur le tableau 5.3.

Les valeurs nominales suivantes ont été utilisées:

$$\ell_1 = 71,2 \text{ mm}$$

$$\ell_2 = 0,95 \text{ mm}$$

$$\ell_4 = 0,95 \text{ mm}$$

$$\ell_{50} = 62,98 \text{ mm}$$

$$\gamma_1 = -1,85$$

$$\gamma_2 = 1,83$$

$$\gamma_3 = -1,35$$

$$\gamma_4 = 1,23$$

$$\rho_1 = 0,789 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_2 = 1,190 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_3 = 1,2 \text{ g/cm}^3$$

$$v_1 = 1103 \text{ m/s}$$

$$v_2 = 2700 \text{ m/s}$$

$$\begin{aligned}
 v_3 &= 1583 \text{ m/s} \\
 \alpha_1 &= 0,006 \text{ Np/cm} \\
 \alpha_2 &= 0,775 \text{ Np/cm} \\
 m_T &= 33,7 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2/\text{s} \\
 F &= 3,40004 \text{ MHz} \\
 T &= 37,0^\circ\text{C} \\
 \alpha_3 &= 1,66 \text{ Np/cm}
 \end{aligned}$$

Pour la température, on a calculé le coefficient d'influence à partir des valeurs mesurées par O'Donnell et al. (1977). Il est, comme on s'y attend, beaucoup moins élevé que dans les liquides.

5.5.3 Incertitudes

La vitesse dans l'échantillon, mesurée au laboratoire, est sujette à une erreur plus élevée que dans le cas des liquides à cause du manque d'homogénéité des tissus biologiques et du mauvais contact entre la surface de l'éprouvette et l'échantillon. On prendra comme valeur pour ΔV_3 l'écart-type entre les valeurs mesurées pour cet échantillon (no. 2), soit:

$$\Delta V_3 = 15 \text{ m/s}$$

Etant donné que l'atténuation dans le myocarde varie peu avec la température, un écart plus important que pour les liquides a été toléré dans les températures des différentes courbes enregistrées pour un

même échantillon, soit:

$$\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$$

Pour la vitesse dans le liquide de référence, la fréquence et la sortie du corrélateur, les incertitudes sont les mêmes que pour les liquides. Elles sont rapportées sur le tableau 5.3.

5.5.4 Erreur globale

En ajoutant toutes les erreurs, on obtient pour l'erreur globale:

$$\Delta \alpha_3 = 0,14 \text{ Np/cm}$$

soit 8%.

Cependant, il n'a pas été tenu compte des erreurs dues à l'inhomogénéité des échantillons et au mauvais contact entre leur surface et la paroi de l'éprouvette qui peuvent être prépondérantes.

x_i	v_1 m/s	v_3 m/s	$R_Y = \frac{Y_1 - Y_2}{Y_3 - Y_4}$	F Hz	T °C
Δx_i	1	15	0,029	10	0,50
$\frac{\partial \alpha_3}{\partial x_i}$	-0,0049	0,0024	3,30	$49 \cdot 10^{-6}$	0,0039
$\Delta \alpha_{x_i}$	0,0049	0,036	0,094	$49 \cdot 10^{-5}$	0,0019
Np/cm					

Tableau 5.3: Coefficients d'influence pour le myocarde à 37°C

CHAPITRE VI
MESURES DANS LES LIQUIDES

6.1 CHOIX DES LIQUIDES DE REFERENCE

6.1.1 Critères de choix

L'évaluation de la méthode de mesure décrite précédemment nécessite l'utilisation de deux liquides de propriétés bien connues:

- un liquide-test dont on mesure l'atténuation;
- un liquide de référence qui remplit le bain dans lequel est plongée l'éprouvette.

Le liquide-test doit satisfaire les exigences suivantes:

- (i) la vitesse du son et le coefficient d'atténuation à différentes températures doivent être bien documentés;
- (ii) la loi de variation du coefficient d'atténuation en fonction de la fréquence doit être bien connue;
- (iii) ses propriétés doivent être du même ordre de grandeur que celles des tissus biologiques;
- (iv) son utilisation ne doit pas être dangereuse (toxique, explosive);
- (v) il ne doit pas attaquer le matériau de l'éprouvette .

L'examen de la littérature nous a fait retenir deux liquides qui répondent bien aux critères (iii) à (v) et semblent bien documen-

tés: l'huile de ricin, l'huile silicone Dow Corning 710.

Le liquide de référence doit satisfaire les exigences suivantes:

- (i) ses propriétés acoustiques: vitesse et atténuation sont bien connues en fonction de la température et de la fréquence;
- (ii) son coefficient d'atténuation est faible sinon le signal reçu sera trop faible pour être analysé;
- (iii) il y a un écart important entre la vitesse du son dans ce liquide et dans les tissus biologiques (1450 - 1550 m/s) ou dans le liquide-test. En effet, on a vérifié expérimentalement que si les deux matériaux ont des propriétés trop voisines, la longueur de l'éprouvette ne permet pas d'avoir un nombre de pics assez grand pour calculer le coefficient d'atténuation. On peut calculer les valeurs limites pour un échantillon donné, à partir de la formule (2.1). Par exemple, pour le myocarde à 3.4 MHz $V_3 = 1570$ m/s, on obtient $V_1 < 1325$ m/s ou $V_1 > 1867$ m/s;
- (iv) son utilisation n'est pas dangereuse;
- (v) il n'attaque pas le matériau de l'éprouvette.

L'examen de ces critères nous a amené à considérer trois liquides: l'eau distillée, l'éthylène-glycol et l'alcool éthylique. L'eau distillée a dû être éliminée car elle ne répondait pas au critère (iii) avec les tissus biologiques. L'éthylène glycol et l'alcool éthylique ont été essayés.

6.1.2 Propriétés

Des essais préliminaires ont été effectués avec l'éprouvette contenant de l'huile de ricin ou de l'huile silicone. Ces essais nous ont fait prendre conscience que les valeurs publiées dans la littérature se rapportaient à des échantillons particuliers et que les propriétés de ces produits dépendaient de la composition particulière de l'échantillon analysé (tableau 6.1).

Par exemple, la règle de dépendance du coefficient d'atténuation proportionnelle au carré de la fréquence basée sur l'hypothèse d'un liquide newtonien est souvent adoptée pour l'huile silicone comme pour l'huile de ricin.

Cependant Dunn (1969) propose plutôt la puissance 5/3 pour l'huile de ricin.

Il nous a donc semblé pertinent de faire des tests au laboratoire sur les liquides choisis pour obtenir, dans le cas des échantillons disponibles, des valeurs de vitesse et d'atténuation plus exactes.

Le détecteur de phase a été utilisé pour mesurer la vitesse dans la configuration décrite par Drouin (1976) avec une précision de 1 m/s et la méthode de Sedlacek et Asenbaum (1977) pour l'atténuation avec une précision de 4-5%. Les résultats sont présentés dans le tableau 6.1.

Matériaux	T _{OC}	V _{m/s}	α à 1 MHz Np/cm	auteur
Ethylène-glycol	24,5 26,8 30,0 30	1673 1667 1667 1616	0,00256	notre laboratoire (Anachemia notre laboratoire lot no 080826G) notre laboratoire Kaye & Labye (1966)
Alcool éthylique 100%	19 19 28,5 28,5 20-25 20 20	1165 1172 1133 1139 1156 1161,8	0,000553 0,000492 0,00054 0,00052	notre laboratoire Pinkerton (1949) (interpolé) notre laboratoire Pinkerton (1949) (interpolé) Markham et al (1951) Kaye & Labye (1966) Id.
Huile silicone Dow Corning no 710	23,4 23,4 25,6 25,6 28,9 28,9	1364 1368 1356 1362 1348 1352	0,049 0,060 0,044 0,053 0,037 0,043	notre laboratoire (lot BF 116369) Dunn (1969) (Interpolé) notre laboratoire (lot BF 116369) Dunn (1969) (Interpolé) notre laboratoire (lot BF 116369) Dunn (1969) (Interpolé)
Huile de ricin	20 20 23,3 23,3	1520 1494 1513 1480	0,096 0,083 0,083	notre laboratoire (USP lot 16ZE Atlas Lab.) Dunn (1969) notre laboratoire Dunn (1969) (interpolé)

Matériaux	T_{OC}	$V_{m/s}$	α à 1 MHz Np/cm	Auteur
	32,2	1483	0,056	notre laboratoire
	32,2	1443	0,053	Dunn (1969) (interpolé)
	18,6	1500	0,109	Kaye & Labye (1966)
	27		0,052	Hunter (1941)

Tableau 6.1: Propriétés acoustiques des liquides utilisés

L'éthylène-glycol et l'alcool ont des coefficients d'atténuation trop faibles pour être mesurés par la méthode utilisée. Ces valeurs sont trop faibles pour avoir une influence sur le calcul de l'atténuation (chapitre V) et il a été décidé de prendre les valeurs de la littérature.

Pour la vitesse, les résultats expérimentaux correspondent aux valeurs de la littérature pour l'éthanol. Par contre, pour l'éthylène-glycol, il y a un écart de 50 m/s. L'écart a été attribué aux impuretés présentes dans notre produit.

Pour l'huile silicone, il y a un bon accord en ce qui concerne la vitesse. Par contre, le coefficient d'atténuation mesuré est plus faible que la valeur trouvée par Dunn (1969).

Pour l'huile de ricin, on voit qu'il y a un bon accord avec les valeurs de référence en prenant $f^{5/3}$ comme loi de variation avec la fréquence.

Par contre, pour la vitesse, l'écart est d'environ 40 m/s.

En conclusion, étant donné les écarts qui existent pour certains produits entre les valeurs mesurées au laboratoire et les valeurs de la littérature et vu que ces écarts peuvent être attribués aux différences entre les produits utilisés, il a été décidé d'inclure

les processus de mesure de vitesse pour le liquide de référence et l'échantillon au protocole expérimental.

L'huile silicone Dow Corning DC 710 et l'huile de ricin ont été retenues comme liquides-test.

6.2 PROTOCOLE EXPERIMENTAL

6.2.1 Généralités

La vitesse et l'atténuation ont été mesurées dans l'huile silicone Dow Corning 710 et l'huile de ricin à 20°C et 37°C, le liquide de référence étant dans les deux cas l'éthylène glycol.

Le protocole commun pour ces expériences sera décrit dans ce paragraphe et les résultats seront présentés et discutés pour chaque liquide dans les paragraphes 6.3 et 6.4.

Le déroulement des expériences comporte cinq phases:

- la préparation de l'échantillon;
- l'obtention d'une température stable;
- l'enregistrement des courbes de vitesse dans le liquide de référence;
- l'enregistrement des courbes d'atténuation;
- le traitement des courbes.

6.2.2 Préparation de l'échantillon

La première phase consiste à remplir l'éprouvette du liquide étudié et à la mettre sous une cloche à vide pour en extraire les bulles d'air visibles. Ceci est particulièrement nécessaire dans le cas de l'huile silicone.

6.2.3 Contrôle de la température

Le contrôle de la température est effectué en faisant circuler le liquide de référence dans le circulateur. Un agitateur est utilisé pour rendre la température dans le bain homogène. Il faut entre 1 et 2 heures pour obtenir une température stable.

6.2.4 Mesure de la vitesse dans le liquide de référence

Quand la température est stable, le circulateur puis l'agitateur sont arrêtés et l'enregistrement des courbes de vitesse dans le milieu de référence est effectué.

Le moteur fait déplacer le récepteur depuis la position en arrière des tiges de support du chariot de l'éprouvette jusqu'à l'extrême du bain, ce qui correspond à au moins 50 longueurs d'onde et la variation du déphasage entre le signal émis et le signal reçu est enregistrée en fonction de la position du récepteur. Quatre courbes sont tracées de cette manière.

6.2.5 Enregistrement des courbes d'atténuation

L'éprouvette est alors introduite dans le bain et glissée dans son support après avoir fixé le thermocouple à l'intérieur. Le récepteur est positionné à l'extrémité du bain et la distance entre le chariot et l'autre extrémité du bain est mesurée avec un pied à coulisse.

Le circulateur et l'agitateur sont remis en marche jusqu'à ce que les températures dans l'éprouvette et le bain soient stables au niveau désiré. Pendant ce temps, les appareils sont installés pour la mesure d'atténuation. Le moteur est branché sur la vis transversale de manière à faire déplacer l'éprouvette dans le champ acoustique, l'épaisseur d'échantillon irradié augmentant pendant l'enregistrement. La sortie de l'encodeur est connectée à l'entrée X du traceur de courbes et celle du multiplicateur à l'entrée Y.

Vingt courbes au moins sont enregistrées. L'agitateur est remis en marche à chaque deux enregistrements. Si la température s'éloigne trop de la température recherchée, le circulateur est remis en route.

6.2.6 Traitement des courbes

Il arrive que des courbes non satisfaisantes c'est-à-dire dont l'amplitude ne décroît pas avec l'épaisseur soient enregistrées. Ceci est dû à une distribution de température dans le liquide de ré-

déférence non homogène (après avoir agité, on obtient une courbe normale). Ces courbes sont éliminées ainsi que celles pour lesquelles la température de l'éprouvette est éloignée de plus de $0,2^{\circ}\text{C}$ de la température moyenne de l'expérience.

La vitesse dans le liquide de référence est calculée pour chaque courbe et la moyenne des quatre valeurs est utilisée pour calculer l'atténuation.

La distance entre les pics extrêmes enregistrés sur les courbes de vitesse est mesurée sur chaque courbe; la vitesse dans l'échantillon est calculée avec la formule (2.1) et la moyenne est faite. C'est la valeur moyenne qui est utilisée pour calculer l'atténuation. En effet, cette valeur est plus exacte que les valeurs individuelles.

La différence de température entre chaque courbe est inférieure à $0,4^{\circ}\text{C}$, ce qui correspond à une variation de vitesse de 1 à 2 m/s, variation inférieure à l'écart-type.

Chaque courbe d'atténuation est traitée individuellement sur ordinateur. Les valeurs d'entrée sont: la température, la distance émetteur-récepteur, la vitesse moyenne dans l'échantillon, la vitesse dans le liquide de référence, l'abscisse et l'ordonnée des pics, le nombre de longueurs d'ondes entre les pics utilisés.

6.3 RESULTATS POUR L'HUILE SILICONE

Des expériences ont été effectuées avec l'huile silicone Dow Corning no. 710 à $20,0^{\circ}\text{C}$ et $36,9^{\circ}\text{C}$. Les résultats sont rapportés sur le tableau 6.2. On voit que la vitesse est plus faible que la valeur rapportée dans la littérature ainsi que la valeur mesurée par l'autre méthode (tableau 6.1) d'environ 25 m/s.

Ceci peut être expliqué par la variation des propriétés entre les lots.

Pour l'atténuation, l'écart entre la valeur de la littérature et celle trouvée au laboratoire est d'environ 15% à $20,0^{\circ}\text{C}$ tandis qu'il est de 3% à $36,9^{\circ}\text{C}$.

6.4 RESULTATS POUR L'HUILE DE RICIN

Des expériences ont été effectuées avec l'huile de ricin à $20,2^{\circ}\text{C}$ et $37,0^{\circ}\text{C}$ à 4,224 MHz. Les résultats sont rapportés sur le tableau 6.3.

On voit que les vitesses obtenues sont supérieures aux valeurs de la littérature, ce qui est en accord avec les valeurs trouvées par l'autre méthode (tableau 6.1).

Pour l'atténuation, on a un écart de 6% à $20,0^{\circ}\text{C}$ et de 2% à $37,0^{\circ}\text{C}$.

Température °C	Fréquence MHz	Vitesse m/s	α_3 Np/cm	α_3 à 1 MHz* Np/cm	Auteur
20,0	3,40003	1352 ± 3	0,95 ± 0,10	0,082 ± 0,009	notre laboratoire
20,0		1378		0,070	Dunn (1969)
36,9	4,22403	1304 ± 5	0,53 ± 0,075	0,030 ± 0,004	notre laboratoire
36,9		1330		0,029	Dunn (1969) (interpolé)

* Calculé en supposant que α_3 est proportionnel à f^2

Tableau 6.2: Huile silicone Dow Corning No. 710

Température °C	Fréquence MHz	Vitesse m/s	α_3 Np/cm	α_3 à 1 MHz* Np/cm	Auteur
20,2	4,22403	1507 ± 3	1,11 ± 0,08	0,101 ± 0,007	notre laboratoire
20,2		1494		0,095	Dunn (1969) (interpolé)
37,0	4,22403	1458 ± 9	0,46 ± 0,03	0,042 ± 0,003	notre laboratoire
37,0				0,043	Dunn (1969) (interpolé)

* Calculé en supposant que α_3 est proportionnel à $f^{5/3}$

Tableau 6.3: Huile de ricin

CHAPITRE VII
MESURES DANS LE MYOCARDE

7.1 PROTOCOLE EXPERIMENTAL

7.1.1 Généralités

La vitesse et l'atténuation ont été mesurées dans des échantillons de myocarde de chien frais, à 37°C, le liquide de référence étant l'alcool éthylique.

Le protocole expérimental comporte les mêmes phases que dans le cas des liquides. Ces étapes étant identiques, sauf la préparation de l'échantillon, seule celle-ci sera exposée ici.

7.1.2 Préparation de l'échantillon

Pour découper les échantillons de myocarde de la forme et de la grandeur de l'éprouvette, on utilise les deux "blocs" de plexiglas photographiés sur la figure 7.1. Le premier est parallélépipédique tandis que le deuxième a la forme et les dimensions internes de l'éprouvette. Leurs montants sont recouverts de verre pour permettre à la lame de glisser facilement.

L'échantillon est découpé suivant la procédure suivante. Un morceau de forme grossièrement rectangulaire est d'abord prélevé sur le cœur entier. Il est retaillé plus précisément pour rentrer dans

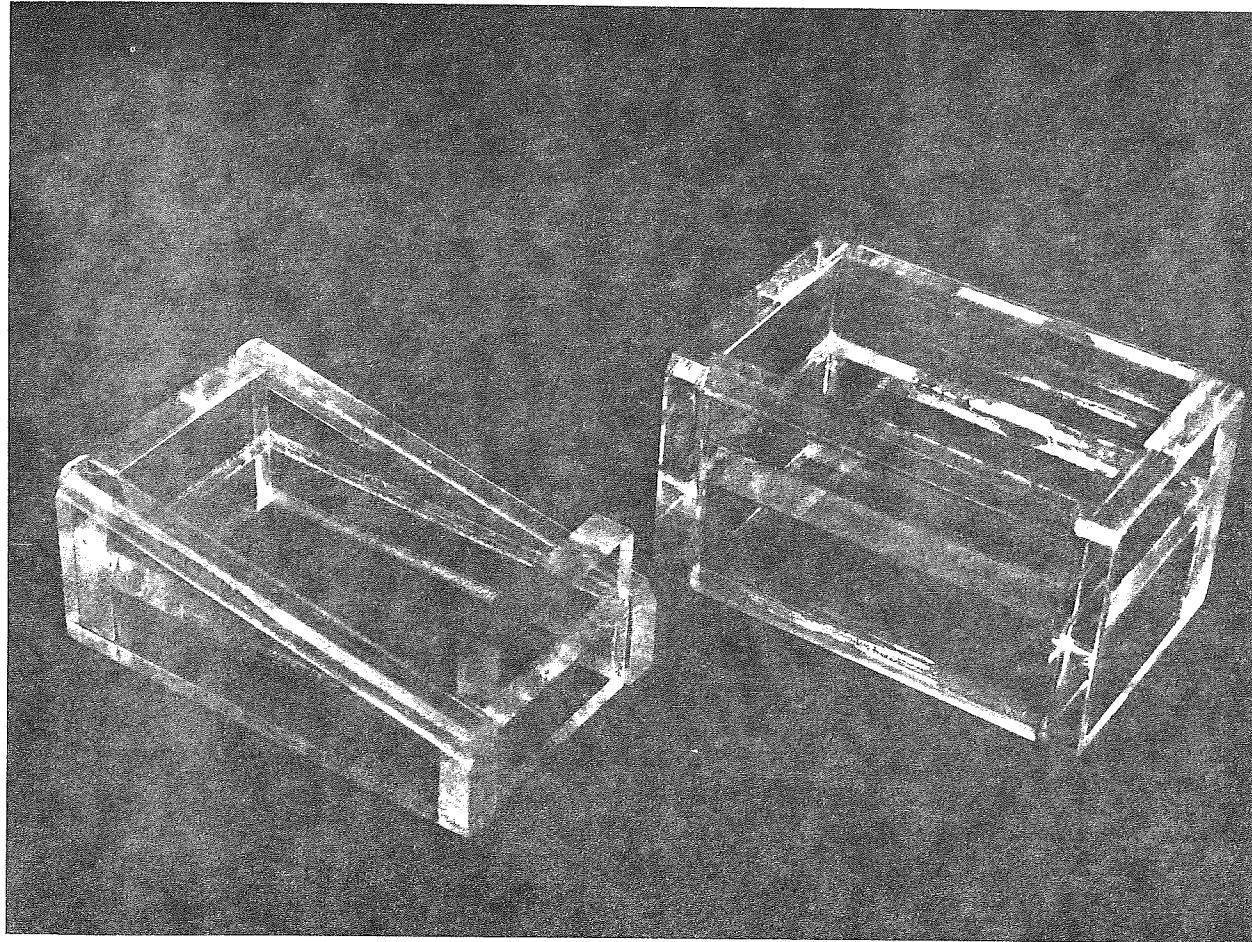


Figure 7.1: Blocs servant à découper les échantillons de myocarde.

le bloc parallélépipédique, la surface externe du myocarde sur le dessus. Cette surface est taillée de manière à obtenir une surface plane et à éliminer les artères et veines coronaires qui se trouvent à la surface.

Le morceau est alors inséré dans le second bloc pour tailler la face oblique.

Une fois le morceau en place dans l'éprouvette, les bulles d'air qui restent dans le fond sont retirées en injectant de la solution saline à l'aide d'une seringue, procédé plus rapide que de le mettre sous la cloche à vide.

7.2 RESULTATS

7.2.1 Présentation des résultats

Les résultats rapportés sur le tableau 7.1 ont été obtenus avec trois échantillons prélevés sur des coeurs canins qui avaient été conservés réfrigérés jusqu'au moment de l'expérience. Les caractéristiques des échantillons sont indiquées sur le tableau 7.1. La figure 7.2 montre le site où les échantillons ont été prélevés dans le ventricule gauche.

Des mesures avaient été effectuées avec un quatrième échantillon. Les résultats obtenus n'étaient pas en accord avec ceux des autres

No de l'échantillon	1	2	3	Moyenne
Race du chien	bâtarde	bâtarde	bâtarde	
Poids du chien	30 kg	32 kg	27 kg	
Durée entre la mort et l'excision	4 heures	4 heures	3 heures	
Durée entre l'excision et le début de l'expérience	22 heures	46 heures	26 heures	
Site de l'échantillon	ventricule gauche antérieur (Fig. 7.2)	id	id	
Eprouvette	polycarbonate	polycarbonate	plexiglas	
Température ($^{\circ}$ C)	37,28 \pm 0,45	37,26 \pm 0,31	36,90 \pm 0,21	
Fréquence (MHz)	3,40003	3,40004	3,40003	
Vitesse du son (m/s)	1592 \pm 10	1583 \pm 15	1586 \pm 16	1585 \pm 14
Coefficient d'atténuation à 3,4 MHz (Np/cm)	1,72 \pm 0,32	1,60 \pm 0,29	1,69 \pm 0,50	1,67 \pm 0,38
Coefficient d'atténuation à 1 MHz (Np/cm)*	0,51 \pm 0,09	0,47 \pm 0,09	0,50 \pm 0,15	0,49 \pm 0,11

Tableau 7.1: Résultats pour des échantillons de myocarde canin

* Calculé en supposant que l'atténuation est proportionnelle à la fréquence

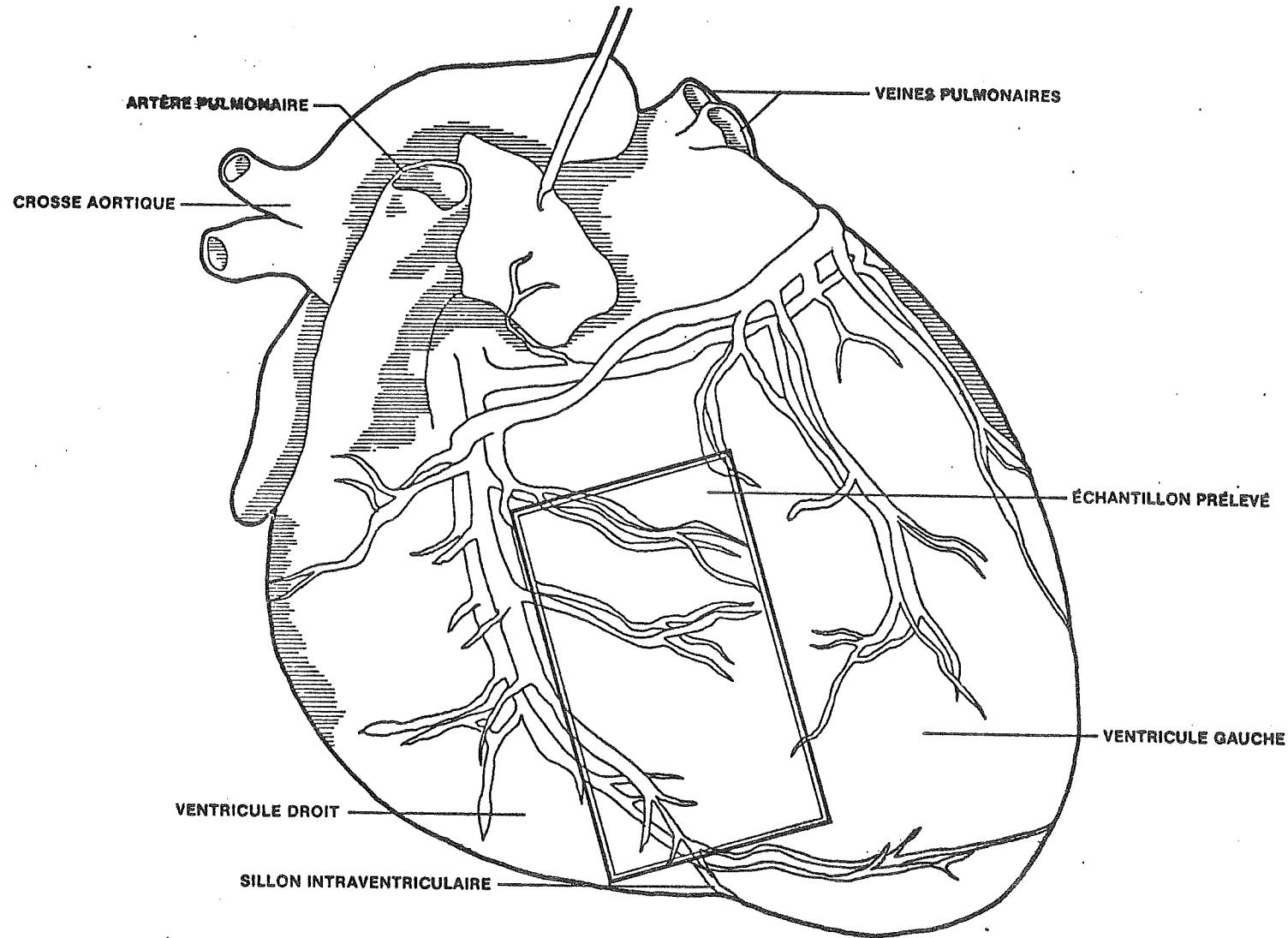


Figure 7.2: Emplacement de l'échantillon sur le cœur de chien

échantillons. Ceci peut être expliqué par le fait qu'il y a eu un début de déshydratation de l'échantillon pendant l'expérience et des bulles d'air se sont introduites entre la surface de l'éprouvette et l'échantillon. Ces résultats ont été écartés.

7.2.2 Discussion

On voit sur le tableau 7.1 qu'il y a une bonne concordance entre les valeurs de la vitesse et de l'atténuation dans les trois échantillons. Les écarts-types des valeurs de l'atténuation sont assez élevés: de 18 à 30% et 23% pour l'ensemble des valeurs. Ceci est probablement dû à l'inhomogénéité des échantillons et au mauvais contact entre la surface de l'éprouvette et l'échantillon.

D'autre part, la moyenne des résultats obtenus pour l'ensemble des échantillons est présentée dans le tableau 7.2 pour fins de comparaison avec les résultats obtenus par d'autres auteurs tel que rapporté par Goss et al. (1978).

On voit que les valeurs de O'Donnell et al. (1977) sont inférieures à celles de notre laboratoire d'un facteur 8 tandis que celles de Nover et Glanschneider (1965) sont du même ordre de grandeur. Cet écart peut être dû à la différence entre les méthodes. En effet, O'Donnell et al. (1977) utilisent des transducteurs acoustoélectriques qui sont insensibles à l'annulation de phase. Cette technique donne pour l'atténuation des résultats plus faibles que ceux qu'on obtient avec les transducteurs piézoélectriques (Busse et al. (1977)).

Espèce	Préparation	Méthode	Température °C	Fréquence MHz	Atténuation α/f Np/cm/MHz	Auteur
Chien	frais	ondes continues (interférométrique)	37	3,4	0,49 ± 0,11	notre laboratoire
Chien	frais	Pulsée à transmission (transducteurs acousto-électriques)	37	2 - 10	0,058 ± 0,002	O'Donnell et al. (1977)
Humain	Congelé au CO ₂ et décongelé	Pulsée à transmission	25	4	0,325	Nover & Glanschneider (1965)

Tableau 7.2: Comparaison des résultats obtenus par différents auteurs pour le myocarde

On pourrait aussi attribuer ces écarts au mode de fixation et de préparation. En effet, le mode de fixation (alcool éthylique, formoline) et de conservation a une influence sur le coefficient d'atténuation (Bamber et Hill 1979). Cependant, la plupart des valeurs présentées ont été mesurées pour des échantillons frais. De plus, Bamber et Hill (1977) ont montré que la valeur de l'atténuation variait peu avec la durée entre l'excision et l'expérience pour des échantillons de foie et de cerveau. On peut s'attendre à des comportements semblables de la part du tissu cardiaque.

CONCLUSION

Un appareil à ondes continues permettant de mesurer la vitesse et l'atténuation des ultrasons dans les liquides et dans de petits échantillons de tissus biologiques a été mis au point. La particularité de cette méthode est que la fréquence y est définie avec une grande précision, ce qui n'est pas le cas pour les méthodes pulsées généralement utilisées pour mesurer l'atténuation dans les tissus biologiques. Des mesures ont été effectuées dans deux liquides: huile silicone Dow Corning no. 710 et huile de ricin et dans des échantillons de myocarde canin. Les mesures dans les liquides montrent un bon accord avec les valeurs de la littérature, les écarts pouvant être attribués aux différences des propriétés entre les lots. Les mesures d'atténuation pour les échantillons de myocarde canin donnent des résultats supérieurs à ceux de plusieurs autres auteurs, qui ne concordent d'ailleurs pas entre eux.

L'incertitude relative de la méthode s'est révélée être de l'ordre de 10% pour les liquides et de 20% pour les échantillons de myocarde.

Les principaux facteurs responsables qui ont été identifiés sont:

- les variations de la sortie du multiplicateur;
- l'imprécision sur la température.

Dans le cas des liquides, ce sont les mauvaises performances du multiplicateur qui sont le facteur prépondérant. Dans le cas des

échantillons de myocarde, d'autres facteurs non quantifiables prennent une grande importance: ce sont l'inhomogénéité des échantillons et le mauvais contact entre la paroi de l'éprouvette et l'échantillon. Ce dernier phénomène peut être aggravé par la déshydratation de l'échantillon au cours de l'expérience.

La précision de la méthode pourrait être améliorée par certaines modifications du système. Tout d'abord, il serait nécessaire d'acquérir un multiplicateur plus performant aux hautes fréquences. Ceci permettrait, de plus, d'utiliser des fréquences plus élevées (jusqu'à 10 MHz).

En outre, il serait souhaitable d'améliorer le système de contrôle de température pour rendre la température dans le bain et dans l'échantillon plus uniforme. De plus, il permettrait de réduire la durée des expériences et, en conséquence, de limiter la dégradation des échantillons biologiques.

D'autre part, les mesures présentées ici ont été effectuées sur des échantillons de myocarde normaux à une fréquence donnée. Il serait intéressant d'étendre ces mesures à des échantillons pathologiques et d'étudier la variation du coefficient d'atténuation avec la fréquence.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- BAMBER, J.C., FRY, M.J., HILL, C.R., DUNN, F., "Ultrasonic Attenuation and Backscattering by Mammalian Organs as a Function of Time After Excision", *Ultrasound Med. and Biol.*, Vol. 3, No. 1, pp. 15-20, 1977.
- BARGER, J.E., "Attenuation and Dispersion of Ultrasound in Cancellous Bone", *Ultrasonic Tissue Characterization II*, pp. 197-201, NBS 525, 1979.
- BHAGAT, P.K., KERRICK, W., WARE, R.W., "Ultrasonic Characterization of Aging in Skin Tissue", *Ultrasound Med. and Biol.*, Vol. 6, No. 4, pp. 369-375, 1980.
- CALDER, I.D., "Calculations of the Effects of Nonparallelism on Measurements of Ultrasonic Attenuation and Velocity", *J. Acoust. Soc. Am.*, 63 (3), pp. 967-973, March 1978.
- CALDERON, C., "Differences in the Attenuation of Ultrasound by Normal, Benign and Malignant Breast Tissue", *J. Clin. Ultrasound*, Vol. 4, p. 252, 1976.
- CANDAU, Sauveur, "Mesures d'absorption ultrasonore par des solutions de hauts polymères", *Ann. Phys.*, t. 9, 1964, pp. 271-296, 1964.
- CANTRELL, J.H. Jr., GOANS, R.E., ROSWELL, R.L., "Acoustic Impedance Variations at Burn - Nonburn Interfaces in Porcine Skin", *J. Acous. Soc. Am.*, Vol. 64, No. 3, pp. 731-735, September 1978.
- CARSON, P.L., OUGHTON, T.V., HENDEE, W.R., "Ultrasound Transaxial Tomography by Reconstruction", *Ultrasound in Medicine*, Vol. 2, D.N. White and R.W. Barnes, Eds., New York: Plenum Press, pp. 391-400, 1976.
- CARTENSEN, E.L., "Relaxation Processes in Aqueous Solutions of MnSO₄ and CoSO₄", *J. Acous. Soc. Amer.*, Vol. 26, No. 5, pp. 862-864, September 1954.
- CERF, R., "Sur les interféromètres sonores à épaisseur variable", *Acustica*, Vol. 13, pp. 57-61, 1963.
- CERF, R., "Sur l'interféromètre ultrasonore à deux transducteurs et la spectroscopie à fréquence continûment variable", *Acustica*, Vol. 13, pp. 417-421, 1963.
- CHIVERS, R.C., HILL, C.R., "Ultrasonic Attenuation in Human Tissue", *Ultrasound in Med. and Biol.*, Vol. 2, pp. 25-29, 1975.

CHIVERS, R.C., PARRY, R.J., "Ultrasonic Velocity and Attenuation in Mammalian Tissues", J. Acous. Soc. Am., Vol. 63, No. 3, pp. 940-953, March 1978.

DINES, K.A., KAK, A.C., "Ultrasonic Attenuation Tomography of Soft Biological Tissues", Ultrasonic Imaging, Vol. 1, pp. 16-33, January 1979.

DROUIN, G., "Phase-Locked Loop Interferometric Method for the Measurement of the Speed of Sound in Biological Media", Ph.D. Thesis, University of Virginia, 1976.

DUNN, F., EDMONDS, P.D., FRY, W.J., "Absorption and Dispersion of Ultrasound in Biological Media", Biological Engineering, ed. by H.P. Schwan, McGraw-Hill Co., New York, pp. 205-332, 1969.

ESCHE, R., "Untersuchungen zur Ultraschallabsorption in Tierischen Geweben und Kunststoffen", Akust. Beih, 2: 71-74, 1952.

FRY, E.K., SANGHUI, N.T., FRY, F.J., GALLAGHER, H.S., "Frequency Dependent Attenuation of Malignant Breast Tumors Studied by the Fast Fourier Transform Technique", Ultrasonic Tissue Characterization II, pp. 85-91, NBS Publication 525, 1979.

FRY, W.J., "The Double Crystal Acoustic Interferometers", J. Acous. Soc. Am., 21 (1): 17-28, January 1949.

FRY, W.J., "Ultrasound and its Applications in Medicine and Biology", Elsevier Scientific Publ. Company, 1978.

GAMMELL, P.M., ROSEBORO, J.A., HEYSER, R.C., LE CROISETTE, D.H., WILSON, R.L., "Swept Frequency Ultrasonic Measurements of Tissue Characteristics", The 30th Annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, p. 229, 1977.

GOLDMAN, D.E., HUETER, T.F., "Tabular Data of the Velocity and Absorption of High-Frequency Sound in Mammalian Tissues", J. Acous. Soc. Am., Vol. 28, No. 1, pp. 35-37, January 1956.

GOSS, S.A., JOHNSTON, R.L., DUNN, F., "Comprehensive Compilation of Empirical Ultrasonic Properties of Mammalian Tissues", J. Acous. Soc. Am., 64 (2), pp. 423-457, August 1978.

GOSS, S.A., JOHNSTON, R.L., MAYNARD, V., NIDER, L., FRIZZELL, L.A., O'BRIEN, W.O. Jr., DUNN, F., "Elements of Tissue Characterization II, Ultrasonic Propagation Parameter Measurements", Ultrasonic Tissue Characterization II, pp. 43-51, NBS Publication 525, 1979.

GOSS, S.A., DUNN, F., "Ultrasonic Propagation Properties of Collagen", *Phys. Med. and Biol.*, 25/5, pp. 827-837, 1980.

GREENLEAF, J.F., JOHNSON, S.A., BAHN, R.C., RAJAGOPALAN, B., "Quantitative Cross-Sectional Imaging of Ultrasound Parameters", 1977 *Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 989-995, 1977.

HUBBARD, J.C., "The Acoustic Resonator Interferometer I: The Acoustic System and its Equivalent Electric Network", *Physical Review*, Vol. 38, pp. 1011-1019, September 1931.

HUBBARD, J.C., "The Acoustic Resonator Interferometer II: Ultrasonic Velocity and Absorption in Gases", *Physical Review*, Vol. 41, pp. 523-535, August 1932.

HUETER, T.F., "Messung der Ultraschallabsorption in Tierischen Geweben und Ihre Abhangigkeit von der Frequenz", *Naturwissenschaften* 35, pp. 285-288, 1948.

HUGHES, D.J., GEDDES, L.A., BABBS, C.F., BOURLAND, J.D., NEWHOUSE, V.L., "Attenuation and Speed of 10 MHz Ultrasound in Canine Blood of Various Packed Cell Volumes at 37 Degrees C", *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, Vol. 17, no. 5, pp. 619-622, September 1979.

HUNTER, J.L., "The Absorption of Ultrasonic Waves in Highly Viscous Liquids", *J. Acous. Soc. Amer.*, 13, pp. 36-40, 1941.

JOHNSTON, R.L., GOSS, S.A., MAYNARD, V., BRADY, J.K., FRIZZELL, L.A., O'BRIEN, W.D. Jr., DUNN, F., "Elements of Tissues Characterization I", *Ultrasonic Tissue Characterization II*, pp. 19-27, NBS Publication 525, 1979.

KAK, A.C., DINES, K.A., "Signal Processing of Broadband Pulsed Ultrasound Measurement of Attenuation of Soft Biological Tissues", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-25, no. 4, pp. 321-344, July 1978.

KAYE, G.W.C., LABYE, T.H., "Tables of Physical and Chemical Constants" John Wiley & Sons, N.Y., 1966.

KESSLER, L.W., "Tissue Characterization by Means of Acoustic Microscopy", *Ultrasonic Tissue Characterization*, M. Linzer Ed., NBS Publication 453, pp. 261-267, 1976.

KLEPPER, J.R., BRANDENBURGER, G.H., MIMBS, J.W., SOBEL, B.E., MILLER, J.G., "Applications of Phase-Insensitive Detection and Frequency-Dependent Measurements to Computed Ultrasonic Attenuation Tomography", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. BME-23, No. 2, pp. 186-200, February 1981.

KREMKAU, F.W., McGRAW, L.P., BARNES, R.W., "Acoustic Properties of Normal and Abnormal Human Brain", Ultrasonic Tissue Characterization II, pp. 81-84, 1979, 13-15 June 1977, GAITHERSBURG, MD., USA.

KUC, R., SCHWARTZ, M., "Estimating the Acoustic Attenuation Coefficient Slope for Liver from Reflected Ultrasound Signals", IEEE Trans. Sonics & Ultrason., Vol. 50-26, no. 5, pp. 353-362, September 1979.

LANG, J. ZANA, R., GAIRARD, B., DALE, G., GROS, G.M., "Ultrasonic Absorption in the Human Breast Cyst Liquids", Ultrasound Med. and Biol., Vol. 4, no. 2, pp. 125-130, 1978

LANGEVIN, F., "Rapport de fin d'études", Ecole Polytechnique de Montréal, Montréal, 1979.

LELE, P.P., NAMERY, J.A., "A Computer-Based Ultrasonic System for the Detection and Mapping of Myocardial Infarcts", Proc. San Diego Biomed. Symp., (13), p. 121, 1972.

LELE, P.D., MANSFIELD, A.B., MURPHY, A.I., NAMERY, J., SENEPATI, N., "Tissue Characterization by Ultrasonic Frequency-Dependent Attenuation and Scattering", Ultrasonic Tissue Characterization, M. Linzer, ed., NBS Publication 453, pp. 167-198, 1976.

MARKHAM, BEYER, LINDSAY, "Absorption of Sound in Fluids", Rev. Mod. Phys., 23, pp. 353-411, 1951.

McDANIEL, G.A., "Ultrasonic Attenuation Measurements on Excised Breast Carcinoma at Frequencies from 6 to 10 MHz", 1977 Ultrasonics Symposium Proceeding, IEEE Cat. #77CH1264-ISU.

MCKINNON, G.C., BATES, R.H., "A Limitation on Ultrasonic Transmission Tomography", Ultrasonic Imaging 2, pp. 48-54, 1980.

MEYER, C.R., "An Iterative, Parametric Spectral Estimation Technique for High-Resolution Pulse-Echo Ultrasound", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-26, no. 4, pp. 207-212, April 1979.

MILLER, J.G., YUHAS, G.E., MIMBS, J.W., DIERKER, S.B., BUSSE, L.J., LATERRA, J.J., WEISS, A.N., SOBE, B.E., "Ultrasonic Tissue Characterization Correlation Between Biochemical and Ultrasonic Indices of Myocardial Injury", 1976 Ultrasonics Symposium Proceedings, IEEE, Cat. #75CH1120-550.

MIMBS, J.W., O'DONNELL, M., BAUWENS, D. et al., "The Dependence of Ultrasonic Attenuation and Backscatter on Collagen Content in Dog and Rabbit Hearts", Cir. Res., 47/1, pp. 49-58, 1980.

MUSA, R.S., "Two-Crystal Interferometric Method for Measuring Ultrasonic Absorption Coefficients in Liquids", J. Acous. Soc. Am., Vol. 30, no. 3, pp. 215-218, March 1958.

NOVER, A., GLANSCHNEIDER, D., "Untersuchungen über die Fortpflanzungsgeschwindigkeit und Absorption des Ultraschalls im Gewebe. Experimentelle Beiträge zur Ultraschall Diagnostik Intraocularen Tumoren", Graefes. Archi. Klin. Exp. Ophthal., 168, pp. 304-321, 1965.

O'DONNELL, M., MIMBS, J.W., MILLER, J.G., "The Relationship Between Collagen and Ultrasonic Attenuation in Myocardial Tissue", J. Acous. Soc. Am., Vol. 65, no. 2, pp. 512-517, February 1979.

PELLAM, J.R., GALT, J.K., "Ultrasonic Propagation in Liquids I: Application of Pulse Technique to Velocity and Absorption Measurements at 15 Megacycles", J. Chem. Phys., 14, pp. 608-614, 1946.

PINKERTON, J.M.M., "Ultrasonic Absorption in Liquids", Proc. Phys. Soc., Vol. 62, Part 2, No. 350B, pp. 129-140, February 1949.

SEDLACEK, M., ASENBAUM, A., "Simultaneous Measurements of Sound Velocity and Sound Attenuation in Liquids by a Correlation Method", J. Acous. Soc. Am., Vol. 62, No. 2, pp. 1420-1423, December 1977.

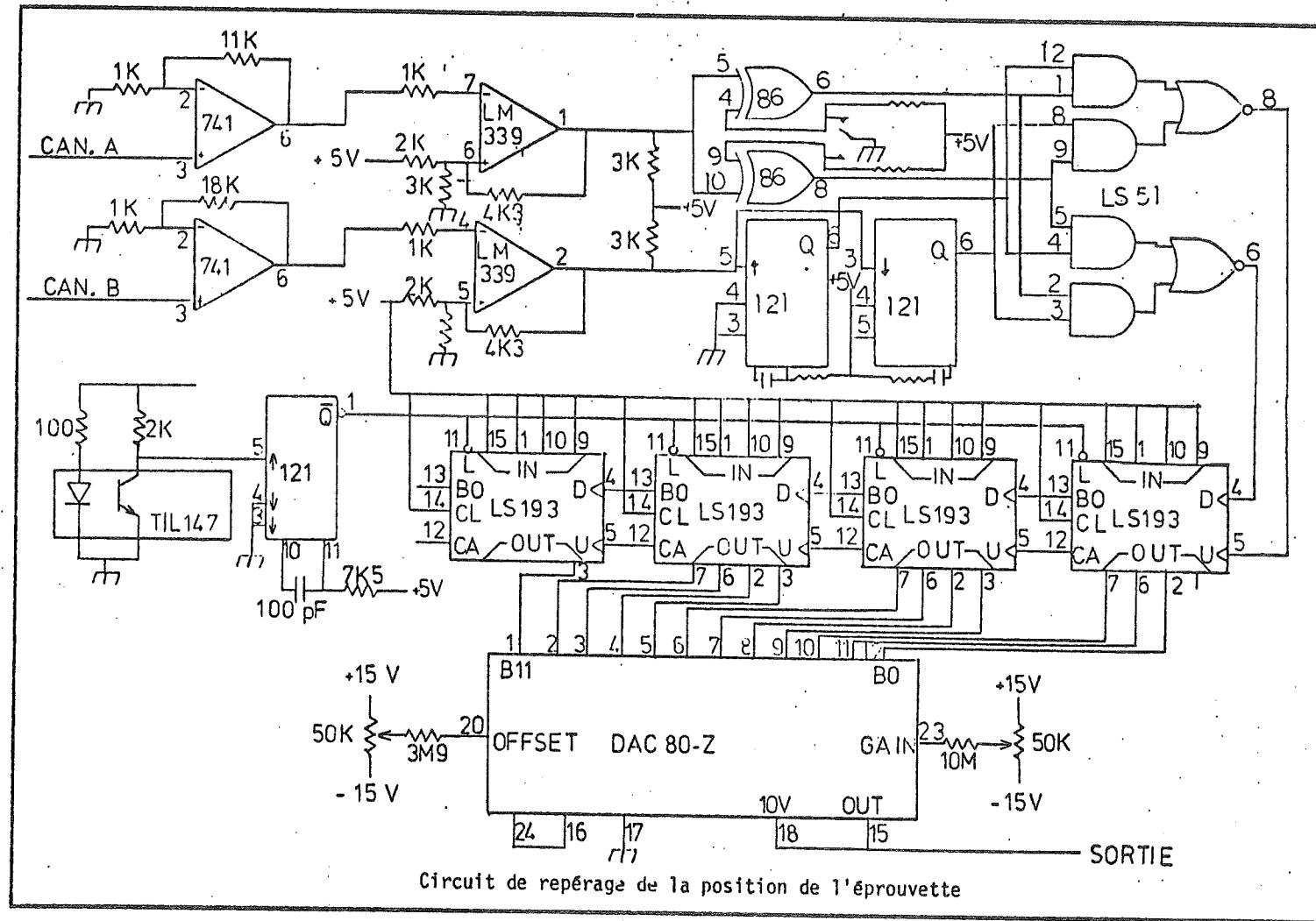
THIRY, P.S., GARGOUR, C., DROUIN, G., BERTRAND, M., "C.W. Measurement of Ultrasound Velocity in Liquids and Small Biological Tissue Specimen", Ultrasonics Symposium Proceedings, CH1482-9/79/IEEE, 1979.

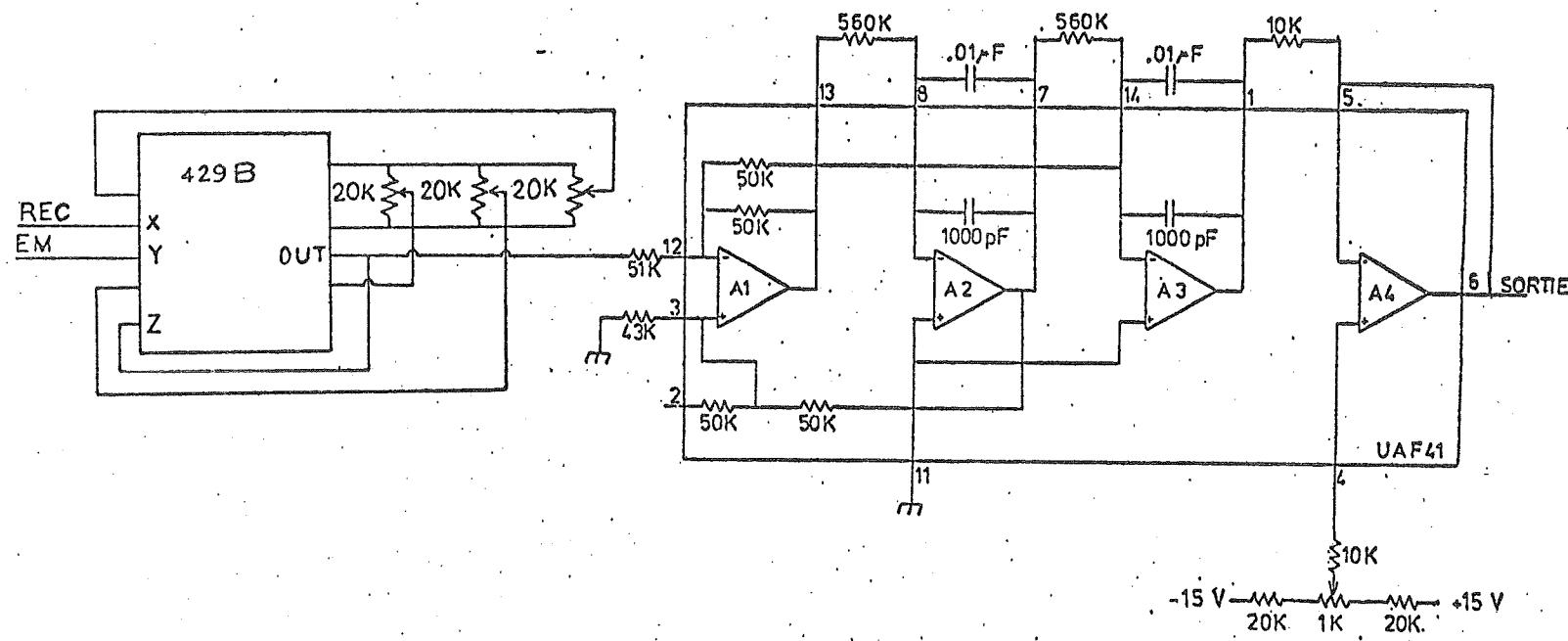
YUHAS, D.E. MIMBS, J.W., MILLER, J.G., WEISS, A.N., SOBEL, B.E., "Changes in Ultrasonic Attenuation Indicative of Regional Myocardial Infarction", Ultrasound in Medicine, Vol. 3, D. White, ed., Plenum Press, N.Y. 1977.

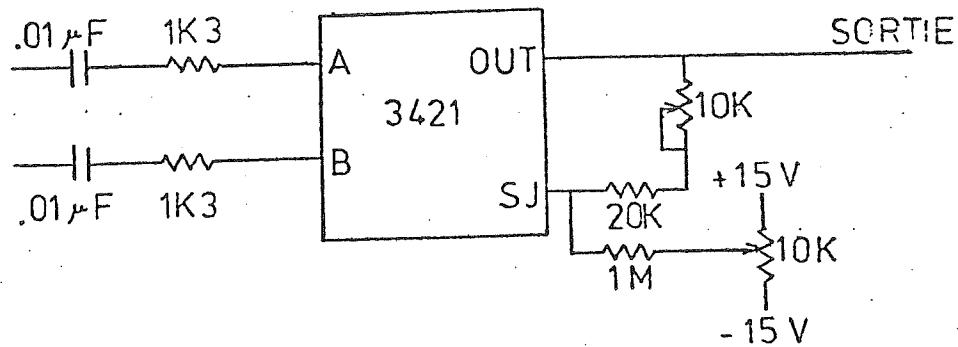
ZEMANEK, Joe, "Beam Behavior Within the Nearfield of a Vibrating Piston", J. Acous. Soc. Am., 40(1), pp. 181-191, 1971.

ANNEXE 1

DETAIL DES CIRCUITS ELECTRONIQUES







Circuit du détecteur de phase

ANNEXE 2

DETAIL DES CALCULS DU MODELE A TROIS MILIEUX

ANNEXE 21. CALCUL DE L'AMPLITUDE A3

Les équations (1) à (6) du chapitre III forment un système linéaire:

$$A_1 - B_1 = A_0$$

$$\exp(-i\phi_1) A_1 + \exp(i\phi_1) B_1 - A_2 - B_2 = 0$$

$$m_1 \exp(-i\phi_1) A_1 - m_1 \exp(i\phi_1) B_1 - m_2 + m_2 B_2 = 0$$

$$\exp(-\alpha_2 \ell_2 - i\phi_2) A_2 + \exp(\alpha_2 \ell_2 + i\phi_2) B_2 - A_3 - B_3 = 0$$

$$m_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2 - i\phi_2) A_2 - m_2 \exp(\alpha_2 \ell_2 + i\phi_2) B_2 - m_3 A_3$$

$$+ m_3 B_3 = 0$$

$$\phi A_3 - m_3 B_3 = 0$$

Après avoir éliminé les A_i et B_i en faisant des combinaisons linéaires des équations, on obtient:

$$A_3 = \frac{2 m_1 m_2 A_0}{r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) + i (q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2))}$$

avec:

$$\begin{aligned}
r_1 = & m_2^2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 - m_1^2 \sin \phi_1 \sin \phi_2 + m_1 m_2 \cos (\phi_1 + \phi_2) \\
& + \psi (m_2 - m_1) \cos 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) \\
& + \psi (m_2 - m_1) \sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 + m_1 \cos \phi_2 \sin \phi_1)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
r_2 = & -m_2^2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 - m_1^2 \sin \phi_1 \sin \phi_2 + m_1 m_2 \cos (\phi_1 - \phi_2) \\
& + \psi (m_2 + m_1) \cos 2 \phi_3 (-m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 + m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) \\
& + \psi (m_2 + m_1) \sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 + m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
q_1 = & m_1^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 + m_2^2 \sin \phi_2 \cos \phi_1 + m_1 m_2 \sin (\phi_1 + \phi_2) \\
& + \psi (m_2 - m_1) \cos 2 \phi_3 (m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2 + m_2 \sin \phi_2 \cos \phi_1) \\
& + \psi (m_2 - m_1) \sin 2 \phi_3 (m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2 - m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
q_2 = & m_2^2 \sin \phi_2 \cos \phi_1 - m_1^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 + m_1 m_2 \sin (\phi_1 - \phi_2) \\
& + \psi (m_2 + m_1) \cos 2 \phi_3 (m_2 \sin \phi_2 \cos \phi_1 + m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) \\
& + \psi (m_2 + m_1) \sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_2 \cos \phi_1 - m_1 \sin \phi_2 \sin \phi_1)
\end{aligned}$$

Posons $A_0 = a_0 + i b_0$

En réduisant A_3 sous la forme habituelle, on a:

$$A_3 = \frac{N_0}{D}$$

$$\text{où } N_0 = 2 m_1 m_2 \left\{ a_0 r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + a_0 r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) + b_0 q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) \right.$$

$$+ b_0 q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) + i [b_0 r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + b_0 r_1 \exp(-\alpha_2 \ell_2)] \right\}$$

$$- a_0 q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) - a_0 q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)] \right\}$$

$$D = [r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)]^2 + [q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2)$$

$$+ q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2)]^2$$

2. CALCUL DES DERIVEES PARTIELLES $\frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_1}, \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_{20}}, \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_{30}}, \frac{\partial \alpha_2}{\partial z}$

On a:

$$F = S_{1,2} - K \frac{N}{D}$$

$$\text{où } N = (r_1 \cos \phi_3 - q_1 \sin \phi_3) \exp(\alpha_2 \ell_2)$$

$$+ (r_2 \cos \phi_3 - q_2 \sin \phi_3) \exp(-\alpha_2 \ell_2)$$

$$D = (r_1^2 + q_1^2) \exp(2\alpha_2 \ell_2) + 2(r_1 r_2 + q_1 q_2)$$

$$+ (r_2^2 + q_2^2) \exp(-2\alpha_2 \ell_2)$$

a) On a alors:

$$\frac{\partial F}{\partial \alpha_2} = -\frac{K}{D^2} \left(\frac{\partial N}{\partial \alpha_2} D - \frac{\partial D}{\partial \alpha_2} N \right)$$

avec

$$\frac{\partial N}{\partial \alpha_2} = \left[r_1 \ell_2 \exp(\alpha_2 \ell_2) - r_2 \ell_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \cos \phi_3$$

$$- \left[\ell_2 q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) - \ell_2 q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \sin \phi_3$$

$$\frac{\partial D}{\partial \alpha_2} = 2 \left[r_1 \ell_2 \exp(\alpha_2 \ell_2) - r_2 \ell_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) \right]$$

$$+ \left[r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] + 2 \left[q_1 \ell_2 \exp(\alpha_2 \ell_2) \right.$$

$$\left. - q_2 \ell_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right]$$

b) De même, on a:

$$\frac{\partial F}{\partial \ell_1} = -\frac{K}{D^2} \left(\frac{\partial N}{\partial \ell_1} D - N \frac{\partial D}{\partial \ell_1} \right)$$

avec

$$\frac{\partial N}{\partial \ell_1} = \left[\frac{\partial r_1}{\partial \ell_1} \exp(\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial r_2}{\partial \ell_1} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \cos \phi_3$$

$$- \left[\frac{\partial q_1}{\partial \ell_1} \exp(\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial q_2}{\partial \ell_1} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \sin \phi_3$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial D}{\partial \ell_1} = & 2 \left[\frac{\partial r_1}{\partial \ell_1} \exp (\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial r_2}{\partial \ell_1} \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[r_1 \exp (\alpha_2 \ell_2) \right. \\ & \left. + r_2 \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right] + 2 \left[\frac{\partial q_1}{\partial \ell_1} \exp (\alpha_2 \ell_2) \right. \\ & \left. + \frac{\partial q_2}{\partial \ell_1} \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[q_1 \exp (\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right] \end{aligned}$$

où

$$\begin{aligned} \frac{\partial r_1}{\partial \ell_1} = & \frac{\omega}{V_1} \left[-m_2^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 - m_1^2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \right. \\ & \left. - m_1 m_2 \sin (\phi_1 + \phi_2) + \psi (m_2 - m_1) \cos 2 \phi_3 (-m_2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \right. \\ & \left. - m_1 \cos \phi_1 \sin \phi_2) + \psi (m_2 - m_1) \sin 2 \phi_3 (-m_2 \sin \phi_1 \sin \phi_2 \right. \\ & \left. + m_1 \cos \phi_2 \cos \phi_1) \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial r_2}{\partial \ell_1} = & \frac{\omega}{V_1} \left[m_2^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 - m_1^2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \right. \\ & - m_1 m_2 \sin (\phi_1 - \phi_2) + \psi \cos 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (m_2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \\ & + m_1 \cos \phi_1 \sin \phi_2) + \psi \sin 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (-m_2 \sin \phi_1 \sin \phi_2 \\ & \left. + m_1 \cos \phi_1 \cos \phi_2) \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial q_1}{\partial \ell_1} = & \frac{\omega}{V_1} \left[m_1^2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 - m_2^2 \sin \phi_2 \sin \phi_1 \right. \\ & + m_1 m_2 \cos (\phi_1 + \phi_2) + \psi \cos 2 \phi_3 (m_2 - m_1) (m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \\ & - m_2 \sin \phi_2 \sin \phi_1) + \psi \sin 2 \phi_3 (m_2 - m_1) (m_1 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \\ & \left. + m_2 \sin \phi_1 \cos \phi_2) \right] \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial q_2}{\partial \ell_1} = & \frac{\omega}{V_1} \left[-m_2^2 \sin \phi_2 \sin \phi_1 - m_1^2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \right. \\ & + m_1 m_2 \cos (\phi_1 - \phi_2) + \psi \cos 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (-m_2 \sin \phi_2 \sin \phi_1 \\ & + m_1 \cos \phi_1 \cos \phi_2) + \psi \sin 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (-m_2 \cos \phi_2 \sin \phi_1 \\ & \left. - m_1 \sin \phi_2 \cos \phi_1) \right] \end{aligned}$$

$$c) \quad \frac{\partial F}{\partial \ell_{20}} = - \frac{K}{D^2} \left(\frac{\partial N}{\partial \ell_{20}} D - N \frac{\partial D}{\partial \ell_{20}} \right)$$

avec

$$\begin{aligned} \frac{\partial N}{\partial \ell_{20}} = & \left[\alpha_2 r_1 \exp (\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial r_1}{\partial \ell_{20}} \exp (\alpha_2 \ell_2) - \alpha_2 r_2 \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right. \\ & + \frac{\partial r_2}{\partial \ell_{20}} \exp (-\alpha_2 \ell_2) \left. \right] \cos \phi_3 - \left[\alpha_2 q_1 \exp (\alpha_2 \ell_2) \right. \\ & \left. + \frac{\partial q_1}{\partial \ell_{20}} \exp (\alpha_2 \ell_2) - \alpha_2 q_2 \exp (-\alpha_2 \ell_2) \right] \end{aligned}$$

$$+ \frac{\partial q_2}{\partial \ell_{20}} \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \] \sin \phi_3$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial D}{\partial \ell_{20}} = & 2 \left[\alpha_2 r_1 \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) + \frac{\partial r_1}{\partial \ell_{20}} \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) \right. \\ & - \alpha_2 r_2 \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) + \left. \frac{\partial r_2}{\partial \ell_{20}} \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \right] \left[r_1 \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) \right. \\ & + r_2 \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \left. \right] + 2 \left[\alpha_2 q_1 \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) \right. \\ & + \frac{\partial q_1}{\partial \ell_{20}} \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) - \alpha_2 q_2 \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \\ & \left. + \frac{\partial q_2}{\partial \ell_{20}} \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \right] \left[q_1 \exp \left(\alpha_2 \ell_2 \right) + q_2 \exp \left(-\alpha_2 \ell_2 \right) \right] \end{aligned}$$

où

$$\begin{aligned} \frac{\partial r_1}{\partial \ell_{20}} = & \frac{\omega}{V_2} \left[-m_2^2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 - m_1^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \right. \\ & - m_1 m_2 \sin (\phi_1 + \phi_2) + \psi (m_2 - m_1) \cos 2 \phi_3 (-m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \\ & - m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) + \psi (m_2 - m_1) \sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \\ & \left. - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) \right] \end{aligned}$$

$$\frac{\partial r_2}{\partial \ell_{20}} = \frac{\omega}{V_2} \left[m_2^2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 - m_1^2 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \right. \\ + m_1 m_2 \sin (\phi_1 - \phi_2) + \psi (m_2 + m_1) \cos 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \\ + m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) + \psi (m_2 + m_1) \sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \\ \left. - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) \right]$$

$$\frac{\partial q_1}{\partial \ell_{20}} = \frac{\omega}{V_2} \left[-m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2 + m_2^2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \right. \\ + m_1 m_2 \cos (\phi_1 - \phi_2) + \psi \cos 2 \phi_3 (m_2 - m_1) (-m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2 \\ + m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2) + \psi \sin 2 \phi_3 (m_2 - m_1) (m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2 \\ \left. + m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2) \right]$$

$$\frac{\partial q_2}{\partial \ell_{20}} = \frac{\omega}{V_2} \left[m_2^2 \cos \phi_2 \cos \phi_1 + m_1^2 \sin \phi_1 \sin \phi_2 \right. \\ - m_1 m_2 \cos (\phi_1 - \phi_2) + \psi \cos 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \\ - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) + \psi \sin 2 \phi_3 (m_2 + m_1) (-m_2 \sin \phi_2 \cos \phi_1 \\ \left. - m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) \right]$$

$$d) \quad \frac{\partial F}{\partial \ell_{30}} = - \frac{K}{D^2} \left(\frac{\partial N}{\partial \ell_{30}} D - N \frac{\partial D}{\partial \ell_{30}} \right)$$

avec

$$\begin{aligned} \frac{\partial N}{\partial \ell_{30}} &= \left[\frac{\partial r_1}{\partial \ell_{30}} \exp(\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial r_2}{\partial \ell_{30}} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \cos \phi_3 \\ &\quad - \frac{\omega}{V_3} \left[r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \sin \phi_3 \\ &\quad - \left[\frac{\partial q_1}{\partial \ell_{30}} \exp(\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial q_2}{\partial \ell_{30}} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \sin \phi_3 \\ &\quad - \frac{\omega}{V_3} \left[q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \cos \phi_3 \\ \frac{\partial D}{\partial \ell_{30}} &= 2 \left[\frac{\partial r_1}{\partial \ell_{30}} \exp(\alpha_2 \ell_2) + \frac{\partial r_2}{\partial \ell_{30}} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[r_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) \right. \\ &\quad \left. + r_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] + 2 \left[\frac{\partial q_1}{\partial \ell_{30}} \exp(\alpha_2 \ell_2) \right. \\ &\quad \left. + \frac{\partial q_2}{\partial \ell_{30}} \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \left[q_1 \exp(\alpha_2 \ell_2) + q_2 \exp(-\alpha_2 \ell_2) \right] \end{aligned}$$

où $\frac{\partial r_1}{\partial \ell_{30}} = \frac{2\omega}{V_3} \psi (m_2 - m_1) \left[-\sin 2\phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 \right.$

$$\left. - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) + \cos 2\phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 \right.$$

$$\left. + m_1 \cos \phi_2 \sin \phi_1) \right]$$

$$\frac{\partial r_2}{\partial \ell_{30}} = \frac{2\omega}{V_3} \psi (m_2 + m_1) \left[\sin 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2 - m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2) + \cos 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_1 \sin \phi_2 + m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) \right]$$

$$\frac{\partial q_1}{\partial \ell_{30}} = \frac{2\omega}{V_3} \psi (m_2 - m_1) \left[-\sin 2 \phi_3 (m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2 + m_2 \sin \phi_2 \cos \phi_1) + \cos 2 \phi_3 (m_1 \sin \phi_1 \sin \phi_2 - m_2 \cos \phi_1 \cos \phi_2) \right]$$

$$\frac{\partial q_2}{\partial \ell_{30}} = \frac{2\omega}{V_3} \psi (m_2 + m_1) \left[-\sin 2 \phi_3 (m_2 \sin \phi_2 \cos \phi_1 + m_1 \sin \phi_1 \cos \phi_2) + \cos 2 \phi_3 (m_2 \cos \phi_2 \cos \phi_1 - m_1 \sin \phi_2 \sin \phi_1) \right]$$

e) Il n'est pas besoin de calculer $\frac{\partial F}{\partial z}$ car on a:

$$\alpha_2 = \alpha_2 (\ell_2, \ell_3) = \alpha_2 (\ell_{20} - z, \ell_{30} + z)$$

d'où

$$\frac{\partial \alpha_2}{\partial z} = \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_2} \frac{\partial \ell_2}{\partial z} + \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_3} \frac{\partial \ell_3}{\partial z} = - \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_{20}} + \frac{\partial \alpha_2}{\partial \ell_{30}}$$

ANNEXE 3

LISTE DES PROGRAMMES D'ORDINATEUR

```
10=S30GD,T100,CM100000.
20=*CODE
30=FTN,
40=LGO,
50=VRSATEC.
60=*WEOR
70=*NUM
80=*FTN *
90=*
100=*
110=*      PROGRAMME CORREL
120=*
130=*      CALCUL DE LA CORRELATION CROISEE
140=*      ENTRE LES SIGNAUX EMIS ET RECU
150=*      AVEC LE MODELE A TROIS MILIEUX
160=*
170=*      SOUS-PROGRAMME UTILISES:
180=*          QIKPLT (TRACAGE DE COURSES)
190=*          ENIPLT
200=*
210=*
220=      PROGRAM CORREL(INPUT,OUTPUT)
230=*
240=      DIMENSION COREL(750),A3(750),B3(750),AL2(750)
250=      DIMENSION COS3(750)
260=      DIMENSION R1(750)
270=      DIMENSION R2(750)
280=      DIMENSION Q1(750)
290=      DIMENSION Q2(750)
300=*
310=*
320=*      VALEURS PHYSIQUES
330=*
340=      N=750
350=      C1=1480.
360=      C2=1470.
370=      R01=1000.
380=      R02=1032.
390=      F=3,E+6
400=      AL1=0,05
410=      AL2(1)=0,
420=      AL3=0,06
430=      AL0=0,04
440=      AMT=33,7E+6
450=      ALPHA=6,2
460=      API=3,1415926535
470=      AM1=R01*C1
480=      AM2=R02*C2
```

```

490=   PSI=(AMT-AM1)/(AMT+AM1)
500=   PRINT 1000,PSI
510=   OMEGA=2.*API*F
520=   PAS=2.*API
530=   AFI1=OMEGA*AL1/C1
540=   NRES1=AFI1/PAS
550=   FI1=AFI1-NRES1*PAS
560=*
570=   DO 1 I=1,N
580=   XI=I
590=   AFI2=OMEGA*AL2(I)/C2
600=   NRES2=AFI2/PAS
610=   FI2=AFI2-NRES2*PAS
620=   AFI3=OMEGA*AL3/C1
630=   NRES3=AFI3/PAS
640=   FI3=AFI3-NRES3*PAS
650=   EP=EXP(ALPHA*AL2(I))
660=   EM=EXP(-ALPHA*AL2(I))
670=   COS1=COS(FI1)
680=   COS2=COS(FI2)
690=   COS3(I)=COS(FI3)
700=   COS4=COS(2.*FI3)
710=   SIN1=SIN(FI1)
720=   SIN2=SIN(FI2)
730=   SIN3=SIN(FI3)
740=   SIN4=SIN(2.*FI3)
750=   R1(I)=AM2*AM2*COS1*COS2-AM1*AM1*SIN1*SIN2+AM1*AM2*COS(FI1+FI2)
760=   1+PSI*(AM2-AM1)*COS4*(AM2*COS1*COS2-AM1*SIN1*SIN2)
770=   2+PSI*(AM2-AM1)*SIN4*(AM2*COS1*SIN2+AM1*COS2*SIN1)
780=   R2(I)=-AM2*AM2*COS1*COS2-AM1*AM1*SIN1*SIN2+AM1*AM2*COS(FI1-FI2)
790=   1+PSI*COS4*(AM1+AM2)*(-AM2*COS1*COS2+AM1*SIN1*SIN2)
800=   2+PSI*SIN4*(AM2+AM1)*(AM2*COS1*SIN2+AM1*SIN1*COS2)
810=   Q1(I)=AM1*AM1*SIN1*COS2+AM2*AM2*SIN2*COS1+AM1*AM2*SIN(FI1+FI2)
820=   1+PSI*COS4*(AM2-AM1)*(AM1*SIN1*COS2+AM2*SIN2*COS1)
830=   2+PSI*SIN4*(AM2-AM1)*(AM1*SIN1*SIN2-AM2*COS1*COS2)
840=   Q2(I)=AM2*AM2*SIN2*COS1-AM1*AM1*SIN1*COS2+AM1*AM2*SIN(FI1-FI2)
850=   1+PSI*COS4*(AM2+AM1)*(AM2*SIN2*COS1+AM1*SIN1*COS2)
860=   1+PSI*SIN4*(AM2+AM1)*(AM2*COS2*COS1-AM1*SIN1*SIN2)
870=   D=(EP*R1(I)+EM*R2(I))*#2.+((EP*Q1(I)+EM*Q2(I))*#2.
880=*
890=   A3(I)=2.*AM1*AM2*(EP*Q1(I)+EM*Q2(I))/D
900=   B3(I)=2.*AM1*AM2*(EP*R1(I)+EM*R2(I))/D
910=   COREL(I)=(1.-PSI)*(B3(I)*COS3(I)-A3(I)*SIN3)
920=   IF(I.EQ.N) GO TO 1
930=   AL2(I+1)=XI*0.01/750.
940=   AL3=AL0-AL2(I+1)
950=   1 CONTINUE
960=*
970=   PRINT 1000,AL2(200),COREL(200)
980=   PRINT 1000,R1(200),R2(200),Q1(200),Q2(200)

```

```
990=      PRINT 1000,AL2(400),COREL(400)
1000=      PRINT 1000,R1(400),R2(400),Q1(400),Q2(400)
1010= 1000 FORMAT(5X,4E12.5)
1020=*
1030=      CALL QIKPLT(AL2,COREL,750,4H*L2*,5H*S12*,7H*COEUR*)
1040=      CALL ENDPLT
1050=*
1060=*
1070=      STOP
1080=      END
```

```
10=N30GD,T100,CM70000.  
20=*CODE  
30=FTN.  
40=LGO.  
50=*WEOR  
60=*FTN *  
70=*  
80=*  
90=*      PROGRAMME NEUTON  
100=*  
110=*      CALCUL DE L'ATTENUATION  
120=*      AVEC LE MODELE A TROIS MILIEUX  
130=*  
140=*  
150=      PROGRAM NEUTON(INPUT,OUTPUT)  
160=      DIMENSION Y(2),AL(2)  
170=      DIMENSION A(2),B(2),C(2),D(2),E(2)  
180=*  
190=      DATA DEL/,06294/  
200=      DATA AL2I/,002032/,ALT/,009652/,XTOT/,06355/,ALT/,05367/  
210=*  
220=*  
230=*      VALEURS PHYSIQUES  
240=*  
250=      R01=1000,  
260=      R02=1200,  
270=      C1=1480,  
280=      C2=1540,  
290=      F=3,4E+6  
300=      AL1=0,05  
310=      AL30=(12,198-1,359)/100,-AL1  
320=      AMT=33,7E6  
330=      API=3,1415926535  
340=      AM1=R01*C1  
350=      AM2=R02*C2  
360=      PSI=(AMT-AM1)/(AMT+AM1)  
370=      OMEGA=2,*API*F  
380=      PAS=2,*API  
390=      AFI1=OMEGA*AL1/C1  
400=      NRES1=AFI1/PAS  
410=      FI1=AFI1-NRES1*PAS  
420=*  
430=*  
440=*      VALEURS AUX POINTS  
450=*  
460=      X1=3,76/,15379/1000,  
470=      X2=4,86/,15379/1000,
```

```

480= AL(1)=AL2I+TAN((AL2T-AL2I)/ALT)*(X1+XTOT-DEL)
490= AL(2)=AL2I+TAN((AL2T-AL2I)/ALT)*(X2+XTOT-DEL)
500= Y(1)=-2.14
510= Y(2)=1.97
520= PRINT 1002,AL(1),Y(1),AL(2),Y(2)
530= ALFI=50.
540=*
550=*
560=* CALCULS INTERMEDIAIRES
570=*
580= DO 10 I=1,2
590= AL2=AL(I)
600= AL3=AL30-AL2
610= AFI2=OMEGA*AL2/C2
620= NRES2=AFI2/PAS
630= FI2=AFI2-NRES2*PAS
640= AFI3=OMEGA*AL3/C1
650= NRES3=AFI3/PAS
660= FI3=AFI3-NRES3*PAS
670=*
680= COS1=COS(FI1)
690= COS2=COS(FI2)
700= COS3=COS(FI3)
710= COS4=COS(2.*FI3)
720= SIN1=SIN(FI1)
730= SIN2=SIN(FI2)
740= SIN3=SIN(FI3)
750= SIN4=SIN(2.*FI3)
760= R1=AM2*AM2*COS1*COS2-AM1*AM1*SIN1*SIN2+AM1*AM2*COS(FI1+FI2)
770= 1+PSI*(AM2-AM1)*COS4*(AM2*COS1*COS2-AM1*SIN1*SIN2)
780= 2+PSI*(AM2-AM1)*SIN4*(AM2*COS1*SIN2+AM1*COS2*SIN1)
790= R2=-AM2*AM2*COS1*COS2-AM1*AM1*SIN1*SIN2+AM1*AM2*COS(FI1-FI2)
800= 1+PSI*COS4*(AM1+AM2)*(-AM2*COS1*COS2+AM1*SIN1*SIN2)
810= 2+PSI*SIN4*(AM1+AM2)*(AM2*COS1*SIN2+AM1*SIN1*COS2)
820= Q1=AM1*AM1*SIN1*COS2+AM2*AM2*SIN2*COS1+AM1*AM2*SIN(FI1+FI2)
830= 1+PSI*COS4*(AM2-AM1)*(AM1*SIN1*COS2+AM2*SIN2*COS1)
840= 2+PSI*SIN4*(AM2-AM1)*(AM1*SIN1*SIN2-AM2*COS1*COS2)
850= Q2=AM2*AM2*SIN2*COS1-AM1*AM1*SIN1*COS2+AM1*AM2*SIN(FI1-FI2)
860= 1+PSI*COS4*(AM2+AM1)*(AM2*SIN2*COS1+AM1*SIN1*COS2)
870= 2+PSI*SIN4*(AM2+AM1)*(AM2*COS2*COS1-AM1*SIN2*SIN1)
880=*
890=*
900=* COEFFICIENTS DE L'EQUATION
910=*
920= A(I)=R1*COS3-Q1*SIN3
930= B(I)=R2*COS3-Q2*SIN3
940= C(I)=R1*R1+Q1*Q1
950= D(I)=R1*R2+Q1*Q2
960= E(I)=R2*R2+Q2*Q2
970= 10 CONTINUE

```

```

980=      G=Y(1)/Y(2)
990=*
1000=*
1010=*  RESOLUTION
1020=*
1030=      XI=EXP(-ALFI)
1040=      X=XI
1050=      1 ANUM=A(1)**X**AL(1)+B(1)**X**3,*AL(1))
1060=      ANUM2=C(2)+2.*D(2)**X**2,*AL(2))+E(2)**X**4,*AL(2))
1070=      ANUM=ANUM1*ANUM2
1080=      DEN1=A(2)**X**AL(2)+B(2)**X**3,*AL(2))
1090=      DEN2=C(1)+2.*D(1)**X**2,*AL(1))+E(1)**X**4,*AL(1))
1100=      DEN=DEN1*DEN2
1110=      F=G-ANUM/DEN
1120=      DANUM1=AL(1)*A(1)**X**AL(1)-1.)+3.*AL(1)*B(1)**X**3,*AL(1)-1.)
1130=      DANUM2=4.*AL(2)*(D(2)**X**2,*AL(2)-1.)+E(2)**X**4,*AL(2)-1.))
1140=      DDEN1=AL(2)*(A(2)**X**AL(2)-1.))+3.*B(2)**X**3,*AL(2)-1.)
1150=      DDEN2=4.*AL(1)*(D(1)**X**2,*AL(1)-1.))+E(1)**X**4,*AL(1)-1.))
1160=      DF=-DANUM1*ANUM2/DEN-ANUM1*DANUM2/DEN+DDEN1*ANUM/DEN1/DEN
1170=      1+DDEN2*ANUM/DEN2/DEN
1180=      FX=X-DF
1190=      PRINT 1000,X,FX
1200=      IF(ABS(X-FX).GT.100.)GO TO 2
1210=      IF(ABS((X-FX)/FX).LT.1.E-4) GO TO 3
1220=      X=FX
1230=      GO TO 1
1240=      3 CONTINUE
1250=      ALFA=- ALOG(FX)
1260=*
1270=      PRINT 1001,ALFA
1280= 1000 FORMAT(10X,2E12.3)
1290= 1001 FORMAT(//5X,*LA SOLUTION EST ALFA=*,F8.2)
1300= 1002 FORMAT(1H1,5X,*VALEURS ENREGISTREES*,//,* AL=*,E11.5,
1310=      1* S12=*,E11.5,* AL=*,E11.5,* S12=*,E11.5,*/)
1320= 1003 FORMAT(5X,2E15.3)
1330=      2 CONTINUE
1340=*
1350=      STOP
1360=      END

```

```
10=E30GD,T200,CM100000,
20=*CODE
30=FTN.
40=MAP(ON)
50=IMSL.
60=LGO.
70=VRSATEC,
80=*WEOR
90=*FTN *
100=*NUM
110=*
120=*
130=*      PROGRAMME COMPLET
140=*
150=*      CALCUL DE LA CORRELATION CROISEE
160=*      ENTRE LES SIGNAUX EMIS ET RECU
170=*      DANS L'HYPOTHESE DES CINQ MILIEUX
180=*
190=*      SOUS-PROGRAMMES REQUIS
200=*          INER
210=*          QIKPLT
220=*          ENDPLT
230=*
240=*
250=      PROGRAM COMPLET(INPUT,OUTPUT)
260=      IMPLICIT COMPLEX(E)
270=      DIMENSION EA(14,14),EB(14),EWK(14)
280=      DIMENSION EW(224)
290=      DIMENSION S12(500),AL3(500)
300=*
310=      DATA DT/,355/,DIS/15,198/
320=      DATA AL1/,0616712/,AL2/,0005842/,AL4/,0005842/
330=      DATA AL2I/,002032/,AL2T/,009652/,ALT/,05367/
340=      N=14
350=      NPOINT=500
360=*
370=*
380=*      VALEURS PHYSIQUES
390=*
400=      ALP1=256,*F*F*1.E-15
410=      API=3.14159
420=      F=4.224E6
430=      OM=2.*API*F
440=      R01=1115.
450=      R02=1190.
460=      R03=1200.
470=      C1=1653.
480=      C2=2715.
```

```

490= C3=1540,
500= ALP1=47.44*F*F*1.E-15
510= ALP2=170.*F*1.E-6/8.686
520= ALP3=70./8.686*F*1.E-6
530= AL30=.0036
540= AL50=(DIS-1.316)/100.-AL1-AL2-AL30-AL4
550= TETA1=ATAN((AL2T-AL2I)/AL.T)
560= PAS=2.*API
570= AM1=R01*C1
580= AM2=R02*C2
590= AM3=R03*C3
600= AM4=R02*C2
610= AM5=R01*C1
620= AMT=33.7E+6
630= PSI=(AMT-AM1)/(AMT+AM1)
640= AF1=OM*AL1/C1
650= NRES1=AF1/PAS
660= FI1=AF1-NRES1*PAS
670= AF2=OM*AL2/C2
680= AF4=OM*AL4/C2
690= NRES2=AF2/PAS
700= NRES4=AF4/PAS
710= FI2=AF2-NRES2*PAS
720= FI4=AF4-NRES4*PAS
730=*
740=*
750=* CALCUL DES ANGLES DE REFRACTION
760=*
770= COS1=COS(TETA1)
780= SIN1=SIN(TETA1)
790= SIN2=SIN1*C2/C3
800= TETA2=ASIN(SIN2)
810= COS2=COS(TETA2)
820= SIN3=SIN2*C1/C2
830= TETA3=ASIN(SIN3)
840= COS3=COS(TETA3)
850= TETAD1=TETA1*180./API
860= TETAD2=TETA2*180./API
870= TETAD3=TETA3*180./API
880= DTETA=TETAD3-TETAD1
890= PRINT 1003,TETAD1
900= PRINT 1004,TETAD2
910= PRINT 1005,TETAD3
920= PRINT 1006,DTETA
930=*
940=*
950=* INITIALISATION DE EA
960=*
970= DO 10 J=1,N
980= DO 10 K=1,N

```

```

990= 10 EA(K,J)=(0,0,0)
1000=*
1010=*
1020=/* DEBUT DE LA BOUCLE
1030=*
1040=      POINT=NPOINT
1050=      DL=0.01/POINT
1060=      IK=100
1070=      SSS=0.
1080=      DO 1 I=1,NPOINT
1090=      XI=I
1100=      AL3(I)=XI*DL+0.0036
1110=      AL5=AL50-XI*DL
1120=      AFI5=OM*AL5/C1
1130=      AFI3=OM*AL3(I)/C3
1140=      NRES3=AFI3/PAS
1150=      NRES5=AFI5/PAS
1160=      FI3=AFI3-NRES3*PAS
1170=      FI5=AFI5-NRES5*PAS
1180=*
1190=      CALL INER(AL1,AL2,AL3,AL4,AL50,C1,C2,C3,OM,PAS,
1200=      1ALP1,ALP2,ALP3,FI1,FI2,FI4,PSI,N,SSS,
1210=      1AM1,AM2,AM3,AM4,AM5,
1220=      1COS1,COS2,COS3,
1230=      1EA,EB,EWK,EW,IER,I)
1240=      S12(I)=SSS
1250=      IF(I.EQ.1) GO TO 6
1260=      IF(I.EQ.2) GO TO 6
1270=*
1280=*
1290=/*      RECHERCHE ET IMPRESSION DES SOMMETS
1300=*
1310=      CRI=(S12(I-2)-S12(I-1))*(S12(I-1)-S12(I))
1320=      IF(CRI.GT.0.)GO TO 6
1330=      PRINT 1002,AL3(I-1),S12(I-1)
1340=      IK=1
1350=      NUM=1
1360=      6 CONTINUE
1370=      IF(IK.NE.20) GO TO 5
1380=      PRINT 1007,NUM,AL3(I),S12(I)
1390=      NUM=NUM+1
1400=      IK=1
1410=      5 CONTINUE
1420=*
1430=      IF(IER.NE.0) GO TO 99
1440=      IK=IK+1
1450=      1 CONTINUE
1460=*
1470=      CALL QIKPLT(AL3,S12,500,4H*L3*,5H*S12*,9H*COEUR  *)
1480=      PRINT 1000,IER

```

```
1490=*
1500=*
1510=* FORMATS
1520=*
1530= 1000 FORMAT(5X,*L'ERREUR EST *,I4)
1540= 1001 FORMAT(10X,*(*,E10.3,*,*,E10.3,*)*)
1550= 1002 FORMAT(/,2(10X,E17.8))
1560= 1003 FORMAT(/,5X,*ANGLE D'INCIDENCE *,F8.3)
1570= 1004 FORMAT(/,5X,*ANGLE DE REFRACTION DANS*
1580=    1*LE MILIEU INTERMEDIAIRE *,F8.3)
1590= 1005 FORMAT(/,5X,*ANGLE DE REFRACTION DANS*
1600=    1*LE DERNIER MILIEU *,F8.3)
1610= 1006 FORMAT(/,5X,* DEVIATION *,F8.3)
1620= 1007 FORMAT(/,6X,I4,E17.8,10X,E17.8)
1630=*
1640=      CALL ENOPLT
1650=      99 CONTINUE
1660=*
1670=      STOP
1680=      END
```

```

2720=*
2730=*
2740=*      SOUS-PROGRAMME INER
2750=*
2760=*      CALCUL DE S12
2770=*
2780=*      SOUS-PROGRAMME REQUIS:
2790=*          LEQ2C (TMSL)
2800=*
2810=*
2820=*
2830=      SUBROUTINE INER(AL1,AL2,AL,AL4,AL50,C1,C2,C3,OM,PAS,
2840=      1ALP1,ALP2,ALP3,FI1,FI2,FI4,PSI,N,SSS,
2850=      2AM 1,AM2,AM3,AM4,AM5,
2860=      2COS1,COS2,COS3,
2870=      3EA,ER,EWK,EW,IER,I)
2880=*
2890=      IMPLICIT COMPLEX(E)
2900=      DIMENSION EA(14,14),ER(14),EWK(14),EW(224)
2910=      DIMENSION AI(300)
2920=*
2930=      AL5=AL50-AL(I)
2940=      AFI5=OM*AL5/C1
2950=      AFI3=OM*AL(I)/C3
2960=      NRES3=AFI3/PAS
2970=      NRES5=AFI5/PAS
2980=      FI3=AFI3-NRES3*PAS
2990=      FI5=AFI5-NRES5*PAS
3000=*
3010=*
3020=*      CALCUL DE LA MATRICE EA
3030=*
3040=      C01=EXP(-ALP1*AL1)
3050=      C02=EXP(-ALP2*AL2)
3060=      C03=EXP(-ALP3*AL(I))
3070=      C04=EXP(-ALP2*AL4)
3080=      C05=EXP(-ALP1*AL5)
3090=*
3100=      CSF1=COS(FI1)
3110=      CSF2=COS(FI2)
3120=      CSF3=COS(FI3)
3130=      CSF4=COS(FI4)
3140=      CSF5=COS(FI5)
3150=      SNF1=SIN(FI1)
3160=      SNF2=SIN(FI2)
3170=      SNF3=SIN(FI3)
3180=      SNF4=SIN(FI4)
3190=      SNF5=SIN(FI5)
3200=*

```

```

3210= EA(1,1)=(1.,0.)
3220= EA(1,2)=(-1.,0.)
3230= EA(2,1)=C01*CMPLX(CSF1,-SNF1)
3240= EA(2,2)=1./EA(2,1)
3250= EA(2,3)=-1.
3260= EA(2,4)=-1.
3270= EA(3,1)=AM1*C01*CMPLX(CSF1,-SNF1)
3280= EA(3,2)=-AM1/C01*CMPLX(CSF1,SNF1)
3290= EA(3,3)=-AM2
3300= EA(3,4)=AM2
3310= EA(4,3)=C02*CMPLX(CSF2,-SNF2)
3320= EA(4,4)=1./EA(4,3)
3330= EA(4,5)=-1.
3340= EA(4,6)=-1.
3350= EA(5,3)=AM2*C02*CMPLX(CSF2,-SNF2)
3360= E2=CMPLX(CSF2,-SNF2)
3370= EA(5,4)=-AM2/C02/E2
3380= EA(5,5)=-AM3
3390= EA(5,6)=AM3
3400= EA(6,5)=C03*CMPLX(CSF3,-SNF3)
3410= EA(6,6)=C03/CMPLX(CSF3,SNF3)
3420= EA(6,7)=EA(6,6)
3430= EA(6,8)=-C0S2
3440= EA(6,9)=-C0S2
3450= EA(6,10)=-C0S2
3460= EA(7,5)=AM3*C03*CMPLX(CSF3,-SNF3)
3470= EA(7,6)=-AM3/C03*CMPLX(CSF3,SNF3)
3480= EA(7,7)=EA(7,6)
3490= EA(7,8)=-AM4
3500= EA(7,9)=AM4
3510= EA(7,10)=-AM4
3520= EA(8,5)=EA(6,5)
3530= EA(8,7)=EA(6,7)
3540= EA(8,8)=-C0S2
3550= EA(9,5)=AM3*C03*CMPLX(CSF3,-SNF3)
3560= EA(9,7)=-AM3/C03*CMPLX(CSF3,SNF3)
3570= EA(9,8)=-AM4
3580= EA(10,8)=C0S2*C04*CMPLX(CSF4,-SNF4)
3590= EA(10,9)=C0S2/C04*CMPLX(CSF4,SNF4)
3600= EA(10,11)=EA(10,9)
3610= EA(10,12)=-C0S3
3620= EA(10,13)=-C0S3
3630= EA(10,14)=-C0S3
3640= EA(11,8)=AM4*C04*CMPLX(CSF4,-SNF4)
3650= EA(11,9)=-AM4*CMPLX(CSF4,SNF4)/C04
3660= EA(11,11)=EA(11,9)
3670= EA(11,12)=-AM5
3680= EA(11,13)=AM5
3690= EA(11,14)=AM5
3700= EA(12,8)=EA(10,8)

```

```
3710=      EA(12,11)=EA(10,11)
3720=      EA(12,12)=-COS3
3730=      EA(13,8)=EA(11,8)
3740=      EA(13,11)=EA(11,11)
3750=      EA(13,12)=-AM5
3760=      EA(14,12)=PSI*C05*CMPLX(CSF5,-SNF5)
3770=      EA(14,13)=-CMPLX(CSF5,SNF5)/C05
3780=*
3790=*
3800=* MATRICE EB
3810=*
3820=      EB(1)=(0.,1.)
3830=      DO 200 K=2,N
3840= 200  EB(K)=(0.,0.)
3850=*
3860=*
3870=* RESOLUTION DU SYSTEME
3880=*
3890=      IA=N
3900=      M=1
3910=      IB=N
3920=      IJOB=0
3930=      CALL LEQ2C (EA,N,IA,EB,M,IB,IJOB,EW,EWK,IER)
3940=      A5=REAL(EB(12))
3950=      B5=AIMAG(EB(12))
3960=      SSS=(1.-PSI)*(B5*CSF5-A5*SNF5)
3970=*
3980=      RETURN
3990=      END
```

```

10=L30GD,T400,CM77000,
20=*CODE
30=FTN.
40=MAP(ON)
50=IMSL.
60=LGO.
70=*WEOR
80=*FTN *
90=*NUM
100=*
110=*
120=*      PROGRAMME TEST
130=*
140=*      CALCUL DE L'ATTENUATION PAR
150=*      UNE METHODE ITERATIVE
160=*      AVEC LE MODELE A CINQ MTLIEUX
170=*
180=*      SOUS-PROGRAMMES REQUIS:
190=*          LINEAR
200=*          INER
210=*          TRI
220=*
230=*
240=      PROGRAM TEST(INPUT,OUTPUT)
250=      IMPLICIT COMPLEX(E)
260=      DIMENSION EA(14,14),ER(14),EWK(14)
270=      DIMENSION EW(224)
280=      DIMENSION S(300),AL(300),SS(10),ALL(10),ALA(4)
290=      DIMENSION SM(2,10),AM(2,10)
300=      DIMENSION S12(4),AL3(4)
310=      DIMENSION Y(4),ALP(4)
320=      DIMENSION BPAR(4),Z(4),A(4),C(3,3),T(4)
330=      DIMENSION ARR(2)
340=      DIMENSION B(3),WKAREA(3)
350=*
360=      DATA DEL/.06294/,SHA/153.79/
370=      DATA AL2I/,00198/,AL2T/,0095/,XTOT/,06355/,ALT/,05387/
380=      DATA JOUR/14/,MOIS/7/,NAN/1981/
390=      DATA COX/1./
400=      DATA NUM/38/
410=      DATA DT/.685/,DIS/15.235/
420=      DATA DX/4.83/,C1/1653.5/
430=      DATA Z/.69,1,48,5,45,6,25/
440=      DATA Y/3.09,-2.8,2.55,-2.42/
450=      DATA I2/6/
460=      PRINT 1008,NUM,JOUR,MOIS,NAN
470=*
480=*

```

```

490=*
500=*
510=*
520=X1=COX*Z(1)/SHA
530=X2=COX*Z(2)/SHA
540=X3=COX*Z(3)/SHA
550=X4=COX*Z(4)/SHA
560=ALT=ALT*1.
570=AL3(3)=AL2I+(AL2T-AL2I)/ALT*(X3+XTOT-DEL)
580=AL3(4)=AL2I+(AL2T-AL2I)/ALT*(X4+XTOT-DEL)
590=AL3(1)=AL2I+(AL2T-AL2I)/ALT*(X1+XTOT-DEL)
600=AL3(2)=AL2I+(AL2T-AL2I)/ALT*(X2+XTOT-DEL)
610=PRINT 1009
620=PRINT 2002,AL3(1),Y(1),AL3(2),Y(2),AL3(3),Y(3),AL3(4),Y(4)
630=*
640=*
650=*
660=*
670=ALP(1)=5.8
680=ALP(2)=6.2
690=ARR(2)=3,
700=N=14
710=TOL=1.E-6
720=NT=4
730=IC=3
740=*
750=*
760=*
770=*
780=F=4.224002E6
790=API=3.14159
800=DM=2.*API*F
810=R01=1113.
820=R02=1190.
830=R03=1095,-(1095,-1089,)*DT
840=C2=2715,
850=DX=COX*DX/SHA*(AL2T-AL2I)/ALT
860=XI2=I2
870=C3=F*C1*DX/(F*DX+C1*XI2/2.)
880=TEMP=10.*DT+30.
890=PRINT 2020,TEMP,C1,C3
900=ALP1=256.*F*F*1.E-15
910=ALP2=170.*F*1.E-6/8.686
920=AM4=R02*C2
930=AM5=R01*C1
940=AL1=.0712
950=AL2=.0005842
960=AL4=.0005842
970=AL50=(DIS-1.316)/100.-AL1-AL2-AL4
980=TETA1=ATAN((AL2T-AL2I)/ALT)

```

```

990= PAS=2,*API
1000= AM1=R01*C1
1010= AM2=R02*C2
1020= AM3=R03*C3
1030= AMT=33.7E+6
1040= PSI=(AMT-AM1)/(AMT+AM1)
1050= AF1=0M*AL1/C1
1060= NRES1=AF1/PAS
1070= FI1=AF1-NRES1*PAS
1080= AF2=0M*AL2/C2
1090= AF4=0M*AL4/C2
1100= NRES2=AF2/PAS
1110= NRES4=AF4/PAS
1120= FI2=AF2-NRES2*PAS
1130= FI4=AF4-NRES4*PAS
1140=*
1150=*
1160=* CALCUL DES ANGLES DE REFRACTION
1170=*
1180= COS1=COS(TETA1)
1190= SIN1=SIN(TETA1)
1200= SIN2=SIN1*C2/C3
1210= TETA2=ASIN(SIN2)
1220= COS2=COS(TETA2)
1230= SIN3=SIN2*C1/C2
1240= TETA3=ASIN(SIN3)
1250= COS3=COS(TETA3)
1260= TETAD1=TETA1*180./API
1270= TETAD2=TETA2*180./API
1280= TETAD3=TETA3*180./API
1290= DTETA=TETAD3-TETAD1
1300= PRINT 2003,TETAD1
1310= PRINT 2004,TETAD2
1320= PRINT 2005,TETAD3
1330= PRINT 2006,DTETA
1340=*
1350=*
1360=* INITIALISATION DE EA
1370=*
1380= DO 17 J=1,N
1390= DO 17 K=1,N
1400= 17 EA(K,J)=(0.,0.)
1410=*
1420=*
1430=* DEBUT DE LA BOUCLE
1440=*
1450= DO 20 J=1,2
1460= 20 ALP(J)=ALP(J)*F*F*1.E-12
1470= J=1
1480= IJ=1

```

```

1490=      2 ALP3=ALP(J)
1500=      SSS=0.
1510=      78 CONTINUE
1520=*
1530=*
1540=*   CALCUL DES SOMMETS
1550=*
1560=      IK=1
1570=      ALL31=AL3(1)
1580=      ALL32=AL3(2)
1590=      DINTER=ARS(AL3(1)-AL3(2))
1600=      DO 4 I=1,300
1610=      XI=I
1620=      AL(I)=AMIN1(ALL31,ALL32)-1.5*DINTER+3.*DINTER*XI/300.
1630=      CALL INER(AL1,AL2,AL,AL4,AL50,C1,C2,C3,OM,PAS,
1640=      1ALP1,ALP2,ALP3,FI1,FI2,FI4,PSI,N,SSS,
1650=      1AM1,AM2,AM3,AM4,AM5,
1660=      1COS1,COS2,COS3,
1670=      1FA,FB,EWK,EW,JER,J)
1680=      S(I)=SSS
1690=      IF(I.LE.2)GO TO 4
1700=      CRI=(S(I-2)-S(I-1))*(S(I-1)-S(I))
1710=      IF(CRI.GT.0.)GO TO 4
1720=      SS(IK)=S(I-1)
1730=      ALL(IK)=AL(I-1)
1740=      IK=IK+1
1750=      4 CONTINUE
1760=      DO 6 K=1,2
1770=      DO 6 JJ=1,10
1780=      AM(K,JJ)=0.
1790=      6 SM(K,JJ)=0.
1800=      S12(1)=SM(1,1)
1810=      S12(2)=SM(2,1)
1820=      ALA(1)=AM(1,1)
1830=      ALA(2)=AM(2,1)
1840=*
1850=*
1860=*   SEPARATION DES SOMMETS
1870=*
1880=      IF(IK.GT.3) IK=3
1890=      XI2=I2
1900=      DAL=ALL(2)-ALL(1)
1910=      ALL3=ALL(1)+2.*DAL
1920=      10 CONTINUE
1930=      DO 5 I=1,30
1940=      XI=I
1950=      AL(I)=ALL3-15.*DAL/100.+DAL*XI/100.
1960=      CALL INER(AL1,AL2,AL,AL4,AL50,C1,C2,C3,OM,PAS,
1970=      1ALP1,ALP2,ALP3,FI1,FI2,FI4,PSI,N,SSS,
1980=      1AM1,AM2,AM3,AM4,AM5,

```

```

1990= 1COS1,COS2,COS3,
2000= 1EA,EB,EWK,EW,IER,I)
2010= S(I)=SSS
2020= IF(I,LE,2)GO TO 5
2030= CRI=(S(I-2)-S(I-1))*(S(I-1)-S(I))
2040= IF(CRI,GT,0,)GO TO 5
2050= SS(IK)=S(I-1)
2060= ALL(IK)=AL(I-1)
2070= IK=IK+1
2080= 5 CONTINUE
2090= IF(IK,NE,4) GO TO 11
2100= ALL3=ALL(1)+3.*DAL
2110= GO TO 10
2120= 11 CONTINUE
2130= IF(IK,NE,5) GO TO 12
2140= CALL TRI(IK,SS,Y,SM,AM,ALL,ALA,AL3,S12,ITRI)
2150= ALL3=ALA(1)+XI2*DAL
2160= GO TO 10
2170= 12 CONTINUE
2180= IF(IK,NE,6)GO TO 13
2190= ALL3=ALA(1)+(XI2+1.)*DAL
2200= GO TO 10
2210= 13 CONTINUE
2220= ALA(3)=ALL(5)
2230= ALA(4)=ALL(6)
2240= S12(3)=SS(5)
2250= S12(4)=SS(6)
2260=*
2270=*
2280=* ITERATION
2290=*
2300= ARR(IJ)=(Y(1)-Y(2))/(Y(3)-Y(4))*1,-(S12(1)-S12(2))/(S12(3))
2310= 1-S12(4))
2320= IJ=IJ+1
2330= PRINT 2002,ALP3
2340= J=J+1
2350= IF(J,LT,3) GO TO 2
2360= IJ=2
2370= CALL LINEAR(ARR,ALP,ALP3)
2380= IF(ABS(ARR(2)),LT,TOL)GO TO 15
2390= IF(J,GT,50) GO TO 15
2400= GO TO 78
2410= 15 CONTINUE
2420=*
2430= PRINT 1009
2440= PRINT 2002,ALA(1),S12(1),ALA(2),S12(2),ALA(3)+S12(3),ALA(4),S12(4)
2450= PRINT 2010,ALP3,ARR(2)
2460= PRINT 2000,IER
2470=*
2480=*

```

```
2490=* FORMATS
2500=*
2510= 2000 FORMAT(5X,*L'ERREUR EST *,I4,I4)
2520= 2001 FORMAT(10X,*(*,F10.3,*,*,E10.3,*)*)
2530= 2002 FORMAT(/,8(1X,E10.3))
2540= 2003 FORMAT(/,5X,*ANGLE D'INCIDENCE *,F8.3)
2550= 2004 FORMAT(/,5X,*ANGLE DE REFRACTION DANS *
2560=     1*LE MILIEU INTERMEDIAIRE *,F8.3)
2570= 2005 FORMAT(/,5X,*ANGLE DE REFRACTION DANS *
2580=     1*LE DERNIER MILIEU *,F8.3)
2590= 2006 FORMAT(/,5X,* DEVIATION *,FB.3/)
2600= 2007 FORMAT(/,7X,*ARR(1)*,7X,*ARR(2)*,7X,*ALP(1)*,
2610=     17X,*ALP(2)*,7X,*ALP3*)
2620= 1008 FORMAT(*1*,5X,*EXPERIENCE N=*,I2,* DU *,I3,*-,I3,*-,I4,///)
2630= 1009 FORMAT(/,5X,*AL3(1)*,3X,*Y(1)*,7X,*AL3(2)*,5X,*Y(2)*,7X,*AL3(3)*,
2640=     13X,*Y(3)*,7X,*AL3(4)*,3X,*Y(4)*)
2650= 2010 FORMAT(/,5X,*ALP=*,E11.5,5X,*ERR=*,E11.4)
2660= 2020 FORMAT(/,5X,*TEMP*,F8.2,5X,*VREF*,F7.0,5X,*VECH*,F7.0,/)
2670=*
2680=    99 CONTINUE
2690=*
2700=    STOP
2710=    END
```

```
4000=*
4010=*
4020=*      SOUS-PROGRAMME LINEAR
4030=*
4040=*      CALCUL DE ALP(I+1)
4050=*
4060=*
4070=      SUBROUTINE LINEAR(ARR,ALP,ALP3)
4080=      DIMENSION ARR(2),ALP(2)
4090=      ALP3=(ALP(1)*ARR(2)-ALP(2)*ARR(1))/(ARR(2)-ARR(1))
4100=      ARR(1)=ARR(2)
4110=      ALP(1)=ALP(2)
4120=      ALP(2)=ALP3
4130=      RETURN
4140=      END
```

01

```
4150=*
4160=*
4170=*      SOUS-PROGRAMME TRI
4180=*
4190=*      SEPARATION DES SOMMETS
4200=*
4210=*
4220=      SUBROUTINE TRI(IK,SS,Y,SM,AM,ALL,ALA,AL3,S12,ITRI)
4230=*
4240=      DIMENSION SS(10),SM(2,10),AM(2,10),ALL(10),S12(4)
4250=      DIMENSION AL3(4),ALA(4),Y(4)
4260=*
4270=      IKK=IK-1
4280=      DO 3 K=1,IKK
4290=      IF(SS(K)*Y(1),LT,0.) GO TO 3
4300=      SM(1,K)=SS(K)
4310=      AM(1,K)=ALL(K)
4320=      3 CONTINUE
4330=*
4340=      DO 8 K=1,IKK
4350=      IF(ABS(AM(1,K)-AL3(1)),GT,ABS(ALA(1)-AL3(1))) GO TO 8
4360=      ALA(1)=AM(1,K)
4370=      S12(1)=SM(1,K)
4380=      ALA(2)=ALL(K+1)
4390=      S12(2)=SS(K+1)
4400=      ITRI=K
4410=      8 CONTINUE
4420=*
4430=      RETURN
4440=      END
```

ANNEXE 4

METHODE DES SURFACES

ANNEXE 4
METHODE DES SURFACES

La méthode qui est exposée ici a été envisagée comme une alternative à celle qui est présentée au chapitre IV. Cette méthode s'est avérée aussi bonne que la méthode utilisée. Les limitations proviennent de la précision et du peu de commodité du planimètre utilisé. Avec un système de mesure de surface automatique, elle constituerait une alternative intéressante.

1. PRINCIPE DE LA METHODE

Un des inconvénients de la méthode de traitement des courbes expérimentales telle qu'exposée au chapitre IV est que, pour chaque courbe, elle fournit une seule valeur de α dont la précision dépend de la précision de chacun des quatre points utilisés. Or, ces points sont les sommets des pics où sont concentrées les contraintes électroniques du système et où la précision n'est donc pas optimale. De là est venue l'idée d'utiliser la surface sous la courbe au lieu des amplitudes. En effet, dans le cas d'une sinusoïde, la surface sous la courbe est proportionnelle à l'amplitude maximale. Nous avons fait l'hypothèse que les courbes expérimentales obéissaient à la même loi.

La méthode consiste donc à mesurer l'aire de deux surfaces consécutives à l'aide d'un planimètre. Comme pour les amplitudes, on ajoute ensuite les surfaces positives et négatives consécutives et on fait le

rapport de deux de ces sommes. Ce rapport est alors traité dans le programme TEST comme le rapport des amplitudes.

2. EVALUATION DE LA METHODE

Les sources d'erreur de cette méthode sont:

- l'hypothèse que le rapport des surfaces est égal au rapport des amplitudes;
- l'imprécision de la mesure de la surface par le planimètre;
- la présence d'un décalage du zéro sur les courbes.

- a) Les amplitudes maximales et les surfaces ont été mesurées sur une courbe théorique obtenue par une simulation sur ordinateur. Il y a un écart de 1% entre la moyenne des rapports des amplitudes et des surfaces (pour 3 rapports). L'écart-type est beaucoup plus élevé pour les surfaces (4%) que pour les amplitudes (0,6%). Il est donc légitime de remplacer le rapport des amplitudes par celui des surfaces compte tenu de la précision de la mesure de surface (cf paragraphe suivant).
- b) Les mesures de surface ont été effectuées avec un planimètre OTT type 31. La précision de la méthode a été évaluée en faisant 20 mesures sur la courbe no. 22 du 3 avril 1981. On obtient un écart-type de 0,022 sur le rapport des surfaces, soit 2%.

- c) Les courbes présentent souvent un décalage des ordonnées (offset). Dans la méthode des surfaces, il n'est pas possible de l'éliminer comme dans la méthode des amplitudes ; cependant, le fait d'ajouter les surfaces positives et négatives réduit son importance.

3. CONCLUSION

Cette méthode pourrait constituer une alternative à la mesure des longueurs à condition d'utiliser, pour la mesure des surfaces, un appareillage plus sophistiqué qui permettrait à la fois d'avoir une meilleure précision et de prendre moins de temps à faire les mesures.

Dans les conditions actuelles, la méthode est moins précise que la méthode des longueurs et beaucoup plus longue.

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL



3 9334 00289154 5

Bib

COTE