

THESE

présentée

A L'ECOLE NORMALE SUPERIEUR DE KOUBA –ALGER

pour obtenir

LE GRADE DE MAGISTER

Spécialité : physique appliquée

Par

Laid Machani

MODELISATION ET SIMULATION DES TRANSDUCTEURS PIEZOELECTRIQUES

Soutenu leDevant la Commission d'Examen

Jury : - A. MERAGHNI	(M.C)	E.N.S Kouba	Président
- A. GUESSOUM	Professeur	U. Blida	Examineur
- H. DJELOUAH	Professeur	U.S.T.H.B	Examineur
- A. MERZOUGUI	Professeur	U. Setif	Examineur
- E. BOUSBIAT	(M.C)	E.N.S Kouba	Examineur
- D. KENDIL	(M.C)	E.N.S Kouba	Rapporteur

SOMMAIRE

INTRODUCTION GENERALE.....	1
 CHAPITRE I - EQUATION DE PROPAGATION DES ONDES DANS UN MILIEU ELASTIQUE ET PIEZO-ELECTRIQUE	
 I - PROPAGATION D'ONDES ÉLASTIQUES DANS UN MILIEU ILLIMITÉ	
I.1 - ÉQUATION DE PROPAGATION DANS UN MILIEU NON-PIEZOELECTRIQUE	4
 I.2 - PROPAGATION D'ONDES DANS UN SOLIDE PIÉZOÉLECTRIQUE	
I.2.1 - EQUATION DE LA PIEZOELECTRICITE.....	8
I.2.1.1 - INTRODUCTION	8
I.2.1.2 - APPLICATION DES MATÉRIAUX PIÉZOÉLECTRIQUES	9
I.2.1.3 - EXPRESSIONS TENSORIELLES DE LA PIEZOÉLECTRICITÉ	10
I.2.1.4 - COEFFICIENT DE COUPLAGE ÉLECTROMÉCANIQUE.....	14
I.2.2 - ÉQUATION DE PROPAGATION.....	17
 CHAPITRE II - MODELISATION D'UNE PLAQUE PIEZOELECTRIQUE	
II.1 - MODÈLE ANALYTIQUE UNIDIMENSIONNEL.....	21
II.1.1- CALCUL DE LA PUISSANCE ÉLASTIQUE.....	27
II.1.2 – CONCLUSION.....	29
 II.2 - MODÈLE ÉLECTRIQUE	
II.2 .1 - SCHÉMA ÉQUIVALENT.....	29
II.2 .2 - ANALYSE DU TERME hDA	32.
II.2.3 - SCHEMA ELECTRIQUE EQUIVALENT D'UN TRANSDUCTEUR.....	34

CHAPITRE III - LE TRANSDUCTEUR PIEZO-ELECTRIQUE MODELISATION ET FONCTION DE TRANSFERT

III.1 - MODÉLISATION UNIDIMENSIONNELLE D'UN TRANSDUCTEUR PIÉZOÉLECTRIQUE	36
III.1.1 - <i>ÉTUDE D'UN TRANSDUCTEUR ÉMETTEUR SANS COUCHES D'ADAPTATIONS</i>	38
III.1.1.1 - <i>FONCTION DE TRANSFERT EN ÉMISSION</i>	38
III.1.1. 2 - <i>FONCTION DE TRANSFERT EN MODE RÉCEPTEUR</i>	42
III. 1. 2 - <i>MODÈLE D'UN TRANSDUCTEUR ÉQUIPE DE COUCHES AVANT ET ARRIÈRE</i>	46
III.1.2.1 - <i>TRANSDUCTEUR ÉQUIPÉ DE DEUX COUCHES SUR LA FACE AVANT</i>	49
III.1.2.1.1 - <i>FONCTION DE TRANSFERT EN MODE ÉMETTEUR</i>	51
III.1.2.1. 2 - <i>FONCTION DE TRANSFERT EN MODE RÉCEPTEUR</i>	55
III.1.2.2 - <i>TRANSDUCTEUR ÉQUIPÉ DE DEUX COUCHES SUR LA FACE AVANT ET ARRIÈRE</i>	59
III.2 - IMPÉDANCE ÉLECTRIQUE	61
III.3 - PERTES MÉCANIQUES ET DIÉLECTRIQUES	64
III.3.1 - <i>MODÉLISATIONS DES PERTES MÉCANIQUES ET ÉLECTRIQUES</i>	65
III.3.2 – <i>CONCLUSION</i>	68

CHAPITRE IV - SIMULATION NUMERIQUE ET RESULTATS

IV.1- <i>INTRODUCTION</i>	70
IV.2 - <i>MÉTHODES DE CALCUL</i>	71
IV- 3 - <i>SIMULATION DE L'AMORTISSEMENT DU TRANSDUCTEUR</i>	73

IV.4 – <i>SIMULATION DES TRANSDUCTEURS ÉQUIPÉS DE COUCHES D'ADAPTATION</i>	80
IV- 4-1 - <i>TRANSDUCTEUR ÉQUIPÉ D'UNE SEULE COUCHE</i>	80
IV. 5 - <i>SIMULATION DES TRANSDUCTEURS ÉQUIPÉS DE PLUSIEURS COUCHES AVEC DE NOUVEAU MATÉRIAUX PIÉZOÉLECTRIQUES</i>	87
IV.5.1 - <i>RÉSULTATS DE SIMULATION</i>	89
IV.6 - <i>COMMENTAIRES</i>	99
<i>CONCLUSION GENERALE</i>	100
<i>BIBLIOGRAPHIE</i>	103
<i>ANNEXE</i>	108

RÉSUMÉ

En diagnostic médical, la qualité de l'image échographique dépend essentiellement des performances de la sonde ultrasonore. L'objet de notre travail est l'optimisation des caractéristiques acoustiques des différents matériaux constituant le transducteur (sonde) en utilisant la simulation numérique d'un modèle théorique unidimensionnel des structures transductrices constituées d'une plaque piézoélectrique équipée sur ses deux faces de couches interférentielle dites d'adaptation. Partant de la démarche classique de Mason, nous exposons en détails les principes de la modélisation des transducteurs excités en mode d'épaisseur. Cette modélisation est appliquée par la suite à la détermination des fonctions de transfert des transducteurs émetteur et récepteur en exploitant la notion de matrice de transfert en acoustique.

Au moyen d'une approximation et par le biais du calcul par l'ordinateur, l'utilisation d'un algorithme de transformée de Fourier rapide permet alors l'inversion de ces fonctions de transfert dans le domaine temporel, nous avons exploité par la suite ces résultats pour optimiser différentes structures dans le but de satisfaire les exigences principales que doivent avoir les sondes ultrasonores en diagnostic médical ou en contrôle non destructif à savoir : une réponse impulsionnelle brève et une bonne sensibilité. Le modèle initial est ensuite complété en tenant compte en particulier des pertes mécaniques et diélectriques dans les matériaux piézoélectriques à forte pertes telle que les polymères et les copolymères (Pvdf).

La simulation numérique est faite sur un logiciel de calcul (Matlab V5.2) qui réduit énormément le temps de calcul. Une grande quantité de résultats de simulation est présentée en comparaison avec les résultats expérimentaux. La validité et les avantages de cette modélisation est discutée.

Listes des mots clés

Transducteurs, ultrasons, échographie, piézoélectricité, fonctions de transfert, modélisation, chaîne acoustique, simulation, adaptation, optimisation, amortissement, réponse impulsionnelle, transformée de Fourier.

Abstract

In medical diagnosis, the quality of the echographic image depends essentially on performances of the ultrasonore probe. The object of our work is the optimization of the acoustic features of the different materials constituting the transducer (probe). For this, we use the numeric simulation of a theoretical unidimensionnal model of transducer structures formed of a piezoelectric plate equipped with interferential layers called of adaptation, on its two faces. Going from the Mason's classic approach, we expose in details principles of the modelization of transducers excited in thickness mode. This modelization is afterwards applied to the determination of transfer functions of transmitting and receiving transducers by exploiting the notion of transfer matrix in acoustics.

By the means of an approximation and by the slant of a computer calculation, the utilization of an algorithm of a fast Fourier transform permits then the inversion of these transfer functions in the temporal domain. We exploited these results afterwards to optimize different structures in order to satisfy the main requirements that must have ultrasonore probes in medical diagnosis or in no destructive control, say: a brief impulsional answer and a good sensitivity. The initial model is then completed by taking into account in particular mechanical and dielectric losses in piezoelectric materials with high losses as polymers and copolymeres (Pvdf).

The numeric simulation is made on calculation software (Matlab V5.2) that reduces a lot the time of calculation. Great deals of simulation results are presented in comparison with the experimental results. The validity and advantages of this modelization are discussed.