

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

BALAYEUR MICROÉLECTROMÉCANIQUE DÉDIÉ AUX SYSTÈMES
ÉCHOGRAPHIQUES

MOHAMAD HAJJ HASSAN

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME
DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

DÉCEMBRE 2006

© Mohamad Hajj Hassan, 2006.



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-25544-5

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-25544-5

NOTICE:

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

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

AVIS:

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

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

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

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

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

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


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

BALAYEUR MICROÉLECTROMÉCANIQUE DÉDIÉ AUX SYSTÈMES
ÉCHOGRAPHIQUES

Présenté par : HAJJ HASSAN Mohamad

En vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. GUARDO Robert, Ph.D., président

M. SAWAN Mohamad, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. PETER Yves-Alain, Ph.D., membre et Codirecteur de recherche

M. DAVID Jean-Pierre, Ph.D., membre

DÉDICACE

À tous ceux qui me sont chers

REMERCIEMENTS

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé au laboratoire de Neurotechnologies Polystim dirigé par le professeur Mohamad Sawan lequel je tiens tout d'abord à remercier d'avoir dirigé mes travaux de recherche et pour la confiance et le soutien (financier et humain) qu'il m'a témoignés durant ces deux années de maîtrise. Son enthousiasme et engagement ont été une grande source de motivation. Aussi, j'adresse tout particulièrement mes plus vifs remerciements à mon codirecteur de recherche, le professeur Yves-Alain Peter, pour ses conseils.

Je tiens à remercier chaleureusement le président de mon jury, le professeur Robert Guardo et le membre de ce jury, le professeur Jean-Pierre David, d'avoir accepté de participer à l'examen de ce mémoire.

Je voudrais témoigner ma reconnaissance à l'équipe Polystim. Un grand merci à mes collègues en particulier Robert Chebli et Kamal El-Sankary, pour leur aide et leur collaboration.

Enfin, je remercie la société canadienne de microélectronique pour la fabrication de la puce.

RÉSUMÉ

L'échographie est une technique d'imagerie médicale qui est utilisée pour diagnostiquer et explorer les organes humains de surface (thyroïde, muscles, articulations) et/ou profonds (cœur, foie, pancréas, rein, etc.). Elle utilise un faisceau ultrasonique dans la gamme de fréquences 1 à 10 mégahertz, qui est réfléchi par des tissus et des organes. La qualité des images ultrasons a été suffisamment améliorée pour faire de l'échographie une modalité indispensable pour le diagnostic et la quantification d'un grand nombre de pathologies. Cependant, la formation d'images ultrasons souffre toujours d'un certain nombre de contraintes qui limitent la connaissance entière de sa potentialité. La formation d'une image ultrasons tridimensionnelle permet de surmonter ces limitations.

Nous nous intéressons dans ce mémoire à un balayeur à deux degrés de liberté dédié aux systèmes échographiques. Ce balayeur, qui est basé sur la technologie (MEMS), consiste en une plateforme rectangulaire actionnée électrostatiquement à l'aide de deux électrodes trapézoïdales et attachée à un support actionné à l'aide de deux électrodes rectangulaires.

Nous présentons le modèle analytique de ce balayeur pour étudier les effets de variations de ses différents paramètres avant la phase de fabrication. Aussi, le comportement du balayeur a été modélisé par un logiciel d'analyse à éléments finis pour obtenir les courbes qui relient les angles de rotation de la plateforme et du support aux différences de potentiel appliqués entre ces structures mobiles et leurs électrodes d'actionnement. Les angles de rotation du balayeur sont $\pm 5^\circ$ pour la plateforme et $\pm 2^\circ$ pour le support.

Nous avons conçu et fabriqué le balayeur sur une gaufre de silicium en utilisant le procédé de fabrication standard PolyMUMPs. L'épaisseur totale des couches sacrificielles de ce procédé est limitée à 2.75 microns ce qui limite les angles de rotation de la plateforme et du support. Pour cette raison, nous avons séparé les électrodes d'actionnement et la structure qui constitue la plateforme et le support et nous les avons

assemblés en utilisant des séparateurs d'époxy de 25 microns d'épaisseur. L'assemblage a été effectué avec succès. Par contre, la libération de la plateforme et du support n'a pas fonctionné ce qui nous a empêché de réaliser un prototype fonctionnel.

ABSTRACT

Echography is a medical imaging technique which is used to explore surface human organs (thyroid, muscles, and articulations) and/or deep ones (heart, liver, pancreas, kidney, bladder, etc.). It uses an ultrasonic beam with a frequency range of 2.5 to 10 MHz, which is reflected by tissues and organs. The image quality of medical ultrasound has been enhanced sufficiently to make it an indispensable modality in the diagnosis and quantification of a large number of pathologies. However, ultrasound imaging still suffers from a number of constraints that limit its potential characteristics to be fully revealed. Three dimensional ultrasound imaging is a way of overcoming most of those restrictions and limitations.

In this dissertation, we describe a MEMS based scanning technique dedicated to echography. The scanner consists of a rectangular platform actuated by two trapezoidal electrodes. This platform is attached to a frame which is actuated by two rectangular electrodes.

We present the analytical model of the scanner in which we derive the equations that govern the behavior of the scanner. This has been conducted using finite element analysis software in order to obtain the curves that relate the rotation angles of the platform and the frame to the voltages applied to their electrodes. The scan angles are $\pm 5^\circ$ for the platform and $\pm 2^\circ$ for the frame.

The scanner has been fabricated on a silicon substrate with the standard PolyMUMPs process. In this latter, the total thickness of the sacrificial layers is limited to 2.75 microns which in turn limits the rotation angles of the platform and the frame. For this reason, we subdiced the electrodes and the platform/frame dies and assembled them by using 25 microns epoxy spacers. The assembly was performed successfully. However, the last

etching step to release the platform/frame structure failed and that has prevented us to ultimately have a working prototype.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vi
ABSTRACT.....	viii
TABLE DES MATIÈRES.....	x
LSTE DES FIGURES.....	xiii
LISTE DES TABLEAUX.....	xvii
LISTE DES ANNEXES.....	xviii
PRINCIPAUX SYMBOLES ET ABBRÉVIATIONS	xix
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 : PHYSIQUE DES ULTRASONS ET INSTRUMENTATION	4
1.1 Propagation d'une onde ultrasonique	5
1.2 Atténuation par réflexion, transmission et réfraction	6
1.3 Atténuation par absorption et diffusion	10
1.4 Puissance et intensité d'une source ultrasonore.....	11
1.5 Effet Doppler	12
1.6 Considérations générales sur l'instrumentation.....	13
1.7 Transducteur	14
1.8 Considérations techniques	16
1.8.1 Détermination de la fréquence	16

1.8.2	Pulsation et résolution axiale	17
1.8.3	Largeur du faisceau et résolution latérale	19
1.8.4	Champ proche, champ lointain et focalisation.....	19
1.9	Réception	20
1.10	Visualisation	21
1.10.1	Échographie mode A.....	21
1.10.2	Échographie mode B (de brillance)	22
1.10.3	Échographie mode TM (temps/mouvement)	23
1.11	Conclusion	23
CHAPITRE 2 : LES TECHNIQUES DE BALAYAGE.....		24
2.1	Les techniques de balayage 2D.....	24
2.1.1	Balayage mécanique sectoriel.....	24
2.1.2	Balayage électronique sectoriel	25
2.1.3	Balayage électronique linéaire.....	27
2.2	Les techniques de balayage 3D.....	27
2.2.1	Acquisition libre.....	28
2.2.2	Acquisition mécanisée	32
2.2.3	Acquisition simultanée.....	35
2.2.4	Balayeuse basée sur la technologie MEMS.....	35
2.3	Reconstruction	37
2.4	Affichage	38
2.4.1	Visualisation multi plans :	39

2.4.2 Rendu volumique	39
2.5 La technique de balayage proposée	40
2.6 Conclusion	41
CHAPITRE 3 : MODÈLES ANALYTIQUE ET NUMÉRIQUE	42
3.1 Technique de balayage proposée	44
3.2 Modèle analytique du balayeur.....	46
3.2.1 Non linéarités des barres de torsion:	54
3.2.2 Rigidité de torsion latérale du ressort	55
3.2.3 Résonances torsionnelle et latérale	57
3.3 Simulation du modèle proposé	60
3.4 Conclusion	68
CHAPITRE 4 : MISE EN OEUVRE DU BALAYEUR PROPOSÉ	69
4.1 Procédé PolyMUMPs	71
4.2 Masques et détails de conception du balayeur.....	75
4.3 Assemblage des deux parties du balayeur	81
4.4 Libération de la plateforme/support.....	83
4.5 Conclusion	86
CONCLUSION	87
BIBLIOGRAPHIE.....	89
ANNEXE.....	91

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 Interface entre deux milieux.....	8
Figure 1.2 : Diagramme d'un échographe de base.	14
Figure 1.3 : Diagramme du transducteur.	15
Figure 1.4: (a) relation géométrique entre la résolution axiale et la longueur spatiale de l'impulsion, (b) dépendance résolution latérale/largeur du faisceau.....	18
Figure 1.5 Diagramme d'un transducteur non focalisé montrant les champs proche et lointain.	20
Figure 1.6 : Échographie Mode A et Mode B.....	22
Figure 2.1 : Sondes ultrasoniques à balayage mécanique : (a) transducteur oscillant autour d'un point fixe, (b) roue supportant plusieurs transducteurs, (c) miroir tournant qui dévie le faisceau ultrasonore d'un transducteur fixe, (d) transducteur oscillant fixé à un aimant, (e) sondes mécaniques annulaires. .	26
Figure 2.2 : Sondes ultrasoniques à balayage électronique sectoriel.....	26
Figure 2.3 : Sondes ultrasoniques à balayage électronique linéaire.	27
Figure 2.4: Les quatre étages formant un système d'échographique 3D.....	28
Figure 2.5: (a) photo du bras mécanique (b) schéma des différents mouvements. (tirée de [10]).	29
Figure 2.6 : (a) photo d'un capteur électromagnétique (b) schéma d'un capteur d'ultrasons. (tirée de [10]).	30
Figure 2.7 : Les différents systèmes d'acquisition mécanisée. (tirée de [10]).....	32

Figure 2.8 : (a) balayeur basé sur la technologie MEMS, (b) actionneur formé d'un réseau de plaques parallèles, (c) plaques parallèles déformées suite à l'application d'une tension électrique à ses bornes. (tirée de [15]).	36
Figure 2.9 : Représentation tridimensionnelle à partir de sections transversales d'une artère. (tirée de [5]).	37
Figure 3-1 : Schéma de fonctionnement d'un actionneur électrostatique de type plaques parallèles.	44
Figure 3-2 : Balayeur micro électromécanique proposé.	45
Figure 3-3 : Dimensions du balayeur (unités en micron).	46
Figure 3-4 : Schéma de rotation de la plateforme utilisé pour le calcul analytique du moment électrostatique.	47
Figure 3-5 : Schéma de la surface commune entre la plateforme et l'électrode où la force électrostatique agit	49
Figure 3-6 : Déplacement angulaire de la plateforme en fonction de la tension appliquée.	50
Figure 3-7 : Paramètres géométriques du support.	51
Figure 3-8 : Schéma de rotation du support utilisé pour le calcul analytique du moment électrostatique.	52
Figure 3-9 : Angle de rotation du support en fonction de la tension appliquée.	52
Figure 3-10 : Schéma de déflexion des axes de rotation causée par le poids de l'élément piézoélectrique.	53

Figure 3-11 : Ratios des fréquences de résonance (verticales et latérales) normalisés pour différents ratios épaisseur/largeur de la barre de torsion. (tirée de [2]).	59
Figure 3-12 : Directions des mouvements verticaux et latéraux de la plateforme.	59
Figure 3-13 : Actionnements électrostatiques simulés par analyse à éléments finis de : (a) la plateforme, (b) du support, (c) de la plateforme et du support simultanément.	61
Figure 3-14 : Rotation de la plateforme.	61
Figure 3-15 : Rotation du support.	62
Figure 3-16 : Rotations simultanées de la plateforme et du support.	62
Figure 3-17 : Angle de rotation de la plateforme en fonction de la tension appliquée à une électrode sous la plateforme.	64
Figure 3-18 : Angle de rotation du support en fonction de la tension appliquée à une électrode sous le support.	65
Figure 3-19 : Angle de rotation de la plateforme en maintenant une tension de 80 V sur l'électrode sous le support.	65
Figure 3-20 : Fréquences de résonances du balayeur en modes latéral (y), vertical (z) et torsionnel (rx).	66
Figure 3-21 : Facteur de qualité du balayeur proposé.	67
Figure 4-1 : Procédé d'assemblage : (a) plateforme et électrodes d'actionnement, (b) dépôt des billes d'époxy, (c) assemblage des deux parties du balayeur, (d) gravure de la couche d'oxyde de silicium.	70

Figure 4-2 : Section droite effectuée sur un procédé PolyMUMPs comprenant 7 couches de matériau. (tirée de [7]).	72
Figure 4-3 : Principales étapes du procédé PolyMUMPs. (tirée de [7]).	75
Figure 4-4 : Masques de la plateforme attachée au support et des marques d'alignement.	76
Figure 4-5 : Masques des électrodes d'actionnement et des marques d'alignement.	77
Figure 4-6 : Masque de l'électrode trapézoïdale d'actionnement de la plateforme.	78
Figure 4-7 : Trous utilisés pour faciliter la gravure de la couche sacrificielle.	78
Figure 4-8 : Photographie de la plateforme	79
Figure 4-9: Photographie des électrodes d'actionnement	80
Figure 4-10 : Photographie des électrodes	80
Figure 4-11 : Photographie de la plateforme	81
Figure 4-12 : Photographie des trous gravés par laser dans un papier de Kapton de 25 microns d'épaisseur.	82
Figure 4-13 : Photographie des trous alignés avec les pads d'assemblage.	82
Figure 4-14 : Photographie du séparateur en époxy.	83
Figure 4-15 : Photographie des deux parties assemblées du balayeur.	83
Figure 4-16 : Photographie de la face à graver du substrat accueillant la plateforme.	84
Figure 4-17 : Photographie du substrat accueillant les électrodes après la gravure	85

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1-1 Propriétés acoustiques de quelques matériaux et tissus.....	7
Tableau 1-2 Coefficients de réflexion et de transmission à incidence normale pour diverses interfaces.....	10
Tableau 1-3 Valeurs du coefficient d'atténuation et du paramètre b pour quelques matériaux à une fréquence de 1 MHz.	12
Tableau 2-1 Caractéristiques des systèmes utilisés pour repérer la position de la sonde.	32
Tableau 4-1 Gravures effectuées par la technique RIE.	85

LISTE DES ANNEXES

Annexe A Code de programmation en MATLAB du modèle analytique du balayeur proposé.....	91
---	----

PRINCIPAUX SYMBOLES ET ABBRÉVIATIONS

α	Angle de rotation de la plateforme
β	Angle de rotation du support
c	Célérité de l'onde ultrasonore
2D	Deux dimensions
DP	Durée d'impulsion
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
LSP	Longueur Spatiale de l'impulsion
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
MUMPs	MultiUser MEMS Process
PVDF	Difluoride de Polyvinyl
PZT	Titanium Zirconate de Plomb (PZT)
Q	Facteur de qualité
RIE	Reactive Ion Etching
3D	Trois dimensions

INTRODUCTION

L'échographie est une méthode de diagnostic et d'exploration utilisant la réflexion (écho) des ultrasons dans les objets et les organes. Les principes de l'échographie sont connus depuis longtemps et ont rapidement conduit à des applications pratiques simples.

Les développements médicaux de l'ultrasonographie sont plus récents. Il y a trente ans, les seuls moyens pour explorer les organes étaient la chirurgie, les ponctions et les rayons X; c'est ainsi qu'on introduisait un cathéter dans une veine pour explorer les cavités cardiaques. Même les examens aux rayons X sont onéreux et peuvent être douloureux (administration d'agents de contraste) ou dangereux pour les femmes enceintes. Cependant, les nouvelles techniques d'échographie permettent de reconstituer une image des organes sans douleur, sans risque et à faible coût. Le caractère non invasif des ultrasons permet de mieux suivre, sans danger, l'évolution du fœtus pendant la grossesse. Ainsi, on peut déterminer s'il y a une malformation fœtale. En cardiologie, l'échocardiographie est utilisée pour détecter un vaste ensemble de troubles cardiaques.

Dans le cas de l'échographie 2D, la sonde échographique contient une « barrette » d'éléments piézoélectriques qui va successivement émettre les ultrasons et recevoir l'écho de ces ultrasons. Cet écho est analysé et l'information qui est extraite est affichée à l'écran. On obtient alors ce qu'on appelle « une coupe échographique en 2D ».

L'échographie 3D est une nouvelle technologie qui permet d'effectuer des mesures précises de volumes et visualiser des structures soit en 3D ou par des coupes 2D à différentes orientations. Un autre avantage de l'échographie 3D est que les données acquises peuvent être emmagasinées et traitées en différé sans la présence du patient. Cela peut permettre aussi de transmettre ces données à d'autres médecins ou chirurgiens.

L'échographie 3D permet d'acquérir des « volumes » grâce à un balayage automatique du faisceau en 2D. Dans une sonde 3D, le faisceau 2D est incliné automatiquement et successivement sur plusieurs positions. L'énergie des ultrasons, déjà reconnue sans danger dans le cadre d'une échographie traditionnelle en 2D, est donc utilisée en 3D. Aussi, une image 3D est une image reconstruite par l'informatique de l'échographe à partir d'un ensemble de coupes 2D.

Les développements dans les domaines des transducteurs, de la miniaturisation de l'électronique et du traitement de signal ont permis à l'échographie de connaître un essor considérable. La compréhension des principes et des fonctions de base d'un échographe est donc nécessaire afin de pouvoir développer un système ultrasonique portatif miniaturisé intégré sur une seule puce avec les caractéristiques recherchées. Les buts de cette miniaturisation sont la réduction de consommation d'énergie et l'accès à des structures à l'intérieur du corps humain non accessibles avec les sondes conventionnelles.

L'effort de ma recherche s'oriente vers la création et le développement de méthodes de balayage plus précises. Une des voies envisageables est de réduire le rôle de l'opérateur en utilisant une technique de balayage microélectromécanique qui permet de déplacer les éléments piézoélectriques en regard de l'organe à explorer avec des angles et des positions bien définies.

Cette méthode de balayage, qui permet l'acquisition de mesures provenant de plusieurs plans afin de reconstruire une image tridimensionnelle, peut être intégrée avec les composants du système ultrasonique sur une même puce. C'est donc dans cette optique que la conception et les simulations analytique et numérique d'une micro plateforme à deux degrés de liberté actionnée électrostatiquement ont été réalisées.

La structure de ce mémoire est comme suit : dans le premier chapitre, nous décrivons les propriétés physiques des tissus sur lesquelles repose l'imagerie ultrasonore. Une revue de la littérature portant sur les principales techniques de balayage des systèmes ultrasonores,

leurs avantages et inconvénients, est présentée au chapitre 2. Les modèles analytiques et numériques du balayeur proposé font l'objet du chapitre 3. Finalement, le procédé choisi pour fabriquer notre balayeur et la méthode d'assemblage proposée pour compléter la structure sont présentés au chapitre 4.

Nous terminons ce mémoire par une conclusion et par des propositions de développements futurs.

CHAPITRE 1

PHYSIQUE DES ULTRASONS ET INSTRUMENTATION

L'intérieur du corps humain nous a toujours fasciné par sa complexité et du fait qu'il faut « l'ouvrir pour voir ». La morphologie du corps humain est principalement constituée de cinq ensembles. Le premier est la charpente du corps, soit les os. Le deuxième ensemble est formé des organes du corps (cœur, poumons, foie, rate, etc.). Le troisième ensemble couvre complètement les deux systèmes précédents de plusieurs couches de tissus musculaires.

Le quatrième ensemble est la peau qui recouvre tout le système de tissus musculaires. Enfin le dernier ensemble est le système circulatoire. Contrairement aux quatre ensembles précédents, le système circulatoire a la particularité d'être présent dans tous les ensembles car il les alimente. L'examen d'un organe comme le cœur s'avère donc une tâche difficile puisqu'il faut traverser plusieurs couches de matériaux biologiques avant de l'atteindre.

Le recours à la chirurgie afin de visualiser les parties internes de l'anatomie humaine est évidemment invasive. La pratique d'interventions invasives est essentiellement faite par des médecins ou des chirurgiens à l'aide de matériels médicaux sophistiqués et d'instruments stérilisés. Par exemple, une des méthodes employée actuellement pour faire l'examen d'une blessure au niveau de l'abdomen est le diagnostic par lavage péritonéal. Cette pratique exige beaucoup de temps, de moyens et il y a des risques de complications.

L'imagerie médicale est le procédé par lequel un médecin peut examiner l'intérieur du corps d'un patient à l'aide de concepts physiques connus permettant de faire la distinction entre des matériaux biologiques de nature différente.

Un des appareils les plus connus est basé sur l'imagerie par ultrasons qui se fonde sur l'acoustique. Pour cela, nous allons présenter un aperçu des bases physiques sur lesquelles repose l'imagerie ultrasonore.

1.1 Propagation d'une onde ultrasonique

Les ultrasons sont le résultat d'un phénomène vibratoire semblable à d'autres phénomènes plus familiers tels que la musique, la lumière, la chaleur et les ondes radio. On peut distinguer deux sortes de vibrations : mécaniques et électromagnétiques. Contrairement aux vibrations électromagnétiques, les vibrations mécaniques incluant les ultrasons, requièrent un milieu de propagation déformable tel que les gaz, les liquides et les solides. L'onde ultrasonore se distingue des autres ondes mécaniques, acoustiques et infrasoniques, par une fréquence supérieure à 20 KHz laquelle représente la limite supérieure de perception par l'oreille humaine.

L'onde ultrasonore est une onde longitudinale (onde de compression). Le mouvement des particules du milieu déformable se fait dans la direction de la propagation de l'onde. Il existe également des ondes transversales (ondes de cisaillement) mais elles ne peuvent se propager que dans les solides. Elles ne sont donc pas transmises par les fluides et les tissus biologiques à l'exception des os.

La vitesse de propagation (célérité) de l'onde ultrasonore, c , ne dépend pas de la fréquence. Elle ne dépend que de la densité et de l'élasticité du milieu dans lequel elle se propage :

$$c = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (1.1)$$

où G et ρ sont respectivement le coefficient de rigidité et la masse volumique du milieu. Il est à noter que la rigidité et la densité d'une substance particulière sont interdépendantes, une variation de la densité est associée à une variation de la rigidité.

La longueur d'onde λ est reliée à la célérité et à la fréquence f par la relation :

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.2)$$

Le tableau 1.1 donne les vitesses des ondes longitudinales et transversales pour un certain nombre de matériaux et de tissus biologiques [8]. Notons que la célérité est de l'ordre de 1500 m/s dans les tissus mous.

L'équation (1.2) montre que la longueur d'onde est de 1.5 mm à une fréquence de 1 MHz, 0.15 mm à 10 MHz, ainsi de suite. Cette relation est à l'origine de l'utilisation de l'ultrason à faibles fréquences dans la plupart des applications médicales: le volume d'interaction minimum entre l'onde ultrasonore et le tissu est limité par la longueur d'onde.

Ces données suggèrent que les difficultés expérimentales associées aux mesures dans les tissus rigides sont plus importantes que celles associées aux solutions et aux suspensions.

1.2 Atténuation par réflexion, transmission et réfraction

Dans un milieu hétérogène comme le corps humain, un faisceau ultrasonore se propage de manière complexe en subissant essentiellement, réflexion [1], réfraction [8], absorption et diffraction [12]. L'ensemble de ces mécanismes est responsable de l'atténuation globale du faisceau: l'énergie transportée par le faisceau diminue progressivement le long de la direction de propagation. La réflexion est l'interaction d'intérêt principal en échographie.

**Tableau 1-1 Propriétés acoustiques de quelques matériaux et tissus biologiques
(indiqués sur fond gris).**

Matériau	Densité (g/cm ³)	Vitesse longitudinale (m/s)	Vitesse transversale (m/s)	Impédance acoustique (g.cm ⁻² .s ⁻¹ .10 ⁻³)
Air	0.0012	330	-	0.0004
Acier	7.800	5900	3230	46.02
Aluminium	2.700	6220	3080	17.06
Béton	2.000	4500	-	9.00
Cuivre	8.900	4700	-	41.83
Eau (20°C)	1.000	1483	-	1.48
Fonte (grise)	7.200	4600	2160	33.12
Glycérine	1.300	1920	-	2.49
Huile	0.800	1500	-	1.20
Laiton	8.500	3830	2050	32.55
Magnésium	1.700	5800	3080	9.86
Mercure	13.600	1450	-	19.72
Os	1.900	4080	1970	7.75
Plexiglas	1.200	2730	1430	3.27
Plomb	11.400	2160	700	24.62
Poumons	0.400	650	-	0.26
Tissus mous				
Abdomen	1.060	1540	-	1.63
Foie	1.060	1550	-	1.64
Muscle	1.080	1580	-	1.71
Tissu adipeux	0.952	1459	-	1.39
Sang	1.057	1575	-	1.66
Verre	2.500	5660	3420	14.15

Une onde acoustique qui traverse avec un angle d'incidence α_i la surface de séparation entre deux milieux de propriétés acoustiques différentes donne naissance à l'interface (échogène) à une onde réfléchi dans la direction α_r et à une onde transmise dans la direction α_t . La figure 1.1 illustre cette situation.

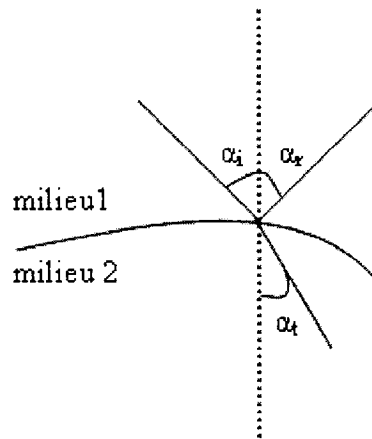


Figure 1.1 Réflexion et transmission d'un faisceau incident d'ultrasons à l'interface entre deux milieux.

Les relations qui lient α_i , α_r , α_t et les célérités C_1 et C_2 sont identiques à celles données par les lois de Descartes dans le cas de l'optique géométrique.

L'énergie du faisceau incident se divise entre le faisceau réfléchi et le faisceau transmis. Le rapport entre l'énergie réfléchi (E_r) et l'énergie incidente (E_i) s'appelle le coefficient de réflexion (R) :

$$R = \frac{E_r}{E_i} \quad (1.3)$$

R ne dépend que des angles α_i , α_t et des impédances acoustiques des deux milieux. L'impédance acoustique d'un matériau nous renseigne sur sa résistance au passage des

ultrasons. C'est une propriété caractéristique du milieu dans lequel se propage l'onde puisqu'il est indépendant de la fréquence [6]. Cette impédance est définie par:

$$Z = \rho C \quad (1.4)$$

L'énergie réfléchie dépend fortement de l'angle d'incidence α_i . Elle est maximale en incidence normale ($\alpha_i = 0$) et décroît d'un facteur 10^{-4} environ lorsque la direction du faisceau s'écarte d'un angle de 120 degrés relativement à la normale. En incidence normale, le coefficient de réflexion est décrit par la relation :

$$R = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (1.5)$$

où Z_1 et Z_2 sont les impédances acoustiques des milieux 1 et 2 respectivement. Le coefficient de transmission T est donné par:

$$T = 1 - R = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (1.6)$$

Le tableau 1.2 tiré de McDiken [8], donne les valeurs des coefficients R et T à incidence normale pour quelques interfaces. Certaines interfaces entre des milieux d'impédance acoustique semblable, tels que tissu mou/eau ou tissus adipeux/eau ont des coefficients de transmission importants et des coefficients de réflexion presque nuls. Le coefficient de réflexion os/air ou eau/air est très proche de 1. Il est donc nécessaire de s'assurer lors d'un test échographique de l'absence d'air entre la sonde et l'objet, faute de quoi une quantité infime d'énergie ultrasonore serait transmise à l'objet. En pratique, un liquide ou un gel est utilisé entre la sonde ultrasonique et l'objet pour assurer un couplage adéquat en termes de puissance.

Lorsque l'angle d'incidence est différent de zéro (figure 1.1), la répartition des ultrasons est plus complexe. Les ultrasons subissent une réflexion divergente et une réfraction. Cette réfraction est décrite par la loi de Descartes (ou de Snell) établissant une relation entre l'angle de transmission et les célérités dans les deux milieux :

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{\sin \alpha_i}{\sin \alpha_t} \quad (1.7)$$

Cette réfraction est décrite par la loi de Descartes (ou de Snell) établissant une relation entre l'angle de transmission et les célérités dans les deux milieux :

Tableau 1-2 Coefficients de réflexion et de transmission à incidence normale pour diverses interfaces.

Interface	Réflexion (R)	Transmission (T)
Tissus mous/eau	0.0032	0.9968
Tissus mous/ huile de ricin	0.0040	0.9960
Tissus mous/air	0.0088	0.0012
Tissus mous/sang	0.0089	0.9911
Tissus adipeux/eau	0.0028	0.9972
Tissus adipeux/sang	0.0083	0.9917
Os/eau	0.1837-0.5385	0.5615-0.8163
Os/air	0.99918-0.99957	0.00022-0.00043
Eau/air	0.9989	0.0011
Foie/eau	0.002-0.003	0.997-0.998
Foie/sang	0.001-0.003	0.997-0.999
Muscle/eau	0.0023	0.9977
Muscle/huile de ricin	0.0017	0.9983

1.3 Atténuation par absorption et diffusion

L'atténuation de l'onde est un facteur très important en échographie. Elle comprend la contribution à la diffusion et à l'absorption [9]. L'énergie $E(x)$ associée à un faisceau ultrasonore qui se propage dans un milieu diminue en fonction de la distance de propagation (x) selon une loi exponentielle:

$$E(x) = E(0)e^{-\mu x} \quad (1.8)$$

où $E(0)$ est l'énergie initiale émise par la source et $\mu = \alpha + \delta$ est le coefficient d'atténuation, α et δ étant respectivement les coefficients d'absorption et de diffusion. Ces coefficients sont exprimés en Neper par centimètre (Np/cm) ou en dB/cm (1 Np=0.115 dB). L'absorption est le seul processus par lequel l'énergie est dissipée dans le milieu sous forme de chaleur, qui est le principe exploité dans les applications thérapeutiques, alors que la diffusion réduit l'intensité du faisceau ultrasonore. L'absorption dépend de la fréquence des ultrasons et de la viscosité et du temps de relaxation du milieu, la diffusion dépend de l'anisotropie et de la structure du milieu. Le coefficient d'atténuation μ est fonction de la fréquence:

$$\mu = \beta f^b \quad (1.9)$$

où β est une constante qui dépend de la nature du milieu et des conditions ambiantes (température, humidité). Le tableau 1.3 montre les valeurs de μ et de b pour quelques matériaux à une fréquence de 1 MHz. La valeur de b est en général proche de 2 pour des liquides tels que l'eau et l'huile alors qu'elle est proche de 1 pour les tissus biologiques.

1.4 Puissance et intensité d'une source ultrasonore

La puissance d'une source ultrasonore est la quantité d'énergie transmise à travers la section transversale du faisceau. Elle est donnée par:

$$P = IS = \frac{\rho C v_0^2}{2} \quad (1.10)$$

où I est l'intensité, S la section transversale et v_0 la vitesse de déplacement des particules du milieu. Des mesures relatives sont généralement effectuées pour déterminer

l'atténuation de l'intensité ou de la puissance. Ces intensités sont exprimées en décibel (dB).

Tableau 1-3 Valeurs du coefficient d'atténuation μ et du paramètre b pour quelques matériaux à une fréquence de 1 MHz.

Matériau	μ (dB/cm)	b ($f < 10$ MHz)
Mercure	0.0005	2
Eau	0.002	2
Aluminium	0.02	1
Huile de Castor	1	2
Polyméthylméthacrylate	2	1
Résine d'époxy	3	1
Polyéthylène	5	1.1
Air	10	2
Hémoglobine	0.1	1.3
Tissus mous	0.3-1.5	1
Muscles	1.5-2.5	1
Crâne	10	1.5
Poumons	40	0.6

1.5 Effet Doppler

Les fréquences des ondes incidente et réfléchié sont égales si le réflecteur est immobile dans la direction de propagation. Cependant, si le réflecteur se déplace relativement à la source, la fréquence des ondes observées est différente de la fréquence de la source; c'est l'effet Doppler. Cette technique est surtout utilisée en échocardiographie. Les ultrasons sont alors émis en continu par un transducteur et reçus par un transducteur distinct de

l'émetteur. A la réception, le signal est modulé par un signal sinusoïdal de même fréquence que celui d'émission et, après filtrage, on obtient un signal dont la fréquence est égale à la différence des fréquences d'émission et de réception. Le signal filtré est donc souvent utilisé pour activer un haut-parleur afin de rendre perceptibles les déplacements du réflecteur.

1.6 Considérations générales sur l'instrumentation

L'échographie requiert la génération d'un faisceau ultrasonore, la réception de l'écho et finalement le traitement du signal pour visualisation.

Le diagramme de la figure 1.2 décrit les principaux composants et les opérations de base d'un échographe. Le transducteur est responsable de l'émission du faisceau d'ultrasons incident et de la réception des échos. Une fois l'écho reçu, le signal est traité et amplifié pour visualisation. Les différents modules du système sont contrôlés par un microprocesseur. Le processus est initié par un signal de ce microprocesseur à l'émetteur. Un faisceau ultrasonore pulsé est alors généré par le transducteur (agissant comme émetteur) et dirigé vers l'objet. Ce faisceau subit plusieurs interactions. A chaque interface, une fraction de l'énergie est réfléchi et reçue par le transducteur (agissant comme récepteur) et convertie en un signal électrique pour divers traitements.

Pour corréler l'amplitude de l'écho avec la profondeur de l'interface, le temps de parcours de l'onde entre l'émission et la réception par le transducteur doit être connu. Une amplification proportionnelle au temps de parcours peut être utilisée pour s'assurer que les signaux dus aux réflexions dans des couches profondes peuvent être traités.

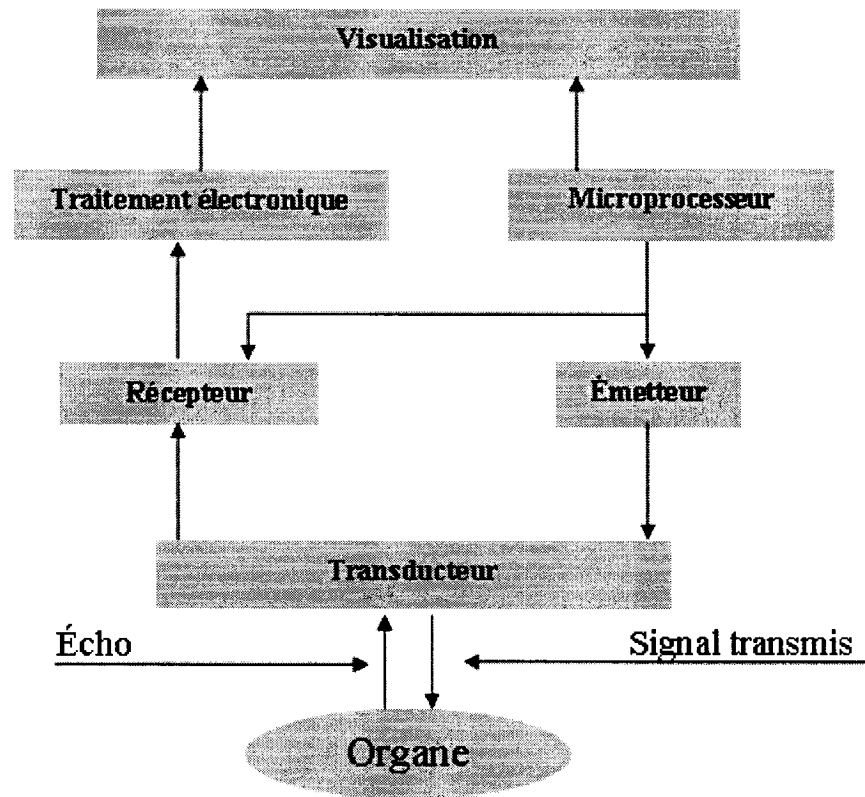


Figure 1.2 : Diagramme d'un échographe de base.

1.7 Transducteur

Les ultrasons sont émis et reçus au moyen d'un transducteur ultrasonore dont le rôle est de transformer de l'énergie mécanique en énergie électrique et réciproquement [11]. Les transducteurs ultrasonores sont basés sur le principe de la piézoélectricité. La piézoélectricité est l'apparition de charges électriques à la surface de certains matériaux lorsqu'ils sont soumis à des contraintes mécaniques et, inversement, l'apparition de déformations mécaniques lorsqu'on applique une différence de potentiel entre deux faces de ce même matériau (figure 1.3).

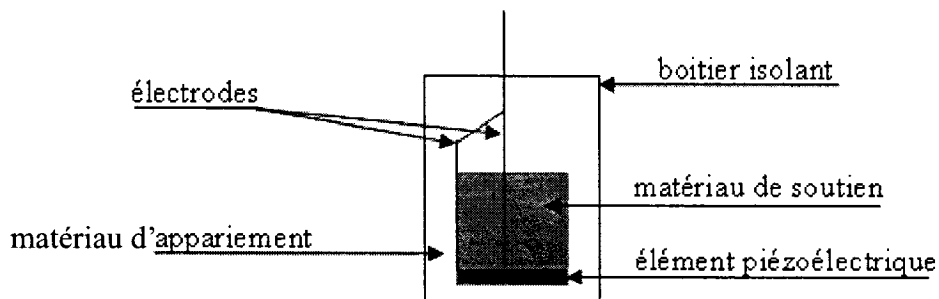


Figure 1.3 : Diagramme du transducteur.

Le même transducteur utilisé en transmission est souvent utilisé comme capteur en transformant l'onde ultrasonore reçue en un signal électrique de même fréquence et d'amplitude proportionnelle à celle de l'onde. Il est à noter que les sondes ultrasonores utilisées en médecine peuvent regrouper plusieurs transducteurs. Ces sondes sont caractérisées par le nombre, la forme et la taille des transducteurs qui les composent, par le taux de conversion énergie mécanique/énergie électrique et par la bande de fréquence dans laquelle elles sont utilisables.

L'élément piézoélectrique est entièrement recouvert par un matériau de soutien isolant à la fois de point de vue acoustique et électrique. La composition de ce matériau de soutien dépend du domaine d'application : thérapie ou exploration. Dans le cas d'une application médicale thérapeutique, le transducteur est excité de façon continue afin de fournir la quantité maximale d'énergie sous forme de chaleur. L'air est généralement utilisé comme matériau de soutien à cause de sa grande impédance acoustique. Peu d'énergie est alors transmise à travers l'air et l'onde générée est réfléchiée pour émerger dans la direction voulue. Cette réflexion induit une vibration du matériau de l'élément piézoélectrique.

Dans la plupart des applications d'exploration on utilise un système pulsé. Le matériau de soutien devrait alors idéalement amortir et absorber toute l'énergie à l'exception de la pulsation émise vers l'objet. Pour un transfert maximum d'énergie, l'impédance acoustique du matériau de soutien devrait être identique à celle du matériau piézoélectrique. Généralement, une combinaison de poudre de tungstène et de résine d'époxy est utilisée comme matériau de soutien afin d'amortir l'onde ultrasonique.

Cependant, l'augmentation de l'amortissement réduit l'intensité de l'écho reçu et par conséquent la sensibilité du transducteur. En outre, seulement quelques matériaux peuvent être utilisés en tant qu'élément piézoélectrique en imagerie médicale, en particulier le titanium zirconate de plomb (PZT) et le difluoride de polyvinyl (PVDF). Bien que le PZT possède un bon couplage électromagnétique, son impédance acoustique est très différente de celle des tissus. Dans ce cas, des techniques spéciales d'appariement sont généralement utilisées pour améliorer sa sensibilité. Ces techniques peuvent être l'ajout d'une couche de matériau d'épaisseur égale à un quart de la longueur d'onde ($\lambda/4$), ou des circuits électriques. Le PVDF fournit une bonne impédance acoustique mais il possède un mauvais couplage électromagnétique.

1.8 Considérations techniques

1.8.1 *Détermination de la fréquence*

L'objectif primaire lors du développement d'un échographe est de générer un faisceau unidirectionnel, d'intensité uniforme et de dimensions physiques limitées afin d'obtenir une bonne résolution spatiale. Un échographe devrait permettre la détection d'organes de très faibles dimensions ($<1\text{mm}$). Cependant, il ne peut pas détecter des objets ayant des dimensions inférieures à la longueur d'onde du signal ultrasonore. La fréquence d'un ultrason est inversement proportionnelle à sa longueur d'onde (eq. 1.2). La fréquence des ultrasons utilisés en imagerie médicale par exemple doit être supérieure à 1.54 MHz car la célérité dans les tissus est de 1540 m/s environ pour une résolution de 1 mm.

1.8.2 Pulsation et résolution axiale

Dans le cas d'un système pulsé, l'émission doit se faire par impulsion pour que la réception puisse être effectuée par le même transducteur entre deux impulsions. Le transducteur est donc régulièrement excité au moyen d'une impulsion formée d'une ou plusieurs oscillations. Un plus grand nombre d'oscillations par impulsion permet entre autre un meilleur transfert d'énergie et une plus grande pénétration dans le milieu. La fréquence de répétition de ces impulsions ou de ces trains d'impulsions f_r est limitée par la profondeur D du champ de visualisation et par la célérité du milieu.

$$f_{r\max} = \frac{C}{2D} = \frac{1}{2t} \quad (1.11)$$

Le facteur $2t$ représente le temps de parcours de l'onde ultrasonore entre le transducteur et l'interface réfléchissante. L'équation (1.11) indique que f_r peut être augmenté si la profondeur d'intérêt est réduite. La profondeur d'intérêt est le seul paramètre pouvant être modifié par l'opérateur. Généralement, les systèmes ultrasonores sont conçus pour que la fréquence f_r varie avec la profondeur car sa valeur est souvent fixée par le fabricant. La valeur de f_r varie de quelques centaines de Hz à quelques KHz. Elle est entre 200 Hz et 2 KHz pour un échographe conventionnel.

Idéalement, pour chaque impulsion d'excitation, un pulse ultrasonore à la fréquence appropriée est dirigé vers l'objet. En pratique, l'impulsion ultrasonore est composée d'une bande de plusieurs fréquences décrite par sa largeur.

La longueur spatiale de cette impulsion (LSP) peut être déterminée par la longueur d'onde et le nombre de cycles p dans la pulsation émise:

$$LSP = p\lambda \quad (1.12)$$

Ce LSP influence la résolution axiale du système qui permet de distinguer deux objets très proches dans la direction de propagation. Ces deux objets sont résolus si les échos réfléchis par ces objets ne sont pas reçus simultanément par le transducteur (figure 1.4a). Pour améliorer la résolution axiale, un court LSP est désirable. Ceci peut être réalisé par

une réduction de p (de 1 à 3 pour les ultrasons d'exploration) ou par augmentation de la fréquence. Toutefois, l'augmentation de la fréquence réduit la profondeur de pénétration par atténuation.

La durée de l'impulsion (DP) (ou longueur temporelle de l'impulsion) est l'intervalle de temps d'une pulsation complète décrivant le temps de génération de la pulsation par le transducteur. DP est défini formellement par le temps qui s'écoule entre le début de la pulsation et un point 20 dB au-dessous de l'amplitude crête-à-crête maximale de l'onde. La DP décrit l'efficacité du matériau de soutien à amortir la pulsation indiquée par ce paramètre.

La résolution axiale est définie par la distance qui sépare deux impulsions ultrasonores ; elle dépend de la fréquence des cristaux utilisés. Plus la fréquence est élevée, plus la résolution axiale est bonne [13].

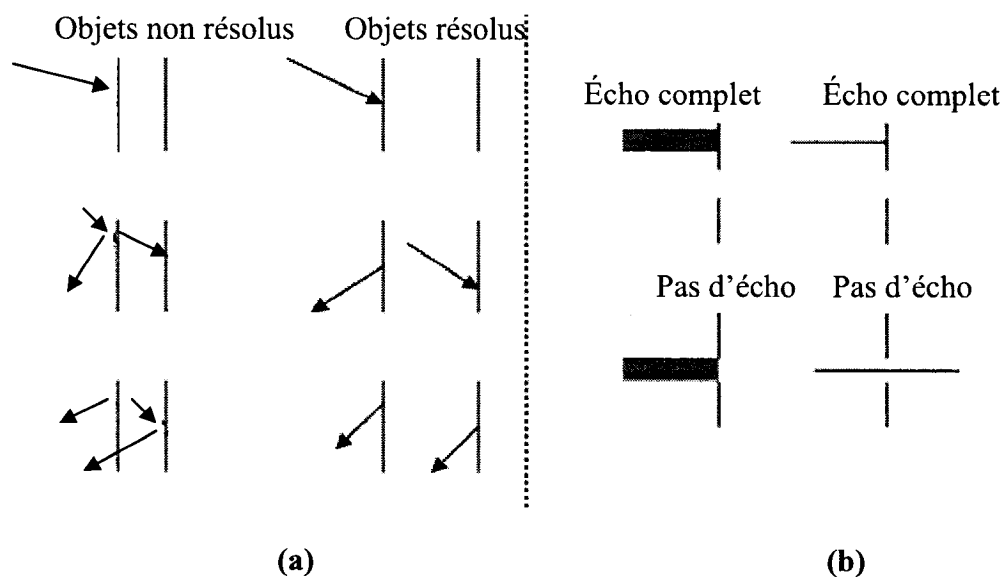


Figure 1.4: (a) relation géométrique entre la résolution axiale et la longueur spatiale de l'impulsion, (b) dépendance résolution latérale/largeur du faisceau.

1.8.3 *Largeur du faisceau et résolution latérale*

La résolution latérale d'un transducteur décrit sa capacité à distinguer deux objets très proches l'un de l'autre situés sur un axe perpendiculaire à celui du faisceau (figure 1.4b) [13]. Elle décrit aussi sa capacité à détecter un petit objet à travers la largeur du faisceau. La réduction de cette largeur améliore la résolution latérale.

1.8.4 *Champ proche, champ lointain et focalisation*

L'efficacité d'un transducteur peut se caractériser par sa capacité de produire un faisceau d'ondes d'intensité uniforme. La propagation du faisceau d'ondes est déterminée par la géométrie du transducteur et par la fréquence. Le champ généré par un transducteur plan et circulaire contient un champ proche cylindrique d'intensité uniforme appelé zone de Fresnel suivi par un champ lointain d'intensité non uniforme appelé zone de Fraunhofer et dans lequel le faisceau devient divergent. (voir figure 1.5). La région de balayage d'intérêt se trouve donc dans la zone proche car la résolution latérale se détériore dans le champ lointain. La profondeur D du champ proche est donnée par :

$$D = \frac{d^2}{4\lambda} \quad (1.13)$$

où d est le diamètre du transducteur. Le champ lointain commence à partir de la distance de transition avec un angle de divergence θ :

$$\sin \theta = \frac{1.22\lambda}{4d} \quad (1.14)$$

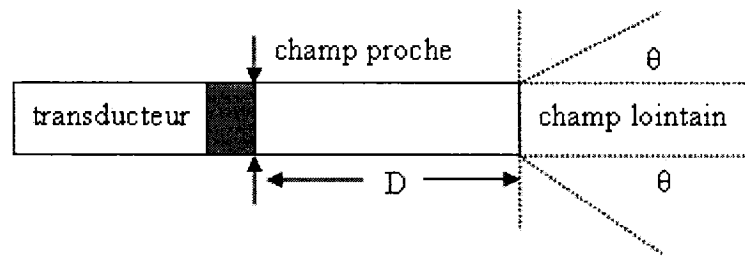


Figure 1.5 Diagramme d'un transducteur non focalisé montrant les champs proche et lointain.

L'intensité relative axiale le long de la ligne passant par le centre du transducteur à une distance x est donnée par:

$$I = \left(\sin \frac{\pi D}{2x} \right)^2 \quad (1.15)$$

Cette équation montre que l'intensité varie considérablement dans le champ proche. La résolution latérale, facteur déterminant pour les ultrasons utilisés pour le diagnostic, peut être améliorée par la focalisation du transducteur. La focalisation, cependant, limite la profondeur du champ proche parce que le faisceau diverge rapidement au-delà de la zone focale. Cette dernière est définie par la région dans laquelle l'intensité varie à 3 dB près de l'intensité maximale le long de l'axe du transducteur. La focalisation est réalisée soit par des lentilles acoustiques soit par l'utilisation d'un matériau piézoélectrique à géométrie concave.

1.9 Réception

À la réception, le signal produit par l'écho est très faible, de 10-500 μV environ à la sortie du capteur. Il faut donc l'amplifier considérablement avant de pouvoir le visualiser. Un gain de 100 à 120 dB environ est généralement utilisé. Ceci correspond à un gain en tension électrique d'environ 10^5 à 10^6 v/v. Malheureusement, une augmentation

supplémentaire en gain n'est pas possible à cause du bruit inhérent aux amplificateurs et au transducteur.

À cause de l'absorption des ultrasons par les tissus, les échos produits par les interfaces les plus profonds ont une amplitude beaucoup plus faible que ceux réfléchis par les structures proches du transducteur. Pour compenser cette atténuation, un amplificateur dont le gain augmente avec la tension fournie par la base du temps est généralement utilisé. Ainsi, les échos peuvent être visualisés approximativement avec la même amplitude.

1.10 Visualisation

Les modes de fonctionnement utilisés en échographie médicale sont désignés A, B et TM. La méthode de réception, du traitement et de visualisation de l'écho change selon le mode.

1.10.1 *Échographie mode A*

En échographie mode A, l'image est obtenue en représentant en fonction du temps l'énergie acoustique réfléchi par les interfaces (figure 1.6). Ces interfaces échogènes peuvent ensuite être localisées à partir de la mesure du temps écoulé entre l'émission et la réception. Il s'agit d'une mesure unidirectionnelle sur le trajet du faisceau supposé fixe. Le signal s'affiche directement sur un écran dont les coordonnées X et Y représentent respectivement le temps (ou la profondeur de l'interface) et l'intensité du signal reçu. Les différents signaux sont visualisés par des pics d'amplitude variable [6].

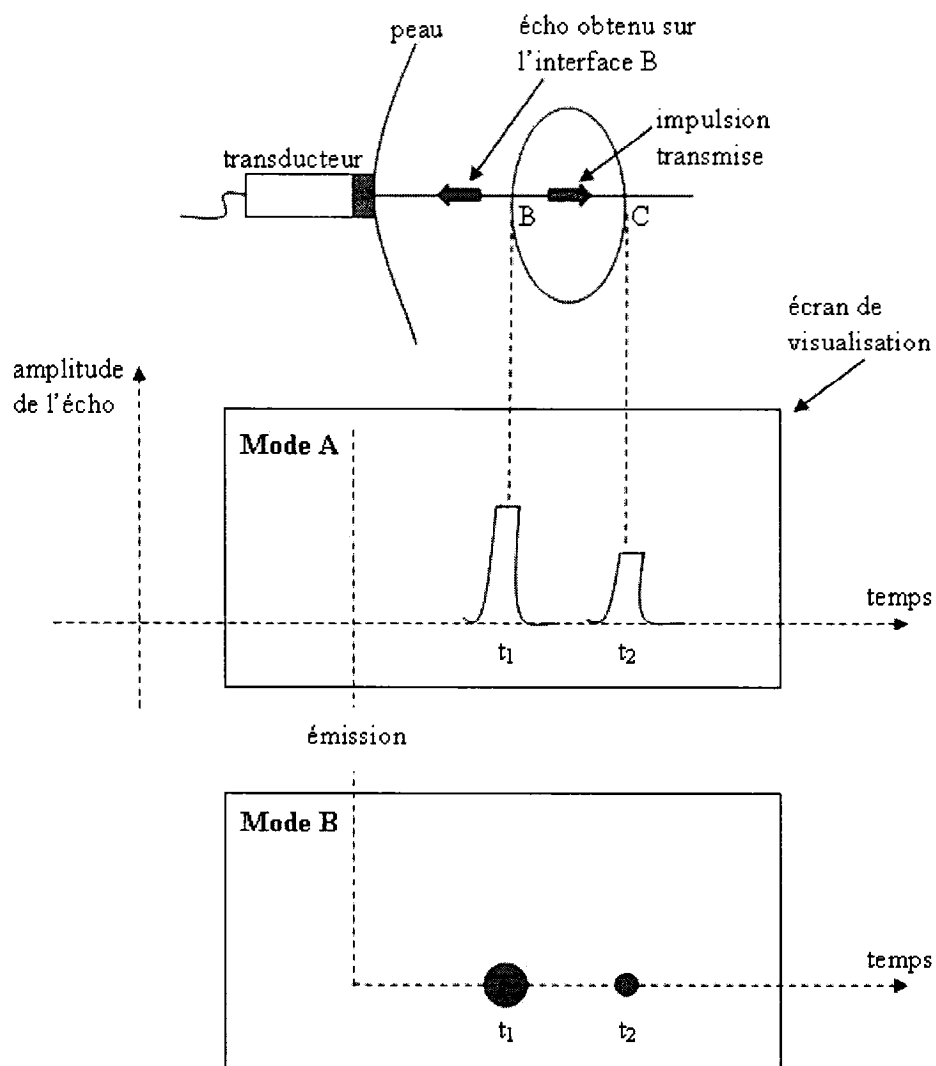


Figure 1.6 : Échographie Mode A et Mode B.

1.10.2 Échographie mode B (de brillance)

Dans ce mode d'exploration, les différents échos sont représentés en fonction du temps sous forme de points lumineux. Ces points sont plus brillants lorsque le coefficient de réflexion est plus grand (figure 1.6). Comme en mode A, les structures peuvent être localisées à partir de la mesure du temps entre l'émission et la réception.

Lorsqu'on déplace la sonde de façon à ce que le faisceau ultrasonore explore un plan, on peut obtenir une représentation des différentes structures échogènes sous forme de coupe: c'est l'échotomographie. Ceci suppose que sur l'écran de visualisation la droite où sont visualisés les échos se déplace de manière similaire au déplacement du faisceau ultrasonore. Il faut aussi que les échos précédents ne soient pas effacés de l'écran lors des déplacements du transducteur [6].

1.10.3 Échographie mode TM (temps/mouvement)

Il s'agit d'une échographie dérivée du mode B dans laquelle le transducteur est fixe tandis que le support d'enregistrement défile en fonction du temps. Une substance échogène immobile donnera une droite parallèle au sens du défilement du support. Les échos provenant d'interfaces en mouvement donneront des courbes représentant le mouvement des structures échogènes. Ce type d'écographie est couramment utilisé en cardiologie pour le diagnostic des anomalies des valvules cardiaques et pour l'étude de la cinétique ventriculaire [6].

1.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté un aperçu des bases physiques sur lesquelles repose l'imagerie ultrasonore. Aussi, il permet d'avoir une meilleure compréhension des différents paramètres qui influencent la conception des différentes parties d'un système échographique.

CHAPITRE 2

LES TECHNIQUES DE BALAYAGE

L'échographie est une modalité d'imagerie de plus en plus utilisée, car elle est peu coûteuse, non invasive et sécuritaire pour le patient. Elle permet d'acquérir des images en temps réel dans la plupart des tissus du corps humain. Cependant, l'échographie conventionnelle est limitée par une visualisation en 2D.

La visualisation tridimensionnelle (3D) est une technique qui s'étend progressivement à tous les domaines de l'imagerie médicale. Pour l'échographie, il est indispensable d'avoir quelques notions des techniques de balayage 3D.

Pour passer de une à deux dimensions, l'échographe mémorise une série de lignes de tir et affiche les résultats en mode B en respectant la position de chaque ligne. Pour obtenir la troisième dimension, l'approche est souvent similaire. En enregistrant une série d'images échographiques avec les positions correspondantes de la sonde il est possible de reconstruire des vues tridimensionnelles.

Ce chapitre présente un aperçu des différentes techniques de balayage 2D et 3D utilisées dans un système d'imagerie échographique.

2.1 Les techniques de balayage 2D

2.1.1 *Balayage mécanique sectoriel*

Dans ce type de balayage, le transducteur n'est plus déplacé à la main par l'opérateur, mais au moyen d'un moteur qui effectue un balayage à vitesse constante. L'image ainsi

obtenue est beaucoup plus homogène. Le mouvement du transducteur peut être réalisé de plusieurs façons [11]:

- Le transducteur oscille autour d'un point fixe (figure 2.1a);
- Une roue supporte plusieurs transducteurs qui sont excités séquentiellement lorsqu'ils entrent dans le cône d'exploration (figure 2.1b);
- Un miroir tournant dévie le faisceau ultrasonore d'un transducteur fixe (figure 2.1c);
- Le transducteur est fixé à un aimant et oscille sous l'effet d'impulsions électriques appliquées à un bobinage qui produit un champ magnétique. Le couplage entre ce champ et celui de l'aimant permanent produit le mouvement du transducteur (figure 2.1d);
- Des sondes mécaniques annulaires, constituées de transducteurs disposés en anneaux concentriques de diamètre variable, sont entraînées par un moteur dans un mouvement oscillant. Elles permettent d'avoir une zone de focalisation étendue (figure 2.1e).

2.1.2 Balayage électronique sectoriel

Cette méthode a été mise au point en 1968 (figure 2.2). La tête de mesure est constituée de plusieurs éléments piézoélectriques placés côte à côte. L'excitation par des impulsions en phase variable des divers éléments permet d'orienter le faisceau d'émission dans un angle de $\pm 45^\circ$ environ. La réception a lieu sur l'ensemble du capteur. Cette méthode de balayage permet la formation d'images à une cadence de 30 trames/s [11].

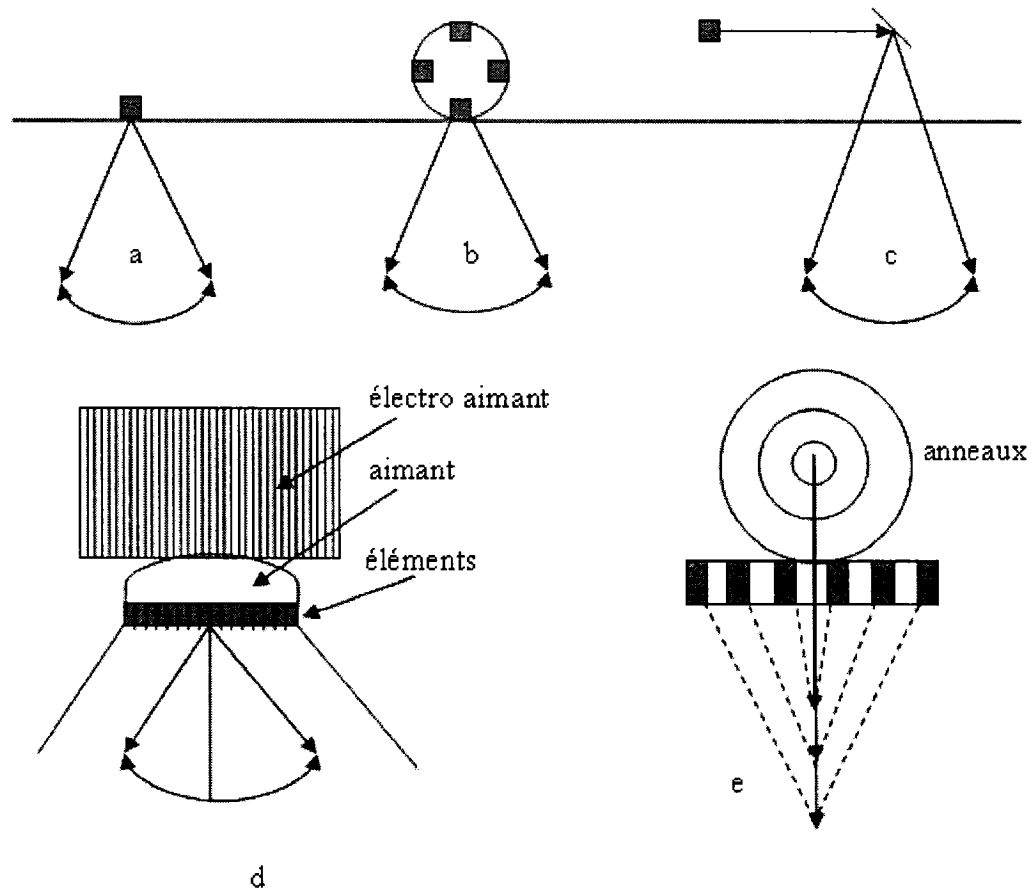


Figure 2.1 : Sondes ultrasoniques à balayage mécanique : (a) transducteur oscillant autour d'un point fixe, (b) roue supportant plusieurs transducteurs, (c) miroir tournant qui dévie le faisceau ultrasonore d'un transducteur fixe, (d) transducteur oscillant fixé à un aimant, (e) sondes mécaniques annulaires.

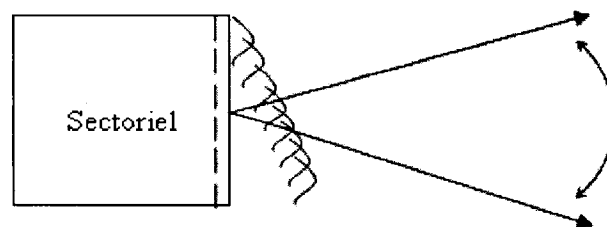


Figure 2.2 : Sondes ultrasoniques à balayage électronique sectoriel.

2.1.3 Balayage électronique linéaire

La sonde est constituée d'une centaine d'éléments piézoélectriques de petite dimension, placés côte à côte sur une longueur de 5 à 15 cm. L'ouverture à l'émission et à la réception est représentée par quelques éléments (12 à 24). Le balayage est réalisé par une translation de l'ouverture, élément par élément après chaque exploration d'une ligne du plan de coupe. La focalisation est assurée de manière mécanique perpendiculairement au plan de coupe et de manière électronique à l'émission et à la réception dans le plan de l'image [11].

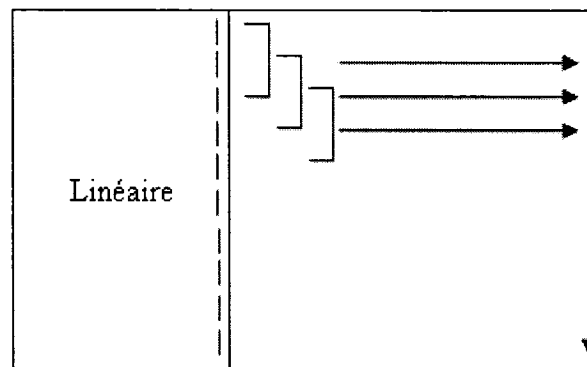


Figure 2.3 : Sondes ultrasoniques à balayage électronique linéaire.

2.2 Les techniques de balayage 3D

L'échographie 3D est une nouvelle technologie qui permet de compenser certains inconvénients de l'échographie 2D. Elle permet de visualiser l'anatomie en 3D ainsi que par des coupes 2D selon des orientations différentes et permet aussi d'effectuer des mesures du volume de certaines structures. Elle se divise en quatre étapes : Le transducteur et le balayeur, l'acquisition des données, la reconstruction et la visualisation. Chacun de ces étages influence les résultats finaux.

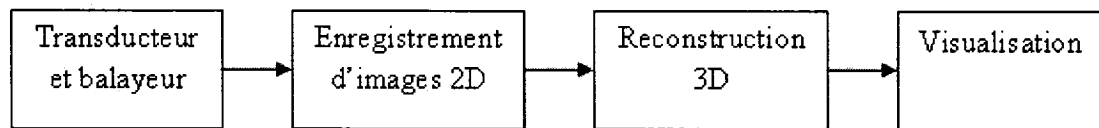


Figure 2.4: Les quatre étages formant un système d'échographique 3D.

Le module de balayage constitue l'un des composants les plus importants d'un système d'imagerie écho 3D. En effet, la flexibilité et la souplesse de la manipulation de la sonde échographique donne à cette modalité d'imagerie un intérêt certain par rapport aux autres systèmes d'imagerie plus lourds comme le scanner ou l'IRM : l'image apparaît en temps réel, directement centrée sur la lésion à observer.

Néanmoins cet avantage devient un défaut dans la perspective d'une reconstruction 3D, expliquant en partie le retard pris par l'échographie par rapport à d'autres techniques d'imagerie. Pour obtenir une reconstruction fiable de l'image 3D, l'acquisition des échos doit prendre en compte les coordonnées spatiales et l'orientation de la sonde. De même, pour éviter les artefacts dus à la respiration et à l'activité cardiaque, l'acquisition doit s'effectuer rapidement ou tenir compte de ces phénomènes en les intégrant dans les algorithmes de reconstruction d'images.

Les solutions d'acquisition d'échos proposées appartiennent à trois catégories [3] : acquisition libre, mécanisée et simultanée.

2.2.1 Acquisition libre

Dans l'acquisition libre, l'opérateur déplace la sonde librement dans l'espace pour balayer l'organe à explorer. Les images échographiques sont simultanément acquises pendant le balayage soit à une fréquence fixe ou à une fréquence synchronisée à un phénomène physiologique comme l'activité cardiaque.

L'avantage de cette technique repose sur la souplesse de la procédure qui permet de balayer des organes de toutes formes. La position spatiale exacte et l'orientation de la sonde pour chaque acquisition sont alors données par un capteur fixé à la sonde et transmettant les coordonnées du mouvement. Différentes approches ont été adoptées selon le type de contrôleur spatial utilisé.

Le capteur à bras articulé (figure 2.5): Ce système représente une extension de la technique qui était utilisée dans le passé pour créer une image écho 2D à partir d'une sonde mono- transducteur (mode A). Dans ce système, la sonde est fixée à un bras articulé muni d'un capteur de rotation à chaque articulation, qui permet de déterminer à tout instant la position spatiale de la sonde.

Le principal inconvénient de cette technique est que pour obtenir une précision acceptable, il est nécessaire de raccourcir les dimensions des bras ou de réduire le nombre d'articulations, ce qui réduit l'espace d'exploration et limite le champ de manipulation.

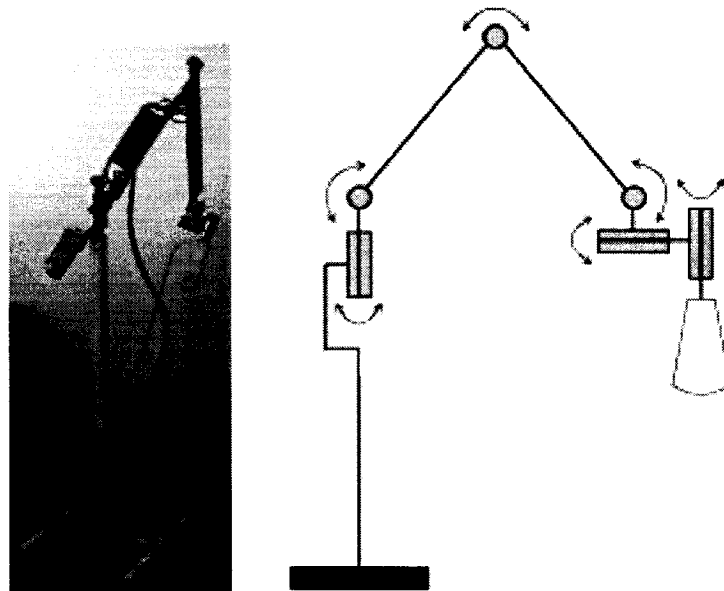


Figure 2.5: (a) photo du bras mécanique (b) schéma des mouvements possibles des articulations. (tirée de [10]).

Le capteur à champ électromagnétique (figure 2.6a): Celui-ci utilise un émetteur placé à proximité du patient qui génère un champ électromagnétique variable en fonction de l'espace, et un récepteur miniature qui peut se coupler à la sonde. Le récepteur comprend trois bobines orthogonales qui permettent de donner à tout instant la position et l'orientation dans l'espace du capteur. Ce système permet d'atteindre des précisions très importantes pour les mesures de position (0,1 mm, 0,15 degré) ainsi qu'une fréquence d'actualisation de la position supérieure à 30 Hz ce qui rend son utilisation souple.

L'utilisation de ce système exige que l'on minimise les interférences électromagnétiques dans le milieu avoisinant. Ceci peut être fait en approchant le récepteur du transmetteur et en évitant la présence d'objets métalliques qui risqueraient de déformer le champ magnétique et d'affecter les mesures.

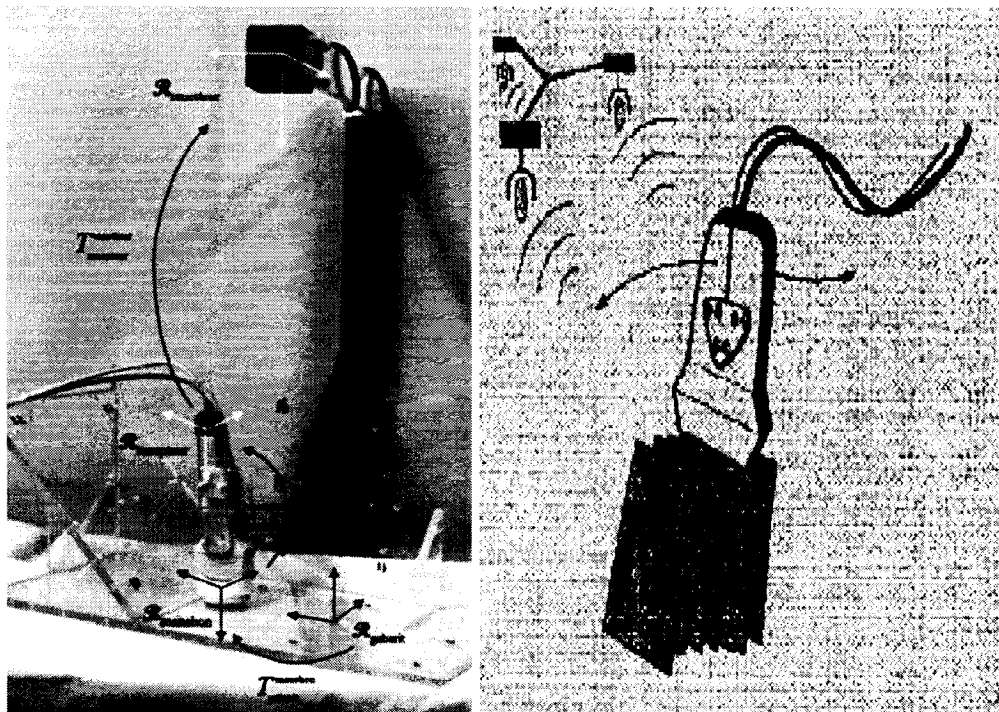


Figure 2.6 : (a) photo d'un capteur électromagnétique (b) schéma d'un capteur d'ultrasons. (tirée de [10]).

Le capteur à ultrasons (figure 2.6b): Ce système est basé sur l'utilisation d'un émetteur d'ondes ultrasonores placé sur la sonde émettant des ondes dans tout l'espace. Ces ondes sont captées par un ensemble de microphones placés face à la sonde. La mesure du temps de course des ondes ultrasonores à partir de l'émetteur jusqu'aux récepteurs permet, sous l'hypothèse d'un milieu de propagation isotrope, de calculer la position spatiale de la sonde.

Pour que ce capteur fonctionne correctement, il est indispensable d'assurer un espace dégagé de tout obstacle entre l'émetteur et les récepteurs. De même, ce système nécessite avant chaque utilisation une étape de calibration qui permet de corriger les variations des paramètres physiques pouvant affecter la vitesse de propagation des ultrasons (température, humidité, altitude...)

Le capteur à rayons infrarouges : Son principe est semblable à celui du capteur à ultrasons décrit ci-dessus. L'émetteur d'ultrasons est remplacé par un émetteur de rayons infrarouges et les microphones sont remplacés par des capteurs photoélectriques sensibles à l'infrarouge.

Ce type de capteur constitue une amélioration par rapport au système à ultrasons du fait qu'il permet de s'affranchir de la procédure de calibration. Cependant, il est relativement coûteux puisqu'il nécessite une électronique plus sophistiquée et reste sensible aux obstacles entre l'émetteur et le récepteur.

Le tableau 2.1 résume les caractéristiques des principaux systèmes utilisés pour repérer la position de la sonde. Le repérage optique semble être la solution préférable. Elle n'est cependant que très peu utilisée surtout en raison du coût des appareils et de l'encombrement des caméras. Actuellement, beaucoup de systèmes d'échographie utilisent le repérage électromagnétique qui allie des dimensions réduites, une bonne précision et un coût acceptable.

Tableau 2-1 Caractéristiques des systèmes utilisés pour repérer la position de la sonde.

Système	Latence	Vitesse de mise à jour	Sensibilité aux interférences	Précision	Espace de travail	Encombrement
Bras mécanique	++	++	++	++	--	-
Acoustique	-	-	--	+	+	-
Optique	++	++	++	++	++	-
Électromagnétique	+	+	--	+	++	++

2.2.2 Acquisition mécanisée

Pour balayer l'espace d'intérêt, un système de balayage mécanique ou assisté peut être utilisé. Ces techniques peuvent être directement intégrées dans la sonde, nécessitant alors des équipements ultrasonores particuliers. Ils permettent d'effectuer un balayage très régulier de l'espace mais avec une liberté de déplacement légèrement moindre par rapport aux systèmes d'acquisition libre.

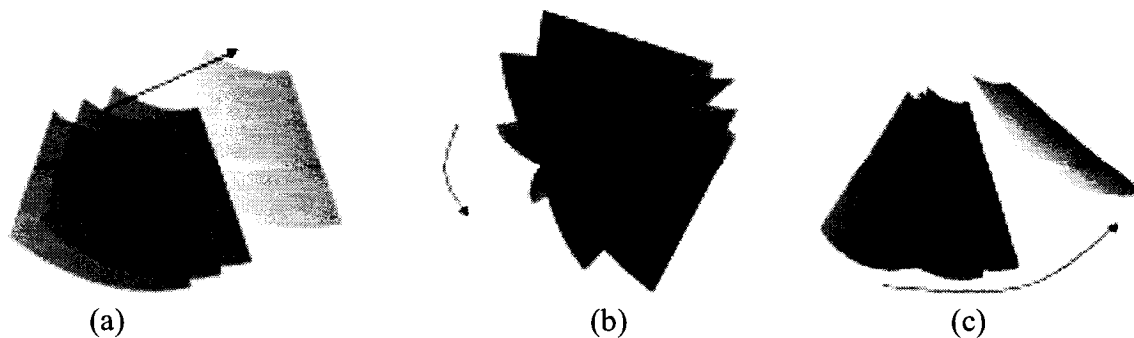


Figure 2.7 : Les différents systèmes d'acquisition mécanisée. (tirée de [10]).

Plusieurs constructeurs ont développé des sondes motorisées qui permettent ce genre de balayage. Ces sondes utilisent un dispositif mécanique, comprenant généralement un moteur, permettant d'effectuer des translations ou des rotations du mécanisme d'imagerie de la sonde.

Le balayage linéaire (figure 2.7a): Dans ces systèmes, le transducteur ultrasonore de la sonde est monté sur un mécanisme de balayage motorisé qui permet un déplacement linéaire et régulier de la sonde et donc la formation de plans de coupe parallèles. Ce système permet une reconstruction rapide et simple de l'image 3 D grâce à la régularité du balayage et à son uniformité.

Toutefois, ces sondes sont en général assez volumineuses, ce qui peut limiter leur champ d'utilisation à des zones bien spécifiques du corps, comme l'abdomen. D'autre part, la linéarité de la trajectoire de ces sondes et l'uniformité de sa pression sur toute la trajectoire ne permettent pas son application sur des structures à longue courbure ou nécessitant une pression variable pendant le balayage.

Le balayage en rotation (figure 2.7b): Ce système de balayage est une extension du système angulaire. Dans ce système, la sonde effectue une demi-rotation de 180° autour de son axe, ce qui permet de balayer un espace en forme d'un cône dont le sommet est issu de la sonde.

Le système de reconstruction de l'image 3D subit les mêmes contraintes de redistribution des pixels et de variation de résolution axiale. D'autre part, l'organe à explorer doit rester parfaitement immobile pendant le balayage pour éviter toute discontinuité entre les plans extrêmes de balayage (les positions 0° et 180°). Ce type de systèmes est généralement adapté aux sondes endo-vaginales ou trans-oesophagiennes.

Le balayage angulaire (figure 2.7c): Dans ce système, le transducteur effectue une rotation autour de son axe durant laquelle le système d'acquisition acquiert un éventail

d'images. Ce système a l'avantage d'offrir une géométrie réduite tout en permettant un balayage régulier et contrôlé.

Toutefois, la reconstruction des images 3D issue de ces systèmes nécessite une redistribution des pixels des images 2D dans l'espace du fait que ces images ne sont pas parallèles entre elles. D'autre part, la résolution axiale de l'image 3D reconstruite est fonction de la distance par rapport à la sonde. Elle est plus fine à proximité de la sonde où il y a une grande concentration de pixels, et se dégrade en s'éloignant de la sonde.

Le balayage robotisé : Ce système allie la souplesse des systèmes à acquisition libre à la régularité des systèmes mécanisés. La sonde se trouve fixée à un bras robotisé assisté par ordinateur. Le bras effectue un balayage contrôlé sur une trajectoire préalablement définie.

La définition de la trajectoire de la sonde s'effectue par l'opérateur pendant une phase d'apprentissage, celui-ci déplace le système bras sonde librement à la main et définit dans l'espace des points de passages. Le bras effectue ensuite sa trajectoire en reliant par interpolation les points de passages. Aussi, ce système permet de contrôler la pression entre la sonde et la peau ainsi que d'effectuer plusieurs acquisitions en un même endroit ce qui permet d'étudier des phénomènes spatio-temporels comme des événements liés à l'activité cardiaque.

Les inconvénients de ce système sont principalement le coût élevé et la lourdeur de la procédure, ne le réservant en fait, pour le moment, qu'à des procédures de validation ou d'expérimentation. De même, pour éviter les artefacts de mouvement, le patient doit rester immobile pendant toute la phase de balayage qui est relativement longue (2 à 3 minutes).

2.2.3 *Acquisition simultanée*

D'autres systèmes en développement utilisent des sondes plus complexes puisqu'elles comportent sous le même habillage des séries de lignes de tir permettant la création simultanée de plusieurs images 2D, parallèles ou perpendiculaires. Peu de ces systèmes ont été publiés. L'un d'entre eux concerne exclusivement l'échocardiographie. L'intérêt semble être la qualité des images acquises de systèmes dynamiques rapides (cœur). Par contre, on est limité par le nombre de plans créés simultanément en temps réel et le nombre d'informations traitées étant directement lié à la résolution.

2.2.4 *Balayeur basé sur la technologie MEMS*

L'utilisation de balayeurs basés sur la technologie MEMS a commencé par une table sur laquelle était fixé un élément piézoélectrique. Cette table était mue par un actionneur capacitif linéaire miniaturisé afin de produire un balayage sectoriel [15]. L'actionneur consistait en une matrice intégrée constituée d'un réseau de quelques centaines de milliers de plaques parallèles de polyimide métallisé (figure 2.8). Ces plaques forment des capacités flexibles et déformables ce qui mène à une contraction suite à une application d'une différence de potentielle à ses bornes. Ces plaques contractées, qui sont attachées à la table d'une part et à un support d'autre part, vont tirer la table et effectuer un balayage sectoriel. La position de la table portant le transducteur change en fonction de la tension électrique appliquée. En éliminant la tension, les barres de torsion retournent la table à sa position initiale.

Ce balayeur souffre de plusieurs inconvénients. En premier lieu, il offre un seul degré de liberté c'est à dire le balayage est limité au plan de l'image. En deuxième lieu, le procédé de fabrication n'est pas standard et requiert la fabrication de centaines de milliers de plaques ce qui entraîne le rejet de l'actionneur en cas de défauts de fabrication affectant un certain nombre de plaques. Pour ces raisons, nous proposons un nouveau balayeur fabriqué selon le procédé standard PolyMUMPs [7] qui est actionné par quatre électrodes. Le principe de fonctionnement, le modèle analytique et numérique et les

étapes de fabrication du balayeur proposé sont présentés dans les deux prochains chapitres.

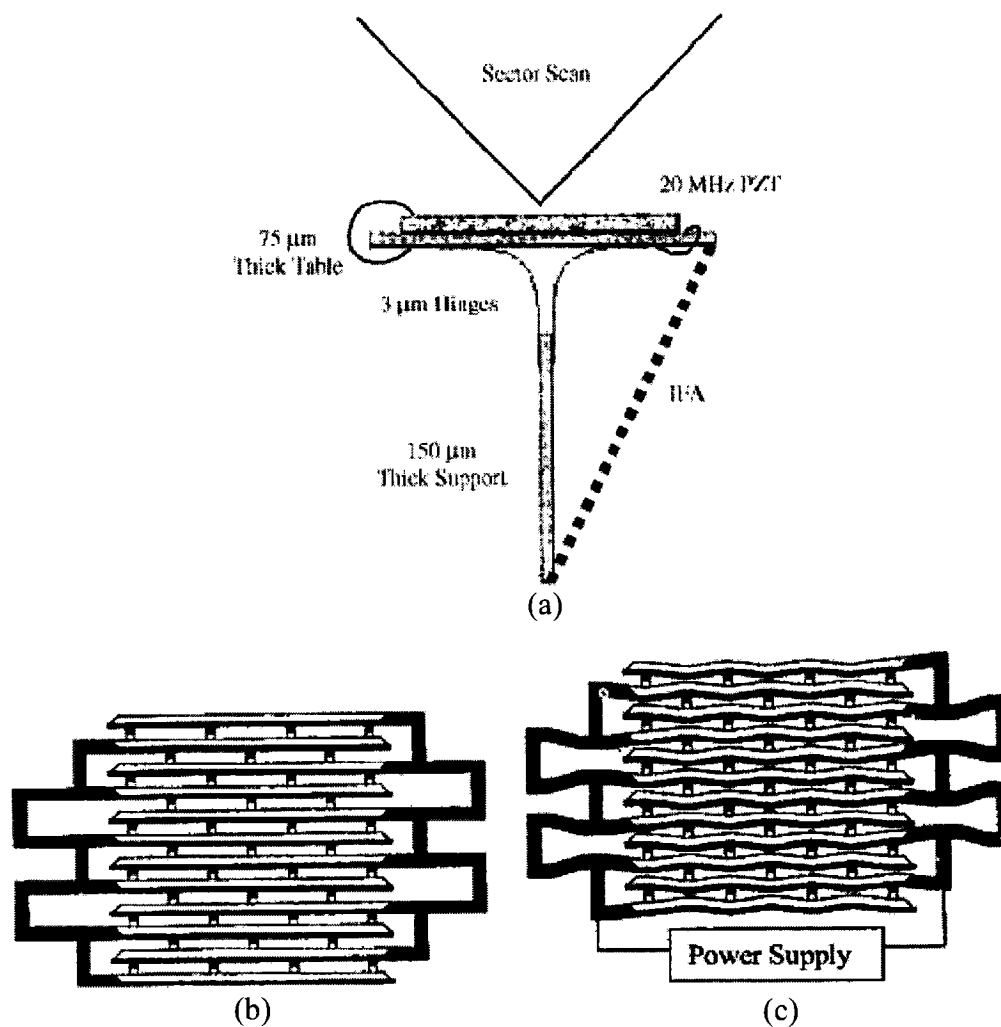


Figure 2.8 : (a) balayeur basé sur la technologie MEMS, (b) actionneur formé d'un réseau de plaques parallèles, (c) plaques parallèles déformées suite à l'application d'une tension électrique à ses bornes. (tirée de [15]).

2.3 Reconstruction

La reconstruction désigne l'ensemble des opérations mathématiques qui permettent de produire l'image 3D à partir d'un ensemble d'images 2D acquises pendant le balayage. La reconstruction peut être effectuée soit avant ou après la segmentation des images. La segmentation désigne l'opération de division de chaque image en différentes zones anatomiquement ou physiologiquement distinctes. Quand la segmentation a lieu avant la reconstruction de l'image 3D (par délimitation des contours des sections dans chaque image 2D) la reconstruction peut être effectuée directement en reliant les contours 2D dans l'espace comme le montre la figure 2.9. Cette méthode permet de réduire la taille de la mémoire nécessaire pour sauvegarder l'objet 3D.



Figure 2.9 : Représentation tridimensionnelle à partir de sections transversales d'une artère. (tirée de [5]).

La reconstruction de l'image 3D à partir des images 2D est une étape plus ou moins complexe selon le type de balayage utilisé. En général, cette étape nécessite la

redistribution des pixels des images 2D dans ce qui est appelé voxels (éléments de volume) de l'image 3D. Cette redistribution utilise les informations spatiales associées à chaque image.

Pour que tous les voxels de l'image 3D soient attribués, il faut que le nombre de plans acquis par unité d'espace de balayage (par exemple, pour chaque cm) soit supérieur ou égal au nombre de points par unité d'espace dans les images 2D. Ceci établit une relation entre l'échelle des images 2D (le zoom utilisé), la vitesse de balayage et la fréquence d'acquisition des images 2D.

Si cette règle n'est pas respectée, des zones «vides» d'information apparaîtront dans le volume 3D correspondant à des régions non balayées de l'espace. Le remplissage de cette zone nécessiterait alors d'avoir recours à des techniques relativement complexes d'interpolation 3D. Les matrices 3D reconstruites peuvent être assez volumineuses (de l'ordre de quelques dizaines de méga-octets), l'utilisation d'un dispositif de stockage de masse adéquat, associé au système d'imagerie, devient alors obligatoire.

2.4 Affichage

L'exploitation graphique des informations tridimensionnelles constitue une étape importante dans un système d'imagerie 3D. La convivialité et la simplicité sont des qualités clés pour un système d'affichage réussi.

Les techniques d'exploration graphique des images 3D sont : la visualisation multi plans ou le rendu volumique. Le choix de l'utilisation de l'une ou de l'autre technique est guidé par l'application clinique.

2.4.1 *Visualisation multi plans :*

La visualisation multi plans (ou multiplanaire) s'applique au volume 3D reconstruit à partir des images 2D. Elle nécessite que toute l'information 3D soit présente en mémoire. L'utilisateur définit grâce à une interface informatique, des plans de coupe qui interceptent le volume. Les projections de l'image 3D sur ces plans de coupe sont alors affichées à l'écran.

En général un module de visualisation multiplanaire est constitué de trois plans orthogonaux qui peuvent être déplacés sur l'écran par la souris informatique ou à l'aide d'un « trackball ». Une représentation symbolique de la position du ou des plans de coupe visualisés est associée aux images recréées afin d'aider à leur positionnement. Les projections de l'image 3D sur les trois plans sont calculées en temps réel et affichées sur trois régions de l'écran.

Ce mode de visualisation permet la création et la visualisation de plans de coupe inaccessibles directement par la sonde et d'accéder à une imagerie révélant de nouveaux aspects aussi bien morphologiques qu'artéfactuels (par exemple image frontale d'un cône d'ombre en aval d'une plaque calcifiée).

2.4.2 *Rendu volumique*

L'opération de formation d'une image tridimensionnelle sur l'écran qui représente une partie ou tout l'organe exploré est connue par le rendu volumique. Il existe différentes techniques pour créer une image 3D, parmi lesquelles nous citerons le rendu par transparence, le rendu surfacique et le rendu couleur.

Le rendu par transparence : dans ce mode, on attribue des propriétés de transparence aux voxels de l'image 3D. L'image formée est construite en appliquant des règles d'optique et d'ombrage qui prennent en compte l'angle de vue de l'opérateur par rapport à l'objet ainsi que les propriétés de transparence données. Cette technique est surtout

utilisée pour afficher des structures hyper-échogènes noyées dans des structures moins échogènes, comme les structures osseuses.

Le rendu surfacique : Ce mode nécessite la segmentation de l'image 3D pour extraire l'organe d'intérêt de son environnement. Des techniques de segmentation plus ou moins sophistiquées allant d'un simple seuillage à des techniques de détection automatique de contours peuvent être utilisées pour obtenir cette segmentation.

L'organe dégagé est ensuite affiché en utilisant des techniques de rendu de surface qui permettent d'habiller la surface par un modèle d'éclairage et d'ombrage qui prend en compte l'angle de vue de l'utilisateur, des propriétés optiques de la surface de l'objet et les propriétés géométriques et optiques d'une source d'éclairage virtuelle qui illumine l'objet.

Ce mode d'affichage permet principalement d'accéder à des informations morphologiques de l'organe exploré, il peut être utilisé aussi bien en obstétrique qu'en vasculaire.

Le rendu couleur : Ce mode de rendu est applicable sur des images 3D reconstruites à partir d'images 2D Doppler (puissance ou couleur). Ce mode permet de représenter des luminogrammes aussi bien des gros vaisseaux que des arborescences vasculaires. La technique de reconstruction de l'image 3D est semblable à celle utilisée pour le rendu surfacique.

2.5 La technique de balayage proposée

Les systèmes de balayage décrits jusqu'ici répondent aux besoins actuels mais aucun des transducteurs ne peut être miniaturisé pour permettre une intégration, sur une seule puce, avec les autres composants d'un système échographique. Le développement d'un balayeur micro électromécanique, de type micro plateforme à deux degrés de liberté, permet d'atteindre l'intégration souhaitée. C'est donc dans cette optique que la

conception et la simulation analytique et numérique et la fabrication d'une micro plateforme ont été réalisées dans le cadre de ce projet.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté une revue de la littérature portant sur les principales techniques de balayage des systèmes ultrasonores. Nous avons souligné les avantages et les inconvénients de chaque technique. On s'est basé sur ces informations afin de proposer une nouvelle méthode de balayage.

Dans les prochains chapitres, nous allons présenter la nouvelle technique de balayage, le principe de fonctionnement, la conception, les simulations, la fabrication et l'assemblage du balayeur proposé.

CHAPITRE 3

MODÈLES ANALYTIQUE ET NUMÉRIQUE

Nous présentons dans ce chapitre un nouveau type de balayeur pour systèmes d'échographie basé sur la technologie MEMS. Les modèles analytiques et numériques du balayeur ainsi que sa caractérisation sont décrits en détail.

Les microsystèmes électromécaniques se définissent comme des systèmes miniaturisés incorporant des capteurs, des actionneurs et des dispositifs de traitement de l'information. Leurs dimensions sont comprises entre quelques micromètres et quelques millimètres. C'est aux États-unis et au Japon que l'on attribue les premières réalisations dans ce domaine au début des années 1980. A cette époque, les Japonais et les Européens partent de dispositifs mécaniques dont ils réduisent les dimensions. Les Américains pour leur part utilisent les technologies issues de la microélectronique silicium pour fabriquer des dispositifs électromécaniques miniaturisés. Les termes *micromachines* ou *mechatronics* apparaissent au Japon, *microsystèmes* en Europe alors qu'aux États-unis on parle de *MEMS (Micro Electro Mechanical Systems)*.

La multidisciplinarité est une caractéristique forte des activités de développement des microsystèmes. De nos jours, la quasi-totalité des disciplines scientifiques ou techniques est impliquée: électronique, mécanique, science des matériaux, robotique, optique, optoélectronique, télécommunication, thermique, fluidique, chimie, médecine et biologie.

L'intérêt grandissant pour les microsystèmes réside dans le fait qu'au-delà de la diminution des tailles et des coûts de fabrication des dispositifs, la miniaturisation permet de multiplier les fonctionnalités intégrées aux systèmes et de répondre à de nouveaux besoins. Les micro technologies employées pour la fabrication des microsystèmes sont, pour des raisons historiques et économiques, basées sur les technologies bien éprouvées

de fabrication des circuits microélectroniques. Le silicium demeure un matériau de choix pour la plupart des applications de MEMS. Il possède en effet d'excellentes qualités mécaniques et une compatibilité naturelle pour l'intégration de fonctions électroniques. Pour l'année 2001, le marché mondial des microsystèmes est évalué à environ 30 milliards de dollars avec une croissance de 30 % par an. Près des deux tiers de ce marché sont constitués par les têtes d'impression à jet d'encre et les têtes de lecture de disques durs. Le reste du marché concerne principalement les capteurs de pression pour l'automobile et le médical, les accéléromètres des coussins gonflables de voitures et les systèmes de projection vidéo à micro miroirs.

La majorité des microsystèmes utilisent l'actionnement électrostatique à cause de sa simplicité d'utilisation, et sa consommation (théoriquement) nulle en régime statique. En effet, lorsqu'on applique une tension entre deux électrodes, celles-ci se trouvent sous une influence capacitive occasionnant une attraction électrostatique. Dans les champs électrostatiques, les charges de signes opposées apparaissent et disparaissent rapidement, ce qui permet d'obtenir des cycles de fonctionnement très courts. Cette force électrostatique a tendance à rapprocher les deux électrodes. Donc, en fixant une électrode et en gardant la deuxième mobile, on peut avoir un déplacement de l'électrode mobile vers celle qui est fixe (Figure 3.1). La force électrostatique, F_{elec} , générée est inversement proportionnelle à la distance séparant les électrodes telle qu'indiquée par l'équation (3.1). Ce qui requiert, pour éviter l'emploi de tensions d'actionnement trop importantes, l'utilisation de faibles distances de séparation.

$$F_{elec} = -\left(\frac{\epsilon A V^2}{2g_0}\right) \quad (3.1)$$

ϵ : Permittivité

A : Surface de l'électrode

V : Tension appliquée

g_0 : Distance séparant les électrodes

Lorsque la tension est suffisamment importante (tension d'effondrement), la force d'attraction l'emporte sur la force de rappel de la structure. On se trouve, à ce moment, dans un état instable où l'espace entre les électrodes n'est plus contrôlable statiquement. Les électrodes viennent, à ce moment, en contact.

Pour cela, la tension maximale que l'on peut appliquer pour actionner un tel système devrait être plus petite que celle d'effondrement.

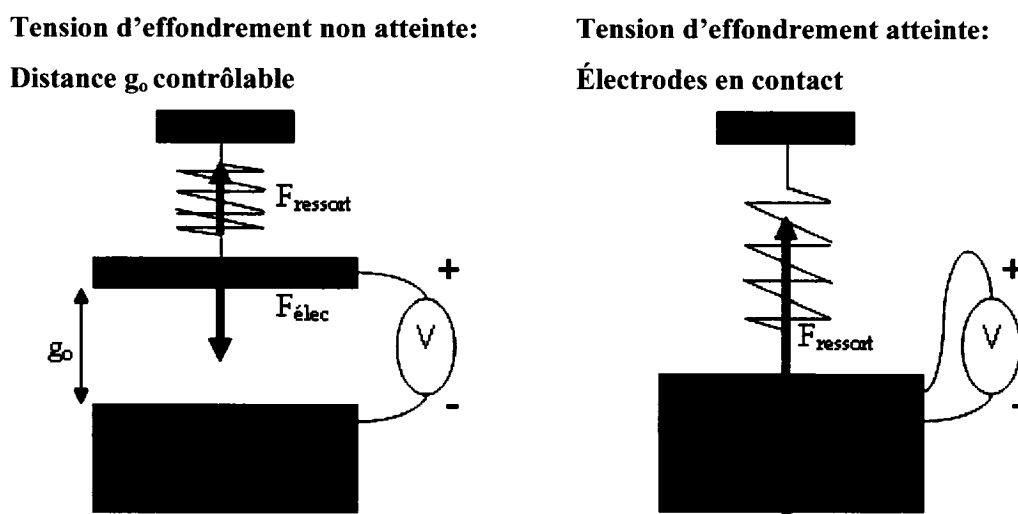


Figure 3-1 : Schéma de fonctionnement d'un actionneur électrostatique à plaques parallèles.

3.1 Technique de balayage proposée

Le balayeur proposé consiste en une plateforme rectangulaire actionnée électrostatiquement à l'aide de deux électrodes qui ont la forme d'un trapèze. Cette plateforme est attachée à une armature actionnée à l'aide de deux autres électrodes rectangulaires (figure 3.2).

Les mouvements de la plateforme et du support de l'actionneur proposé sont assurés par la force électrostatique, décrite ci-dessus, résultant de l'application d'une différence de

potentiel entre la plateforme ou le support et les électrodes situées au dessous. La figure 3.2 montre les mouvements de rotation possibles selon deux axes orthogonaux. La figure 3.3 indique les dimensions utilisées lors de la conception du microsysteme.

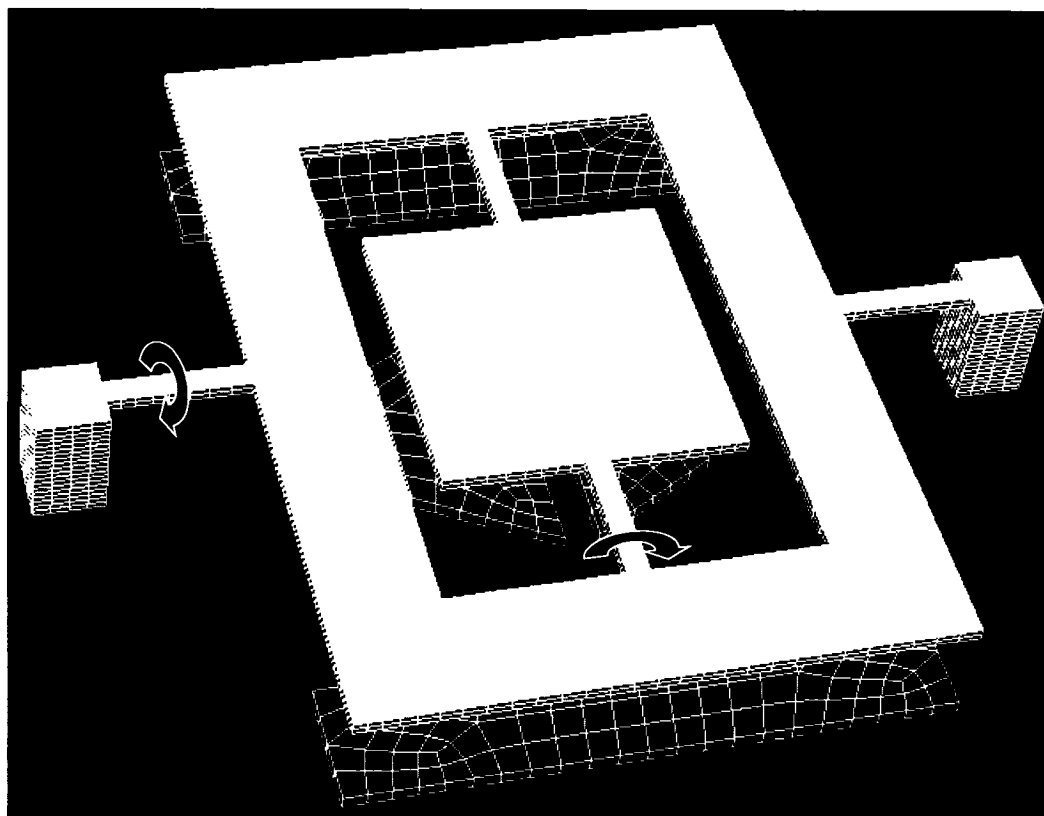


Figure 3-2 : Balayeur micro électromécanique proposé.

L'élément piézoélectrique servant de transducteur d'ultrasons est fixé sur la plateforme. D'une part, en actionnant cette dernière on peut acquérir plusieurs plans qui seront utilisés pour la reconstruction d'une image 3D. D'autre part, en actionnant le support on peut augmenter le champ de balayage de l'élément piézoélectrique dans le plan de l'image. Enfin, en actionnant les deux structures en même temps, on peut avoir de nouvelles orientations de l'élément piézoélectrique ce qui nous permet d'accéder à des nouveaux plans non accessibles par les techniques de balayage conventionnelles décrites dans le chapitre précédent.

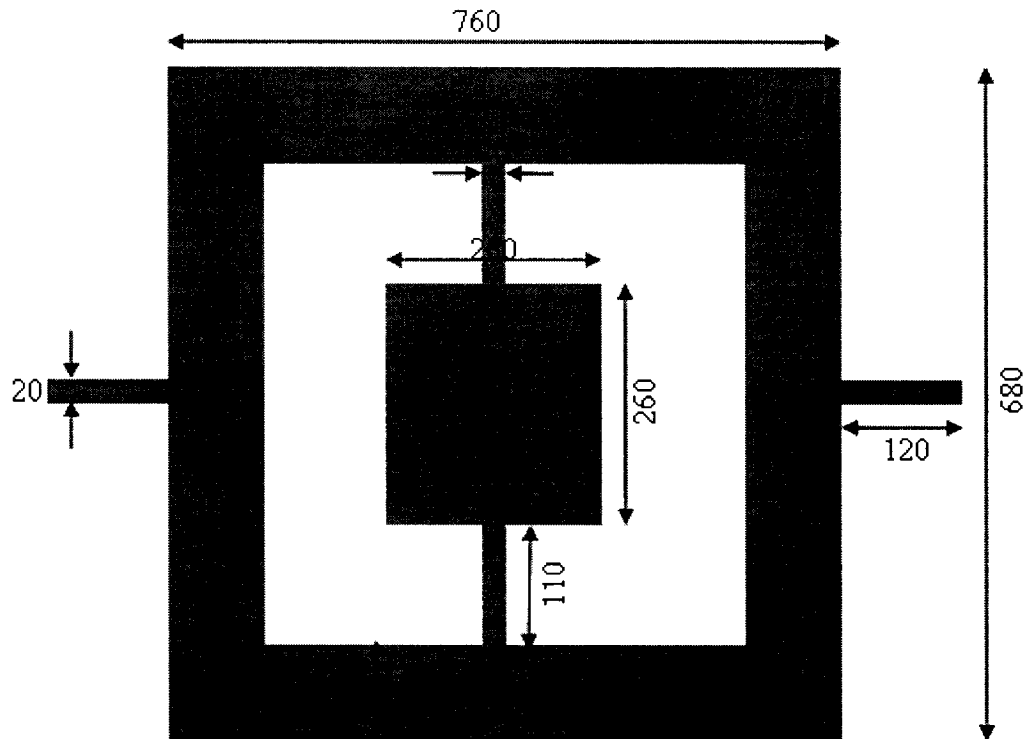


Figure 3-3 : Dimensions du balayeur (unités en micromètres).

3.2 Modèle analytique du balayeur

Pour faire bouger une plateforme, il faut appliquer une différence de potentiel entre la couche constituant la plateforme et celle de l'électrode. Par effet capacitif il va se créer une force qui tendra à rapprocher les deux plaques. Étant donné que l'électrode est fixée au substrat c'est la plateforme qui va bouger. Son mouvement est limité par la raideur des barres de torsion qui agissent comme des ressorts essayant de maintenir la plateforme dans sa position de repos. La position de la plateforme résultera donc des actions opposées de la force électrostatique et de la force de rappel des ressorts. L'équilibre étant évidemment atteint lorsque ces deux forces sont égales. La plateforme est attachée à deux barres de torsion qui à leurs tours sont attachées au support. Ces barres de torsion agissent

comme des ressorts en contrant la force électrostatique. Donc, l'analyse du balayeur peut être simplifiée à celle d'une masse suspendue entre deux ressorts.

L'objectif du modèle est de trouver une relation entre la différence de potentiel appliquée entre la plateforme/support et les électrodes en dessous et l'angle de rotation de la plateforme/support. On peut arriver à cette relation à l'équilibre où le moment électrostatique qui fait tourner la plateforme est égal au moment mécanique des barres de torsion qui fait retourner la plateforme à la position initiale. Le modèle développé suppose une déformation locale uniquement au niveau des axes de torsion. La figure 3.4 montre les différents paramètres utilisés dans ce modèle.

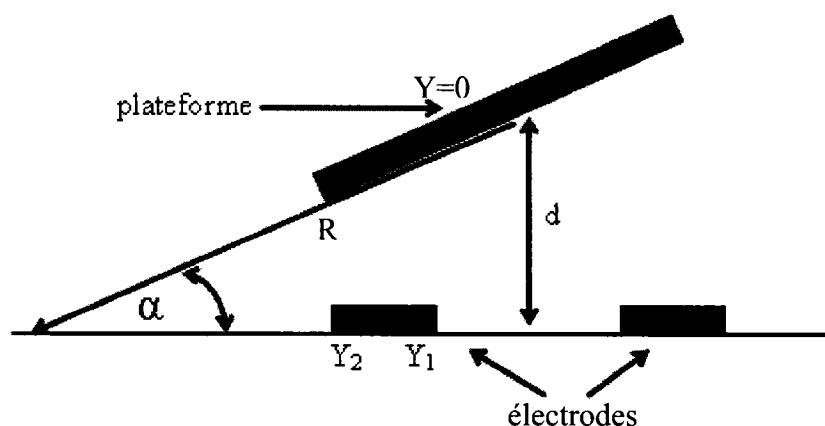


Figure 3-4 : Schéma de rotation de la plateforme utilisé pour le calcul analytique du moment électrostatique.

La micro plateforme et son support ont été modélisés comme des plateformes de torsion ayant des angles de rotation, α et β , indépendants. Pour trouver une relation entre la tension électrique appliquée et l'angle de rotation de la plateforme/support, le calcul du moment électrostatique qui fait tourner la plateforme a été modélisé en s'inspirant de l'analyse présentée par Toshiyoshi et Fujita [4].

Le moment électrostatique, T_e , peut être calculé en intégrant la pression électrostatique, P , sur la surface de la plateforme :

$$P = \varepsilon \frac{E^2}{2} \quad (3.2)$$

où E est le champ électrique qui peut s'exprimer comme :

$$E(y) = \frac{V}{a(y)} = \frac{V}{\left(\frac{d}{\sin \alpha} - y\right)\alpha} \quad (3.3)$$

et V est la tension électrique d'actionnement et d est l'espacement initial entre la plateforme et les électrodes. La longueur d'arc sous la plateforme, a , à une distance y est :

$$a(y) = (R - y)\alpha = \left(\frac{d}{\sin \alpha} - y\right)\alpha \quad (3.4)$$

L'intégrale de la pression électrostatique sur la surface de la plateforme commune avec les électrodes d'actionnement situées en dessous (figure 3.5) est :

$$\begin{aligned} \int_{y_1}^{y_2} PW(y)dy &= \frac{\varepsilon}{2} \int_{y_1}^{y_2} E^2 \left[2 \frac{x_1}{y_2} y + (x_2 - x_1) \right] dy = T_e \\ &= \frac{\varepsilon V^2}{2\alpha^2} \int_{y_1}^{y_2} \frac{1}{\left(\frac{d}{\sin \alpha} - y\right)^2} \left[2 \frac{x_1}{y_2} y + (x_2 - x_1) \right] dy \\ &= \frac{\varepsilon V^2}{2\alpha^2} \left\{ 2 \frac{x_1}{y_2} \int_{y_1}^{y_2} \frac{1}{\left(\frac{d}{\sin \alpha} - y\right)^2} \left(y - \frac{d}{\sin \alpha}\right) dy + \left(2 \frac{x_1}{y_2} \frac{d}{\sin \alpha} + x_2 - x_1\right) \int_{y_1}^{y_2} \frac{1}{\left(\frac{d}{\sin \alpha} - y\right)^2} dy \right\} \end{aligned} \quad (3.5)$$

où ε est la constante diélectrique du vide ($8.85 \cdot 10^{-12}$ F/m), V est la différence de potentiel appliquée entre la plateforme et l'électrode de dessous, $W(y)$ est la largeur de la surface de la plateforme commune avec les électrodes (la force électrostatique agit dans la surface comprise entre y_1 et y_2).

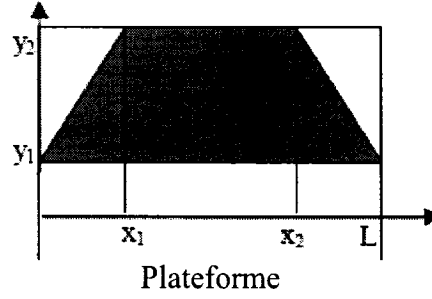


Figure 3-5 : Schéma de la surface commune entre la plateforme et l'électrode où la force électrostatique agit.

Après l'intégration de la pression électrostatique sur la largeur $W(y)$, le moment électrostatique total, T_e , dû à la tension appliquée serait :

$$T_e = \frac{\varepsilon \lambda V^2}{\alpha^2} \quad (3.6)$$

où la constante λ est donnée par :

$$\lambda = \frac{x_1}{y_2} \left[\ln \left(\frac{y_2 \sin \alpha - d}{y_1 \sin \alpha - d} \right) + \frac{d}{d - y_2 \sin \alpha} - \frac{d}{d - y_1 \sin \alpha} \right] + \left(\frac{x_2 - x_1}{2} \right) \left(\frac{\sin \alpha}{d - y_2 \sin \alpha} - \frac{\sin \alpha}{d - y_1 \sin \alpha} \right) \quad (3.7)$$

Le moment mécanique, moment de rappel, qui fait retourner la plateforme à sa position initiale peut être approximé par l'équation (3.8) [4] :

$$T_m = 2 \left[\frac{Gwt^3 \alpha}{3l} \gamma \right] \quad (3.8)$$

où la constante γ est donnée par :

$$\gamma = \left(1 - \frac{192}{\pi^5} \frac{t}{w} \tanh \frac{\pi w}{2t} \right) \quad (3.9)$$

et G est le module d'élasticité du polysilicium (73GPa) et w , l et t sont, respectivement, la largeur, la longueur et l'épaisseur de la barre de torsion. Le facteur 2 dans l'équation 3.8 reflète la présence des deux barres de torsion. À l'équilibre, on peut arriver à la relation qui relie la tension appliquée à l'angle de rotation de la plateforme en égalisant les moments électrostatique et mécanique ($T_e = T_m$) donnés par les équations (3.6) et (3.8), on obtient l'égalité suivante :

$$V^2 = \frac{2Gwt^3\gamma}{3l\epsilon\lambda}\alpha^3 \quad (3.10)$$

La figure 3.6 montre la déflexion en degrés de la plateforme en fonction de la tension appliquée en volts. La valeur de la tension d'effondrement de la plateforme correspondant au point d'inflexion de la courbe.

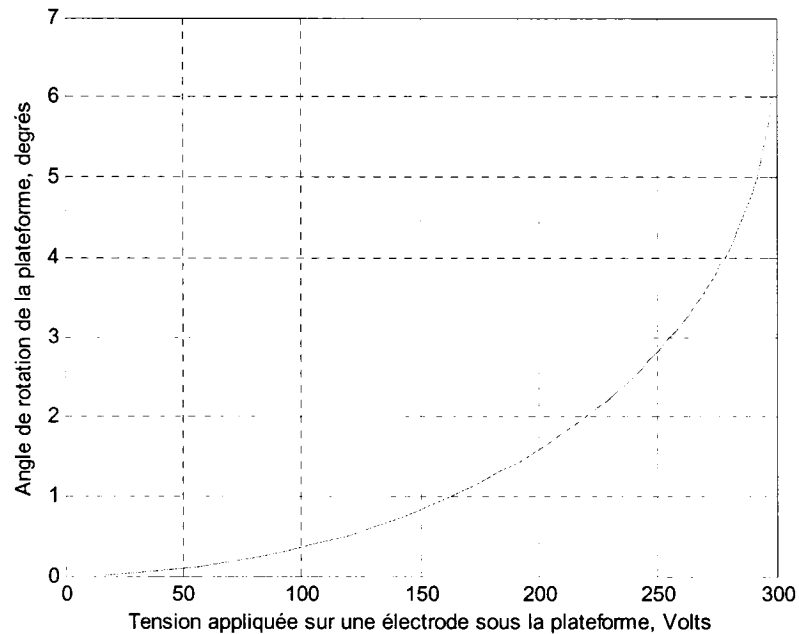


Figure 3-6 : Angle de rotation de la plateforme en fonction de la tension appliquée.

Le comportement statique du support est modélisé de la même façon que la plateforme. La seule différence est que l'intégration de la pression électrostatique est faite sur la surface rectangulaire du support (figure 3.7).

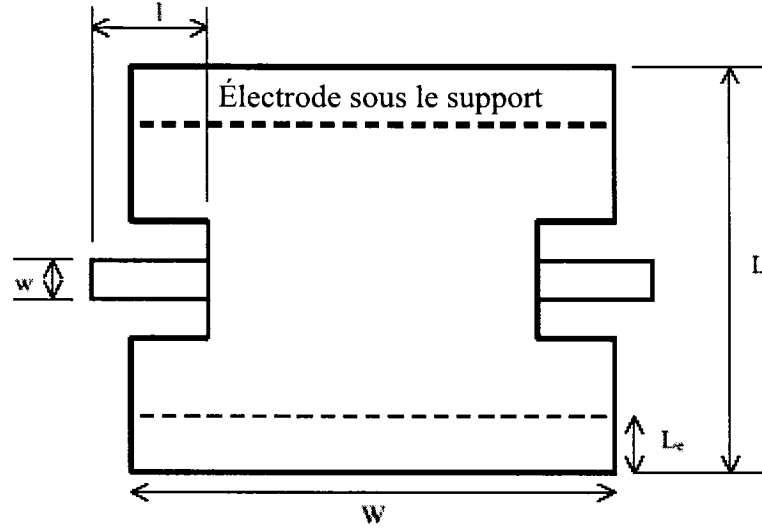


Figure 3-7 : Paramètres géométriques du support.

Dans ce cas, le moment électrostatique s'exprime par l'équation (3.11):

$$T_e = \int_{\frac{L-L_e}{2}}^{\frac{L}{2}} PWx dx \quad (3.11)$$

En calculant cette intégrale, on peut obtenir l'équation (3.12) qui relie la tension appliquée entre le support et l'électrode en dessous et l'angle de rotation, β , de ce support (figure 3.8):

$$V^2 = \frac{4Gwt^3 \gamma \beta^3}{3l\epsilon W \lambda} \quad (3.12)$$

où la constante λ est donnée par :

$$\lambda = \left\{ \frac{\frac{L}{2} \sin \alpha}{d - \frac{L}{2} \sin \alpha} + \ln \left(1 - \frac{\frac{L}{2} \sin \alpha}{d} \right) \right\} - \left\{ \frac{(\frac{L}{2} - Le) \sin \alpha}{d - (\frac{L}{2} - Le) \sin \alpha} + \ln \left(1 - \frac{(\frac{L}{2} - Le) \sin \alpha}{d} \right) \right\} \quad (3.13)$$

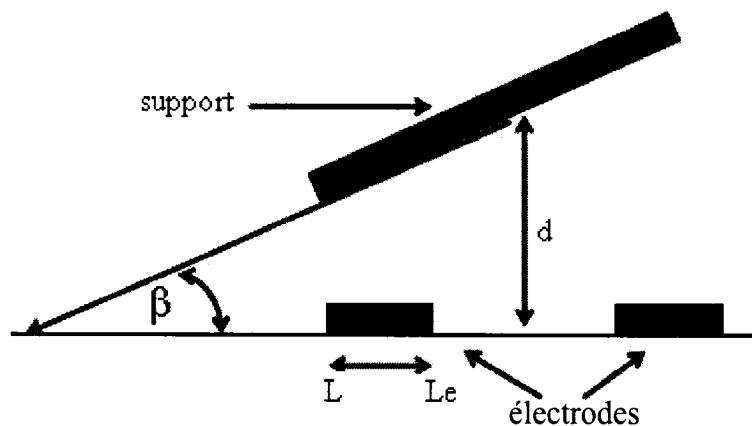


Figure 3-8 : Schéma de rotation du support utilisé pour le calcul analytique du moment électrostatique.

La figure 3.9 montre la déflexion en degrés du support en fonction de la tension appliquée en volts. La valeur de la tension d'effondrement du support correspondant au point d'inflexion de la courbe est bien décrite.

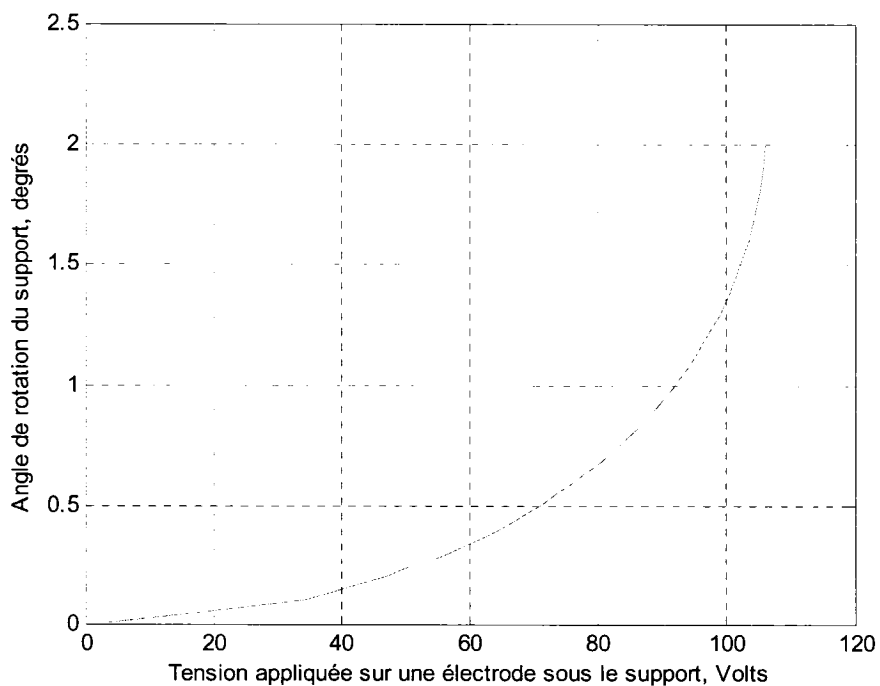


Figure 3-9 : Angle de rotation du support en fonction de la tension appliquée.

Dès que l'élément piézoélectrique est fixé sur la microplateforme, son poids provoque une déflexion des poutres attachées à la plateforme. Donc, il faut tenir compte de ce déplacement vertical qui diminue l'espacement entre la plateforme et les électrodes et par conséquent l'angle de rotation de la plateforme. Les équations (3.14) et (3.15) relient la déflexion et la pente en fonction du moment appliqué à une poutre suspendue [14].

$$\theta = \frac{Ml}{EI} \quad (3.14)$$

$$Y_p = \frac{-Ml^2}{2EI} = \frac{-\theta l}{2} \quad (3.15)$$

où θ est la pente de la poutre défléchie et Y_p est le déplacement vertical que la poutre subit suite au moment appliqué, l est la longueur de la poutre ($110 \mu\text{m}$), E est le module d'Young du Polysilicium (169 GPa) et I est le moment d'inertie de la section transversale de la poutre, $I = l \text{ largeur} \cdot \text{épaisseur}^3 / 12 = (20 \mu\text{m})(2 \mu\text{m})^3 / 12$ (figure 3.10).

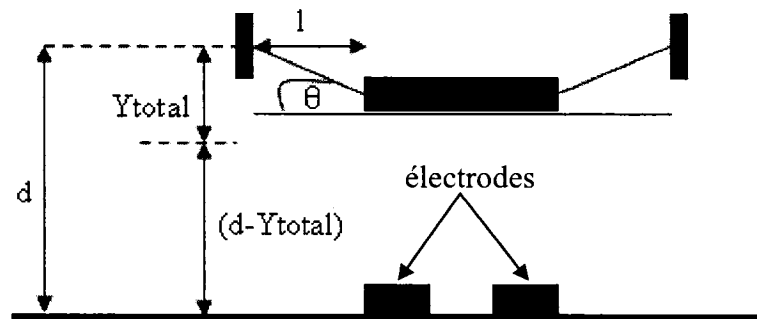


Figure 3-10 : Schéma de déflexion des axes de rotation causée par le poids de l'élément piézoélectrique.

Pour une plateforme attachée aux extrémités des deux poutres, le déplacement Y_p devrait être divisé par deux du fait que la plateforme est portée par les deux poutres et que le déplacement est purement vertical à cause de la distribution uniforme du poids de l'élément piézoélectrique sur toute la plateforme.

Donc, le déplacement total est :

$$|Y_{total}| = \left| \frac{Y_P}{2} \right| = \frac{\theta l}{4} \quad (3.16)$$

Dans ce cas, la rotation de la plateforme commence du point (d-Y_{total}) où d et Y_{total} sont respectivement l'espacement initial avant l'installation de l'élément piézoélectrique et après. Pour cela, il faudrait remplacer d par (d-Y_{total}) dans les équations (3.3), (3.4), (3.7).

3.2.1 *Non linéarités des barres de torsion:*

La plupart des ressorts ont des non linéarités quand on les excite à des hautes amplitudes. Ces non linéarités au niveau de la rigidité rendent la dynamique des systèmes plus complexe. La rigidité d'un ressort peut s'exprimer par l'équation (3.17) [2]:

$$K_{\theta} = K_{\theta 1} + K_{\theta 3} \theta^2 \quad (3.17)$$

Pour un ressort de rigidité, il est à noter que la constante K_{θ3} est positive, mais elle serait négative pour un ressort d'amortissement. Les non linéarités existent aussi si le moment de l'actionneur dépend de la position. Par exemple, si le moment de l'actionneur est fonction de la position de la plateforme et du signal appliqué, il serait exprimé par :

$$T = T(\theta, s) \quad (3.18)$$

Cependant, le système au complet peut être non linéaire en fonction de s. Le moment peut s'écrire comme l'expansion des séries de Taylor :

$$T = T(\theta_0, S_0) + \frac{dT}{dS} \Big|_{\theta_0, S_0} S + \frac{d^2T}{dS^2} \Big|_{\theta_0, S_0} S^2 + \dots + \frac{dT}{d\theta} \Big|_{\theta_0, S_0} \theta + \frac{d^2T}{d\theta^2} \Big|_{\theta_0, S_0} \theta^2 + \dots \quad (3.19)$$

Si on applique et maintient un signal S_0 , puis on applique un autre signal sinusoïdal ayant s comme amplitude et w_d comme fréquence, on obtient :

$$T \approx T(\theta_0, S_0) + \left. \frac{dT}{dS} \right|_{\theta_0, S_0} s \sin(w_d t) + \left. \frac{dT}{d\theta} \right|_{\theta_0, S_0} \theta \quad (3.20)$$

Dans ce cas, l'équation du mouvement devient :

$$T(\theta_0, S_0) + \left. \frac{dT}{dS} \right|_{\theta_0, S_0} s \sin(w_d t) = \left(K_\theta - \left. \frac{dT}{d\theta} \right|_{\theta_0, S_0} \right) \theta + b \dot{\theta} + I \ddot{\theta} \quad (3.21)$$

La fréquence de résonance à une position θ_0 est :

$$w_{\theta_0} = \sqrt{\frac{k_\theta - \left. \frac{dT}{d\theta} \right|_{\theta_0, S_0}}{I_\theta} - \frac{b^2}{2I_\theta^2}} \quad (3.22)$$

La dépendance du moment de l'angle de rotation de la plateforme change la fréquence de résonance du système à différents points de polarisation.

3.2.2 Rigidité de torsion latérale du ressort

La conception mécanique des ressorts de torsion tient compte de deux considérations majeures : rigidité de torsion et celle des autres directions. Le microsystème que nous proposons a des barres de torsion rectangulaires pour fournir au moins une portion d'une force de rappel qui tend à retourner la plateforme à sa position initiale. La rigidité de torsion pour une paire de barres de torsion rectangulaire est égale à :

$$K_\theta = \frac{2G}{L_s} a_h b_h^3 \left[\frac{16}{3} - 3.36 \frac{b_h}{a_h} \left(1 - \frac{b_h^3}{12a_h^4} \right) \right] \quad (3.23)$$

où G est le module de cisaillement de la barre de torsion, L_s est la longueur de la barre de torsion, $2a_h$ est la largeur la plus grande de la barre de torsion et $2b_h$ est la largeur la plus petite de la barre de torsion. La déformation de la barre de torsion à un angle θ est :

$$\tau_{\max} \approx \frac{3G}{8L_s} a_h b_h^3 \left[\frac{16}{3} - 3.36 \frac{b_h}{a_h} \left(1 - \frac{b_h^4}{12a_h^4} \right) \right] \theta \quad (3.24)$$

La rigidité de la barre de torsion dans les autres directions (par exemple translation linéaire selon la normale de la plateforme ou translation perpendiculaire à la normale de la plateforme et à l'axe de rotation) est une considération majeure. Les mouvements ou les déplacements selon ces directions peuvent : (1) diminuer la vitesse de balayage en augmentant le moment d'inertie effectif de la plateforme, (2) causer des déplacements non contrôlables ce qui influence la position de la plateforme, (3) mener à des déflexions de la plateforme qui résultent en un choc avec le substrat ce qui donne naissance à l'usure du matériau et ainsi à la génération de particules de la plateforme. Ces dernières diminuent la durée de vie du balayeur, (4) causer des contraintes excessives sur les barres de torsion menant à une défaillance précoce.

Pour les barres de torsion rectangulaires, tous les mouvements de translation résultent en des déflexions et des déformations. Les rigidités verticale et latérale de la barre de torsion ne sont pas linéaires. Ces dernières engendrent la présence d'un terme cubique menant à une grande rigidité lors des grands déplacements. Les termes linéaires de la rigidité, qui sont précis pour les petits déplacements, sous-évaluent la fréquence de résonance de la plateforme et sur-évaluent les déplacements dans ces deux directions. Pour faciliter la conception, on peut utiliser la rigidité linéaire ce qui permet de s'assurer que le déplacement dans les directions linéaires se situe dans les limites désirées. La rigidité linéaire pour une paire de barres de torsion selon la direction verticale est donnée par l'équation (3.25), alors que l'équation (3.26) reflète la rigidité latérale.

$$K_{\text{vert}} = \frac{2Et_s^3 w_s}{L_s^3} \quad (3.25)$$

$$K_{lat} = \frac{2Ew_s^3 t_s}{L_s^3} \quad (3.26)$$

3.2.3 Résonances torsionnelle et latérale

La masse du balayeur et son moment d'inertie viennent de la plateforme et de l'actionneur. Le moment d'inertie de la plateforme est :

$$I_{plateforme} = \int \rho t x^2 dA \quad (3.27)$$

où x est la distance entre l'axe de rotation et la surface élémentaire dA, ρ est la densité du matériau qui constitue la plateforme et t est l'épaisseur du matériau de la surface élémentaire dA. Pour une plateforme rectangulaire ayant une demi longueur L, demi largeur W et une épaisseur constante t_m , le moment d'inertie de la plateforme serait :

Si l'actionneur intervient avec une fraction ($\eta_{actionneur}$) de ce moment, le moment d'inertie

$$I_{Plateforme_rect} = \frac{4\rho t_m W L^3}{3} \quad (3.28)$$

totale devient :

$$I_{\theta_rect} = \frac{4\rho t_m W L^3}{3} (1 + \eta_{actionneur}) \quad (3.29)$$

La masse de la plateforme rectangulaire est de :

$$M_{plateforme_rect} = 4\rho t_m W L \quad (3.30)$$

La masse de l'actionneur s'ajoute à celle de la plateforme. Donc, la masse totale devient :

$$M = 4\rho t_m W L (1 + K_{actionneur}) \quad (3.31)$$

La fréquence de résonance en mode torsion devrait être plus petite que les fréquences de résonance en modes vertical et latéral pour s'assurer qu'il n'y a pas de grands déplacements. Pour cela, les deux rapports W_{vert}/W_r et W_{lat}/W_r devraient être plus grands que 1 pour s'assurer que le déplacement est en torsion et non pas en translation. Pour une plateforme rectangulaire, ces rapports peuvent être calculés en combinant les équations (3.19), (3.21), (3.22), (3.25) et (3.27).

$$\frac{W_{vert}}{W_r} = \frac{Lt_s}{L_s b_h} \sqrt{\frac{8(1+\nu)}{3[\frac{16}{3} - 3.36 \frac{b_h}{a_h} (1 - \frac{b_h^4}{12a_h^4})]}} \left(\frac{1 + \eta_{actionneur}}{1 + K_{actionneur}} \right) \quad (3.32)$$

et

$$\frac{W_{lat}}{W_r} = \frac{Lw_s}{L_s b_h} \sqrt{\frac{8(1+\nu)}{3[\frac{16}{3} - 3.36 \frac{b_h}{a_h} (1 - \frac{b_h^4}{12a_h^4})]}} \left(\frac{1 + \eta_{actionneur}}{1 + K_{actionneur}} \right) \quad (3.33)$$

Si on néglige les effets de l'actionneur (supposons que $\eta_{actionneur}=K_{actionneur}=0$), les ratios $W_{lat}L_s/W_rL$ et $W_{vert}L_s/W_rL$ peuvent être tracés en utilisant les équations (3.28) et (3.29) pour différents rapports épaisseur/largeur de la barre de torsion. La Figure 3.11 montre que le ratio de la fréquence de résonance la plus petite en mode translation (verticale ou latérale) devient $0.977L/L_s$ pour tout design de barre de torsion (en supposant que le ratio de Poisson $\nu = 0.25$). Ainsi, la barre de torsion devrait être conçue en tenant compte de la contrainte suivante :

$$L > 1.02L_s \quad (3.34)$$

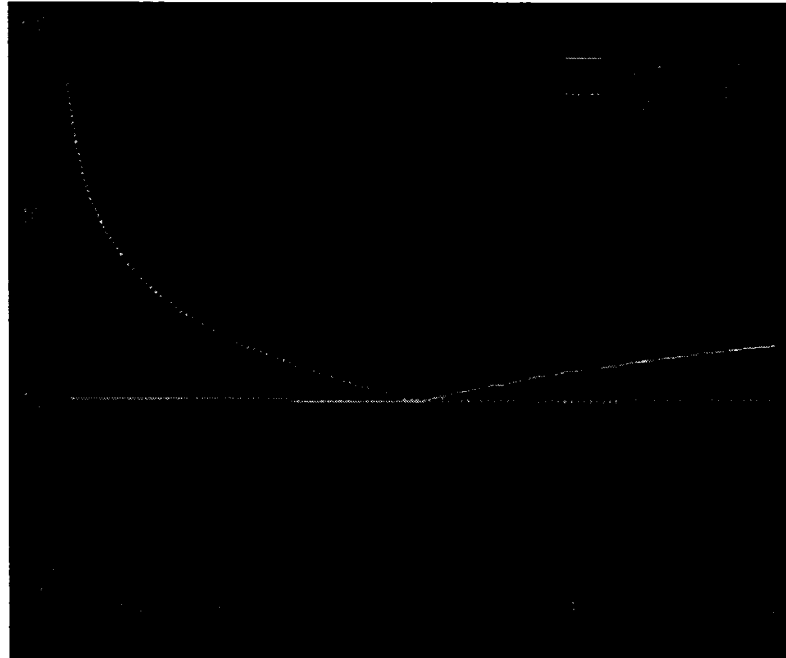


Figure 3-11 : Rapports des fréquences de résonance (verticales et latérales) normalisés pour différents ratios épaisseur/largeur de la barre de torsion. (tirée de [2]).

En respectant cette contrainte lors de la conception, on s'assure que les fréquences de résonance en modes vertical et latéral sont plus grandes que la fréquence de résonance en mode torsion. Par contre, cette contrainte limite la possibilité d'avoir une variété de designs de plateformes. La Figure 3.12 montre les orientations des directions verticale et latérale par rapport à la surface de la plateforme et de l'axe de rotation.

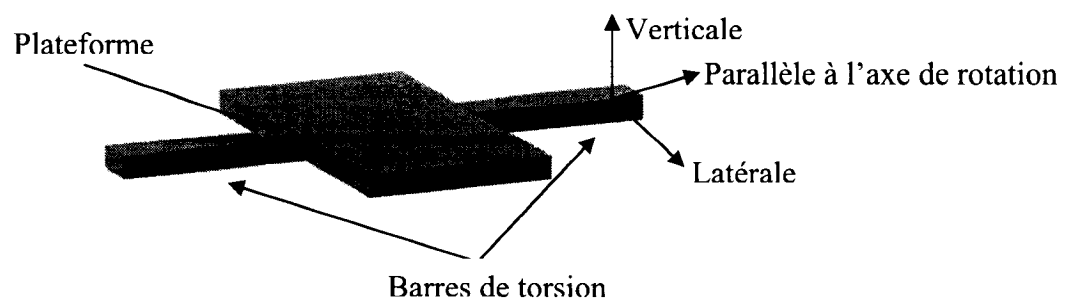


Figure 3-12 : Directions des mouvements verticaux et latéraux de la plateforme.

3.3 Simulation numérique du modèle proposé

Pour modéliser et simuler le comportement du balayeur proposé, nous avons fait appel au logiciel CoventorWare de la firme Coventor. Ce logiciel est spécialement conçu pour l'étude des MEMS. Il permet de guider toutes les étapes de fabrication pour arriver à un modèle en trois dimensions du MEMS à fabriquer. Ce modèle peut ensuite être utilisé dans un module de calcul par éléments finis pour en déterminer les caractéristiques. Nous utilisons les modules DESIGNER et ANALYZER du logiciel dans le cadre de notre travail.

Le module DESIGNER comprend un éditeur de matériaux, un éditeur de procédé, un éditeur de masques et un préprocesseur. Le préprocesseur permet de créer un modèle 3D du balayeur et faire le maillage en prévision de l'étape suivante exécutée par l'ANALYZER. Celui-ci comprend des modules permettant d'effectuer les séries de simulations nécessaires. Parmi ces modules on utilisera :

- MemElectro pour les simulations purement électrostatiques;
- MemMech pour les simulations mécaniques;
- Cosolve pour les simulations combinant l'électrostatique et la mécanique.

Les structures MEMS sont actionnées par les forces électrostatiques produites par l'application d'une différence de potentiel entre des électrodes. Puisque les axes de rotation dans les MEMS sont très proches, il est important de vérifier l'influence de ces forces sur les mouvements à deux degrés de liberté. Pour ce faire, on a modélisé notre microsystème avec le logiciel d'analyse par éléments finis et trois cas ont été simulés (figure3.13). En premier lieu, on a appliqué une différence de potentiel entre la plateforme et une de ses deux électrodes d'actionnement. En deuxième lieu, la différence de potentiel a été appliquée entre le support et une de ses deux électrodes d'actionnement. En dernier lieu, on a appliqué une différence de potentiel simultanément entre la plateforme et le support et leurs électrodes d'actionnement.

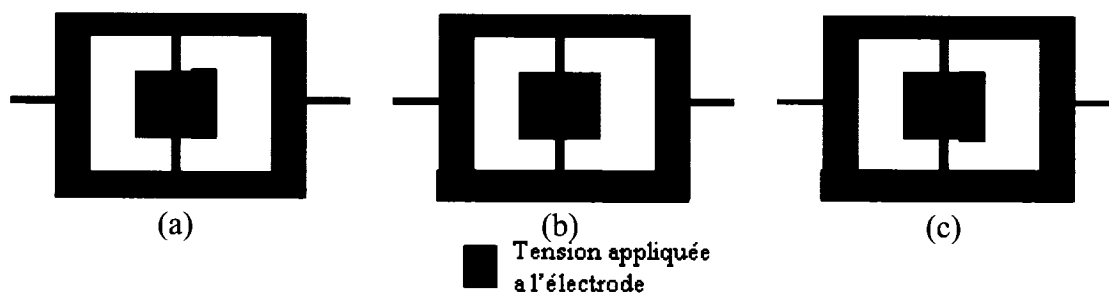


Figure 3-13 : Actionnements électrostatiques simulés par analyse par éléments finis de : (a) la plateforme, (b) du support, (c) de la plateforme et du support simultanément.

Les comportements de la plateforme et du support dans ces trois simulations sont montrés aux figures 3.14, 3.15 et 3.16. D'après ces figures, l'application des différences de potentiel décrites précédemment résulte en des rotations.



Figure 3-14 : Rotation de la plateforme.

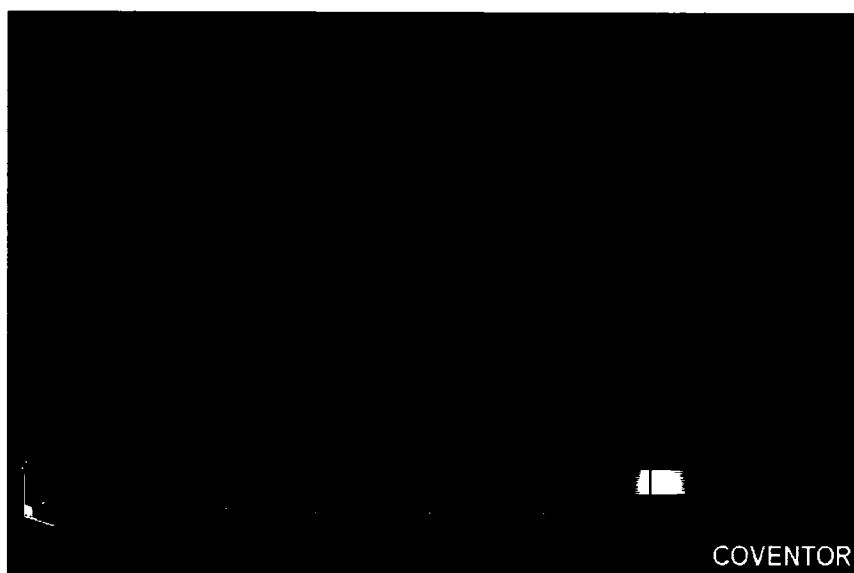


Figure 3-15 : Rotation du support.

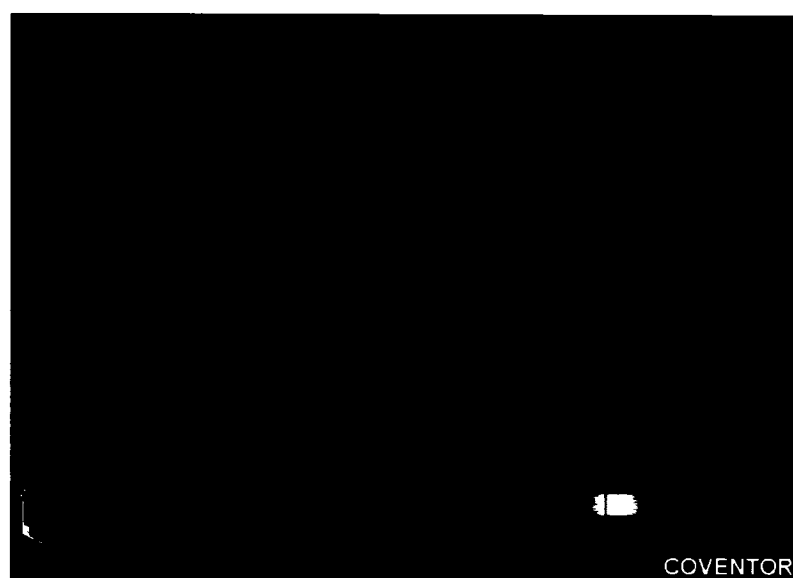


Figure 3-16 : Rotations simultanées de la plateforme et du support.

Les résultats de simulation montrent que lorsque la plateforme et le support sont actionnés simultanément, une interférence électrostatique cause un couplage des rotations. Dans le premier cas, l'angle de rotation maximal de la plateforme est de 5 degrés, ce qui correspond à un déplacement de 11 micromètres de la plateforme (figure

3.17). Dans le deuxième cas, l'angle de rotation maximal du support est de 2.5 degrés ce qui correspond à un déplacement de 5.5 microns du support (figure 3.18). Dans le troisième cas, l'angle de rotation maximal de la plateforme est de 4 degrés (figure 3.19).

La diminution de l'angle de rotation de la plateforme entre le premier et le troisième cas est due à l'interférence électrostatique provenant de l'électrode du support, qui a tendance à faire tourner la plateforme et le support. Si l'actionnement du support était suivi de celui de la plateforme, la force électrostatique entre la plateforme et une de ses électrodes deviendrait plus importante dans la région proche de la partie actionnée du support. Cela est dû au fait que la force électrostatique augmente de façon non linéaire avec la diminution de l'espacement. Cette différence de force provoque une rotation non symétrique de la plateforme.

Pour obtenir deux degrés de liberté indépendants, le système devrait effectuer des rotations commutatives où la combinaison des premier et deuxième cas donne le troisième comme résultat. Les simulations montrent qu'il n'est pas possible de découpler les rotations de la plateforme et du support dans le cas où on utilise des électrodes rectangulaires. Pour diminuer l'effet de couplage, on a utilisé des électrodes de forme trapézoïdale pour réduire la force électrostatique dans les régions proches du support.

La méthode de contrôle est statique, c'est à dire que l'on applique une tension donnant une position déterminée à la plateforme. En effet, la force électrostatique est quadratique par rapport à l'angle de rotation de la plateforme tandis que la force de rappel des ressorts est linéaire par rapport à cet angle. On arrive donc, à partir d'une certaine tension, à une situation de déséquilibre statique, la force électrostatique prend le dessus et la plateforme se colle à l'électrode. Cet effet est appelé le « pull-in » (effondrement de la plateforme vers le substrat), il survient environ au tiers de la distance séparant l'électrode de la plateforme au repos.

Les graphiques des figures 3.17, 3.18 et 3.19 représentent le déplacement de la plateforme/support en fonction de la tension appliquée. Durant la simulation, la tension

varie de 90 à 350 V pour la plateforme et de 40 à 110 V pour le support. Dans un premier temps, on peut observer que la plateforme et le support bougent selon une courbe de plus en plus pentue. Ensuite, lorsqu'on atteint la tension de pull-in (290 V pour la plateforme et 92 V volts pour le support) la plateforme se colle au point le plus bas, contre l'électrode. Le fait d'augmenter encore la tension ne change plus rien à la position de la plateforme qui reste collée à l'électrode.

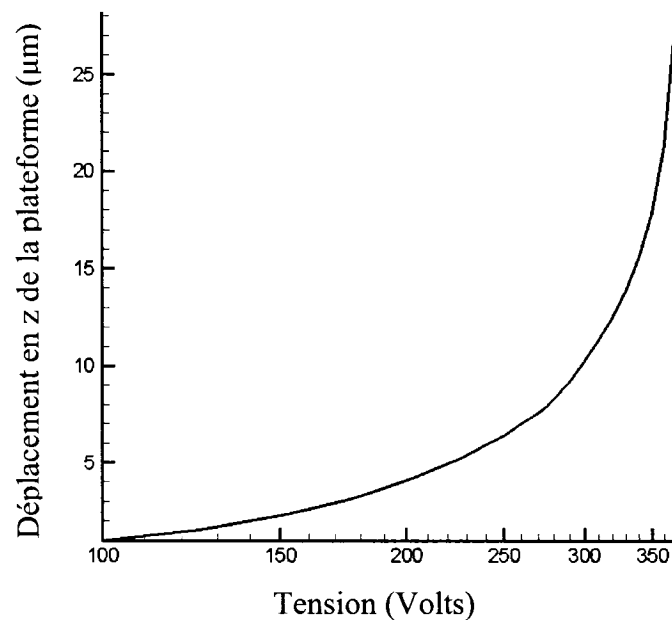


Figure 3-17 : Déplacement en z de la plateforme en fonction de la tension appliquée à une électrode sous la plateforme.

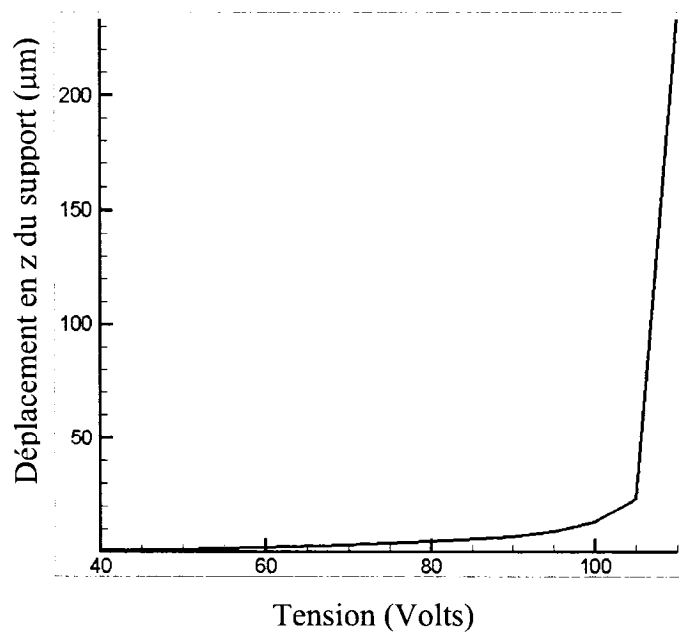


Figure 3-18 : Déplacement en z du support en fonction de la tension appliquée à une électrode sous le support.

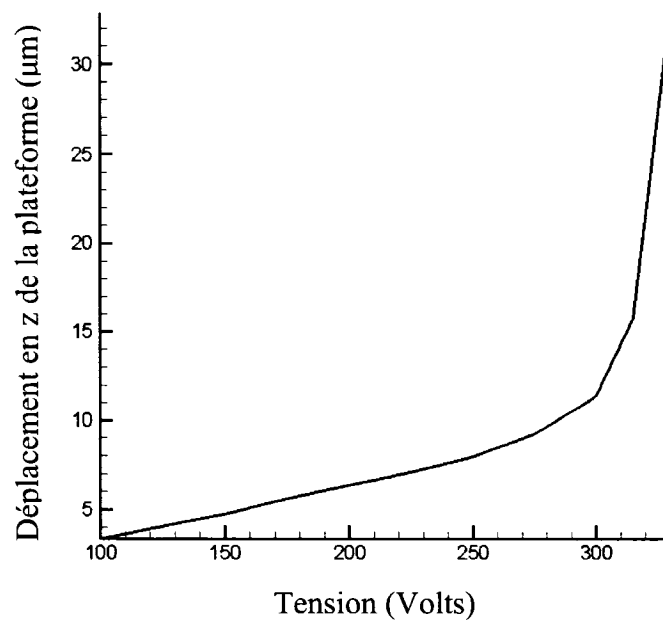


Figure 3-19 : Déplacement en z de la plateforme en fonction de la tension appliquée à une électrode sous la plateforme et en maintenant une tension de 80 V à l'électrode sous le support.

Nous avons effectué une simulation par le module ARCHITECT du logiciel CoventorWare, pour déterminer les fréquences de résonance du balayeur dans les modes torsionnel, vertical et latéral.

Les fréquences de résonance en modes vertical et latéral sont 55.452 KHz et 554.87 KHz respectivement. Tandis que la fréquence de résonance en mode torsion est 29.167 KHz. Ces valeurs assurent que si le balayeur est excité à la fréquence de résonance en mode de torsion, il n'y aura pas des grands déplacements dans les autres modes (figure 3.20). La variation du signal à la fréquence 554.87 KHz est due à la résonance en mode latéral.



Figure 3-20 : Fréquences de résonances du balayeur en modes latéral (y), vertical (z) et torsionnel (rx).

De plus, nous avons fait une autre simulation pour étudier l'amortissement subi par le balayeur en bougeant de façon rotationnelle.

La figure 3.21 montre que le balayeur est sous amorti, c'est-à-dire le facteur de qualité, Q , qui est défini par le rapport de l'amplitude de la réponse à la fréquence de résonance sur l'amplitude de la réponse à basse fréquence, est très élevé, puisque la phase de stabilité commence après 40 msec, comme le montre la figure 3.18.

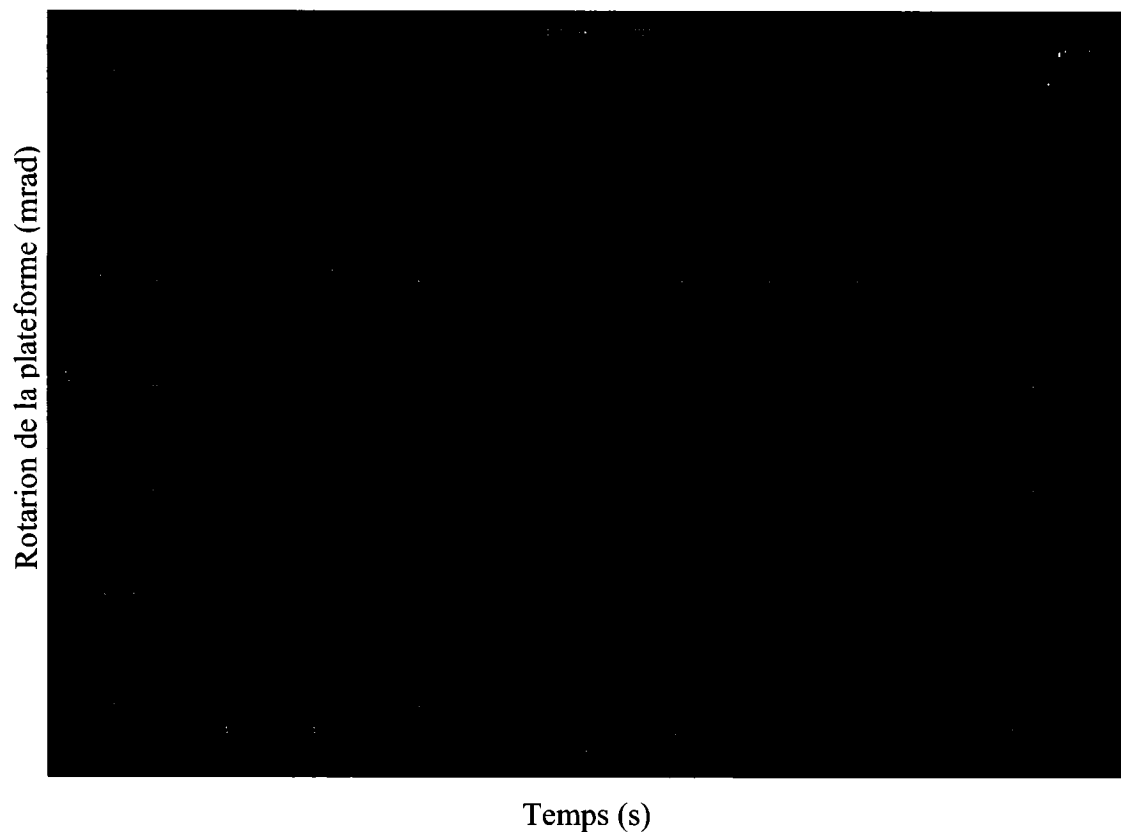


Figure 3-21 : Comportement transitoire du balayeur proposé.

Le facteur de qualité peut s'exprimer par :

$$Q = \frac{mw}{b} \quad (3.35)$$

où m est la masse du balayeur, w est la fréquence et b est le coefficient d'amortissement. Une façon d'améliorer le facteur de qualité consiste à augmenter la fréquence. Cette

augmentation nécessite d'élargir les barres de torsion. Donc, on a un compromis à faire entre l'augmentation de l'angle de rotation et celle du facteur de qualité.

3.4 Conclusion

Nous avons présenté le modèle du balayeur. Ce modèle est indispensable pour étudier les effets des variations de ses différents paramètres avant la phase de fabrication. Cette modification permet de trouver les meilleures valeurs de ces paramètres afin que la première version fabriquée du balayeur fonctionne adéquatement.

CHAPITRE 4

MISE EN OEUVRE DU BALAYEUR PROPOSÉ

Nous présentons dans ce chapitre le procédé de fabrication choisi pour fabriquer le balayeur décrit aux chapitres précédents. Ensuite, nous décrivons la méthode d'assemblage proposée pour compléter la structure finale.

Les méthodes de fabrication des MEMS sont directement issues de l'industrie des puces électroniques, elles reposent donc sur les mêmes techniques de dépôt de couche de divers matériaux suivis de gravure et de dépôts d'autres couches jusqu'à l'obtention du produit fini. Dans le cas des MEMS, le processus est plus compliqué que pour une puce étant donné qu'il faut fabriquer des structures potentiellement mobiles. La fabrication de MEMS nécessite donc en général l'utilisation de couches sacrificielles.

Le procédé que nous avons utilisé pour fabriquer le balayeur est le MUMPs. L'acronyme MUMPs signifie MultiUser MEMS Process. A l'origine, ce procédé était réalisé au Microelectronics Center of North Carolina (MCNC), Research Triangle Park, Etats-Unis. Ce service a été ensuite proposé par CRONOS JDS Uniphase en 2002, et c'est maintenant la société MEMSCAP qui donne accès à ce service technologique.

Les épaisseurs des couches utilisées dans les procédés de fabrication standards sont déjà précisées par le fabricant. L'épaisseur de la couche sacrificielle d'oxyde de silicium est de l'ordre de 2.75 microns ce qui limite l'espacement entre la couche de polysilicium qui constitue les électrodes (POLY1) et la couche de polysilicium utilisé pour la plateforme/support à cette valeur. Par conséquent, l'angle de rotation de la plateforme/support est limité à l'arc accommodé par cet espacement. Pour surmonter cette contrainte, on a proposé de fabriquer le balayeur comme suit :

Les électrodes, la plateforme/support, les pads d'alimentation et d'assemblage sont fabriqués sur le même substrat à l'aide du procédé standardisé PolyMUMPS. Ensuite, Le substrat est divisé (Sub-dicing) pour que les électrodes et la plateforme se retrouvent sur deux substrats distincts (figure 4.1a). Des billes d'époxy, qui jouent le rôle de séparateurs, sont placées sur les pads d'assemblage du substrat des électrodes (figure 4.1b). Le substrat accueillant la plateforme/support est retourné vers le bas et les deux substrats sont joints par les séparateurs en époxy (figure 4.1c). Finalement, la plateforme/support est libérée en gravant la couche de nitrure de silicium située entre la plateforme/support et son substrat (figure 4.1d).

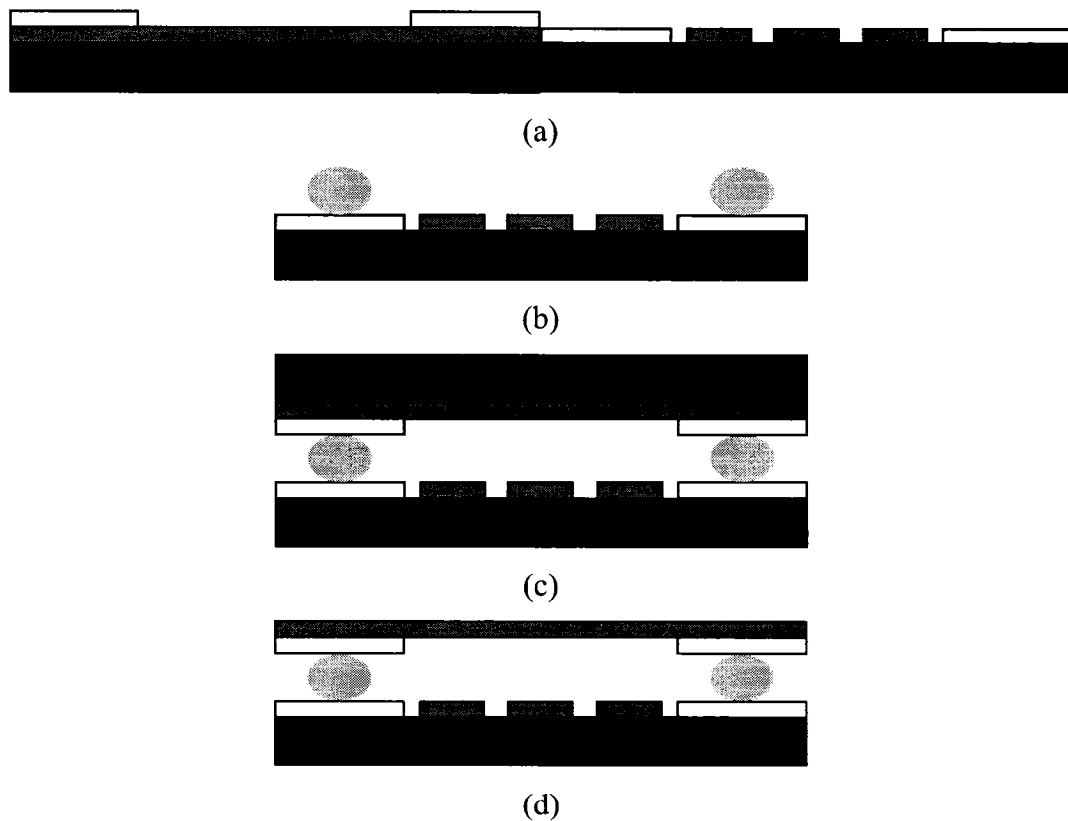


Figure 4-1 : Procédé d'assemblage : (a) plateforme et électrodes d'actionnement, (b) dépôt des billes d'époxy, (c) assemblage des deux parties du balayeur, (d) gravure de la couche d'oxyde de silicium.

4.1 Procédé PolyMUMPs

Trois procédés sont disponibles dans le programme MUMPs® : PolyMUMPs, un procédé d'usinage de surface à trois niveaux de polysilicium qui sera détaillé plus loin dans ce chapitre; MetalMUMPs, un procédé exploitant les possibilités du nickel électrodéposé ; et SOIMUMPs, un procédé de micro usinage du silicium sur isolant (Silicon On Insulator - SOI).

Le procédé PolyMUMPs est inspiré des travaux menés au début des années 90 au Berkeley Sensors and Actuators Center (BSAC) de l'Université de Californie. PolyMUMPS (Multi-User MEMS Processes) offre une méthode de micro-fabrication composée de 3 couches en poly-silicium dans un environnement multi-utilisateurs. PolyMUMPS est un procédé technologique extrêmement flexible et accessible à tout utilisateur et pour tout type de design. Ce procédé comprend une couche d'isolation en nitrure non imprimable, une couche en polysilicium reliée à la masse, deux couches d'oxyde sacrificiel et une couche de métal pour les connections électriques et l'amélioration de la réflectivité. Ces matériaux sont les mêmes que ceux utilisés pour les puces électroniques et ont donc déjà été complètement caractérisés et étudiés. Parmi les autres matériaux utilisés durant la fabrication on retrouve le verre phosphosilicate (désigné sous le nom d'oxyde de silicium) qui est enlevé à la fin du procédé pour libérer le mécanisme. Deux couches d'oxyde sont déposées par procédé chimique en phase vapeur à différents moments. On utilise également une photorésine sensible aux ultraviolets pour servir d'intermédiaire lors de la photolithographie. Il arrive cependant que l'on garde une couche d'oxyde dans le microsystème final dans le but, par exemple, de le rigidifier. Le silicium dopé est le constituant de la gaufre de base sur laquelle toutes les opérations sont réalisées.

La figure 4.2 montre une section droite du procédé PolyMUMPs comprenant 7 couches, comme pour les procédés usuels de micro-usinage de surface [7]. Le polysilicium est utilisé comme matériau structural, l'oxyde (PSG, PhosphoSilica Glass en anglais) est

utilisé comme couche sacrificielle, et le nitrure de silicium sert d'isolant entre le polysilicium et le substrat. Le procédé a été choisi pour répondre au plus grand nombre d'applications possible, les épaisseurs des couches de matériau et les règles de conception ont donc été choisies pour garantir le caractère générique de PolyMUMPs et le meilleur rendement de fabrication.

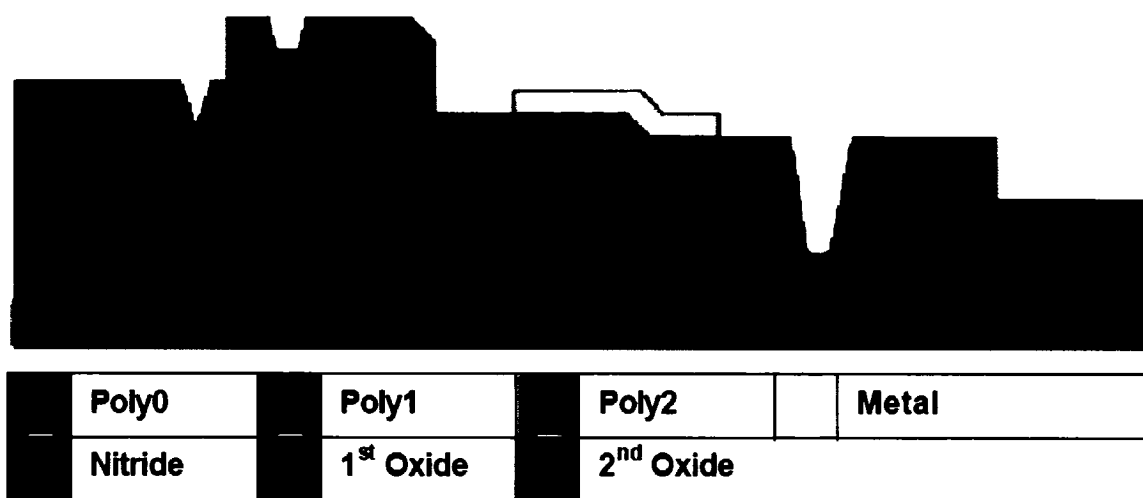
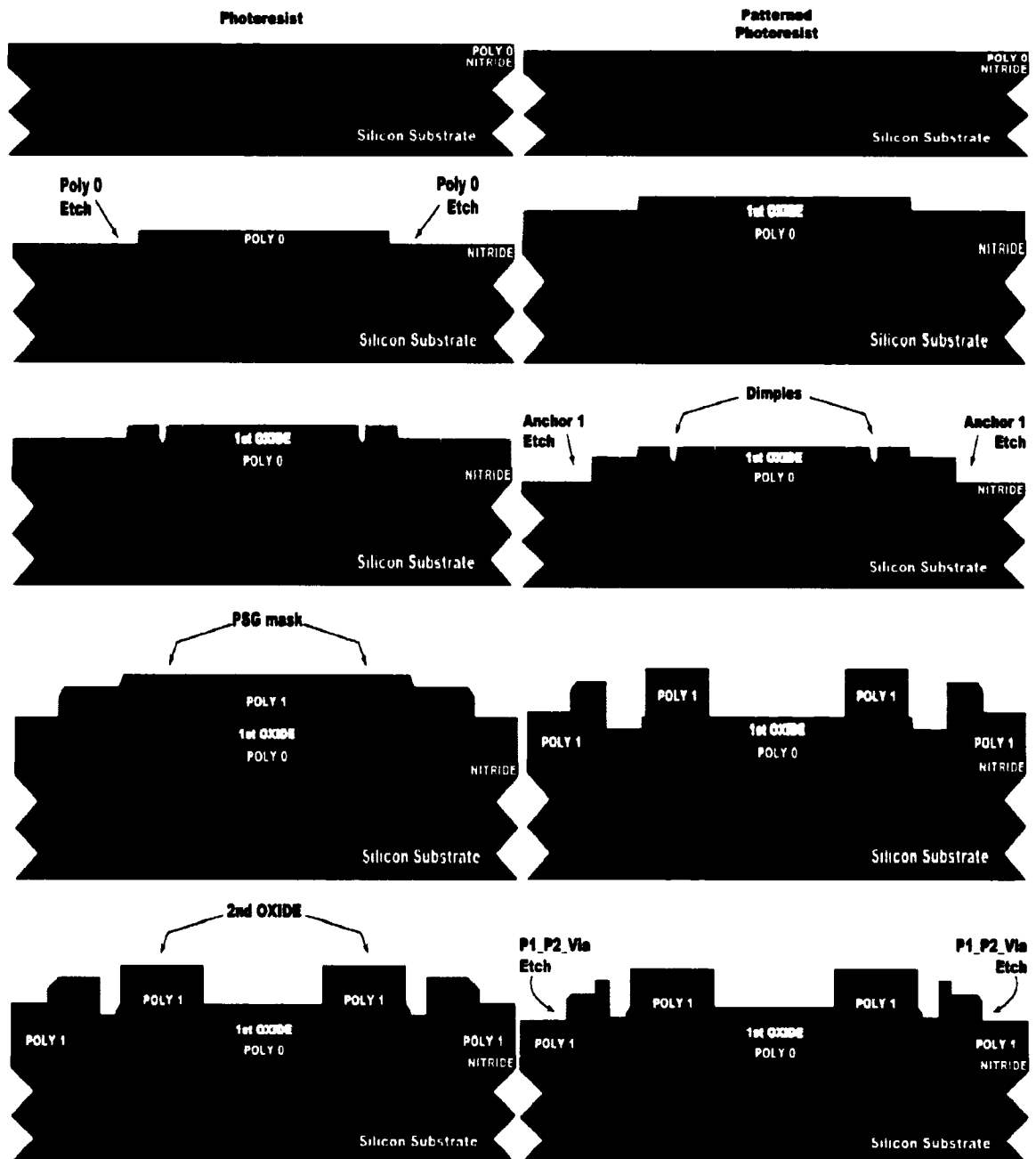


Figure 4-2 : Section droite effectuée par le procédé PolyMUMPs d'un dispositif comprenant 7 couches de matériau. (tirée de [7]).

Nous allons maintenant décrire en détail les étapes par lesquelles passe le balayeur avant d'être opérationnel.

Le procédé est réalisé sur des plaquettes de silicium de 100 mm de type (100) dopées n dont la résistivité est de 1-2 Ω .cm, il est présenté sur la figure 4.3. La surface de la gaufre est fortement dopée au phosphore dans un four à diffusion en utilisant du POCl_3 comme source de dopant, ceci afin d'éviter la fuite des charges provenant des dispositifs électrostatiques vers le substrat. Ensuite, une couche de nitrure de silicium faiblement contraint de 600 nm est déposée pour servir d'isolant. Le premier niveau de polysilicium (POLY0) 500 nm d'épaisseur est déposé puis structuré après photolithographie par gravure ionique réactive. La couche de PSG de 2.0 μm d'épaisseur est obtenue par

LPCVD et recuite à 1050°C durant 1 heure sous une atmosphère d'argon. Cette couche sacrificielle est structurée pour former l'empreinte des ergots qui serviront à réduire la surface d'interaction et par conséquent les frottements et les risques de voir le phénomène de « stiction » se produire. La profondeur nominale des ergots est 750 nm. On réalise ensuite une gravure ionique réactive pour former les zones d'ancrage qui seront remplies par le deuxième niveau de polysilicium. Celui-ci est aussi le premier niveau de polysilicium structurel (POLY1) et il mesure 2.0 μm d'épaisseur. Une fine couche de PSG est déposée sur le polysilicium puis recuite à 1050°C pendant 1 heure. Le recuit dope le polysilicium avec le phosphore présent dans le PSG par diffusion, à la fois par dessus et par dessous. Ce recuit sert également à réduire les contraintes au sein du polysilicium. On obtient après photolithographie un masque d'oxyde plus résistant qu'un masque de résine qui sera employé lors de la gravure du polysilicium (POLY1) par gravure ionique réactive. Une seconde couche de 0.75 μm de PSG est alors déposée, elle sera structurée pour différents objectifs : créer un via entre le POLY1 et le POLY2, créer un niveau d'ancrage entre POLY2 et POLY0 afin, par exemple, de matérialiser un axe de rotation. Le dernier niveau de polysilicium structurel de 1.5 μm est ensuite déposé, suivi d'un dépôt de PSG de 200 nm. La plaquette est alors recuite à 1050°C pendant 1 heure pour doper le polysilicium et réduire les contraintes résiduelles. Une photolithographie suivie d'une gravure ionique réactive permet de structurer le POLY2. Enfin, une fine couche d'or est déposée par « lift-off » sur les contacts et les surfaces réfléchissantes. La dernière étape, celle qui consiste à libérer les microstructures, est réalisée après la découpe des puces dans un bain d'acide fluorhydrique (HF à 49%) pendant 1 à 2 minutes. Un rinçage de plusieurs minutes dans l'eau dé-ionisée neutralise la réaction et la puce est ensuite immergée dans l'alcool pour réduire le frottement. Le séchage est effectué dans un four à 110°C.



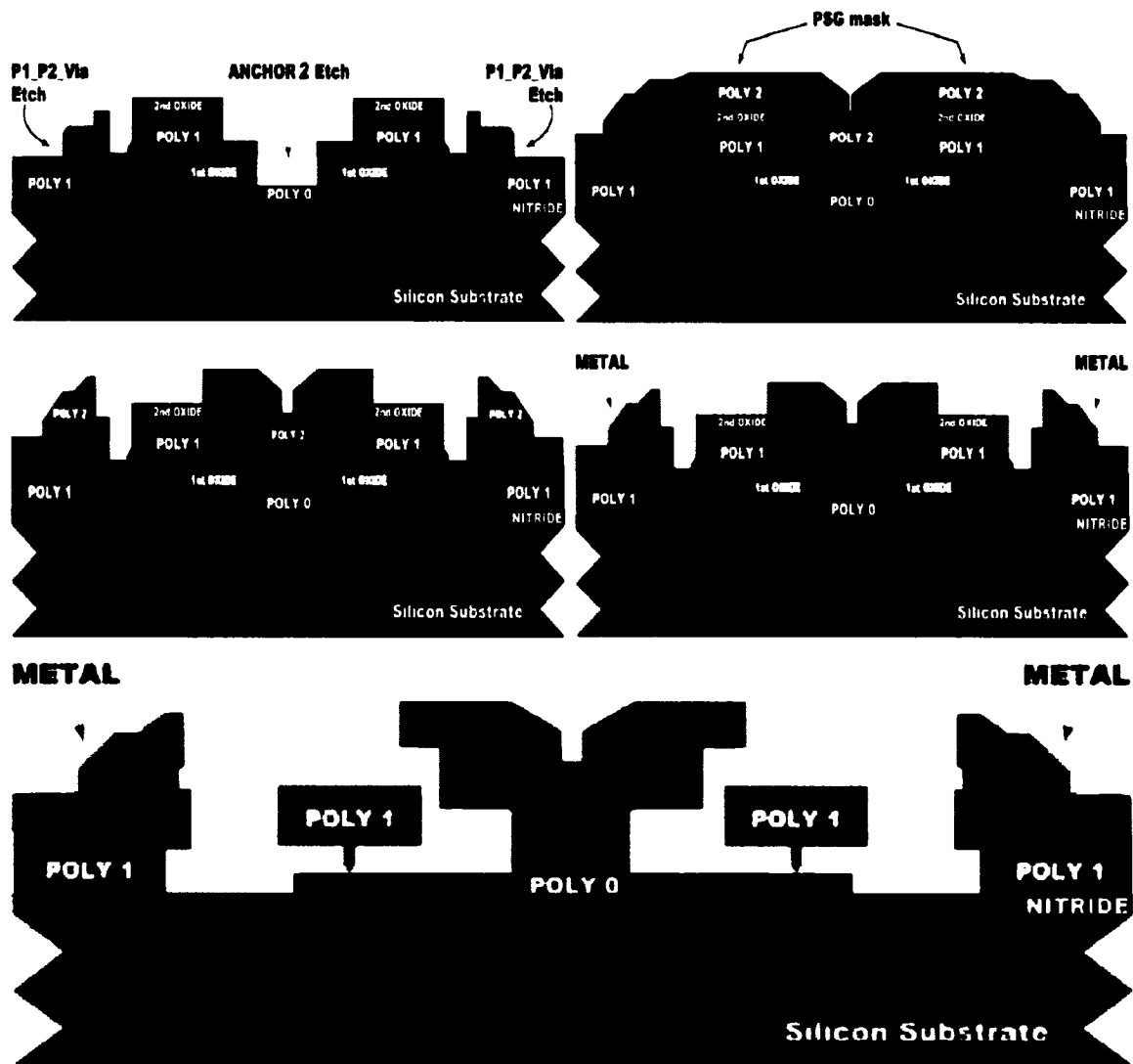


Figure 4-3 : Principales étapes du procédé PolyMUMPs. (tirée de [7]).

4.2 Masques et détails de conception du balayeur

Les masques positifs des différentes couches qui constituent le balayeur ont été préparés à l'aide du logiciel CADENCE. La figure 4.4 montre les masques qui forment la plateforme, le support et les marques d'alignement. Ces marques sont utilisées dans l'assemblage pour s'assurer que la plateforme et le support sont bien alignés avec les

électrodes situées en dessous. Le matériau qui constitue la structure de ce masque est le POLY1.

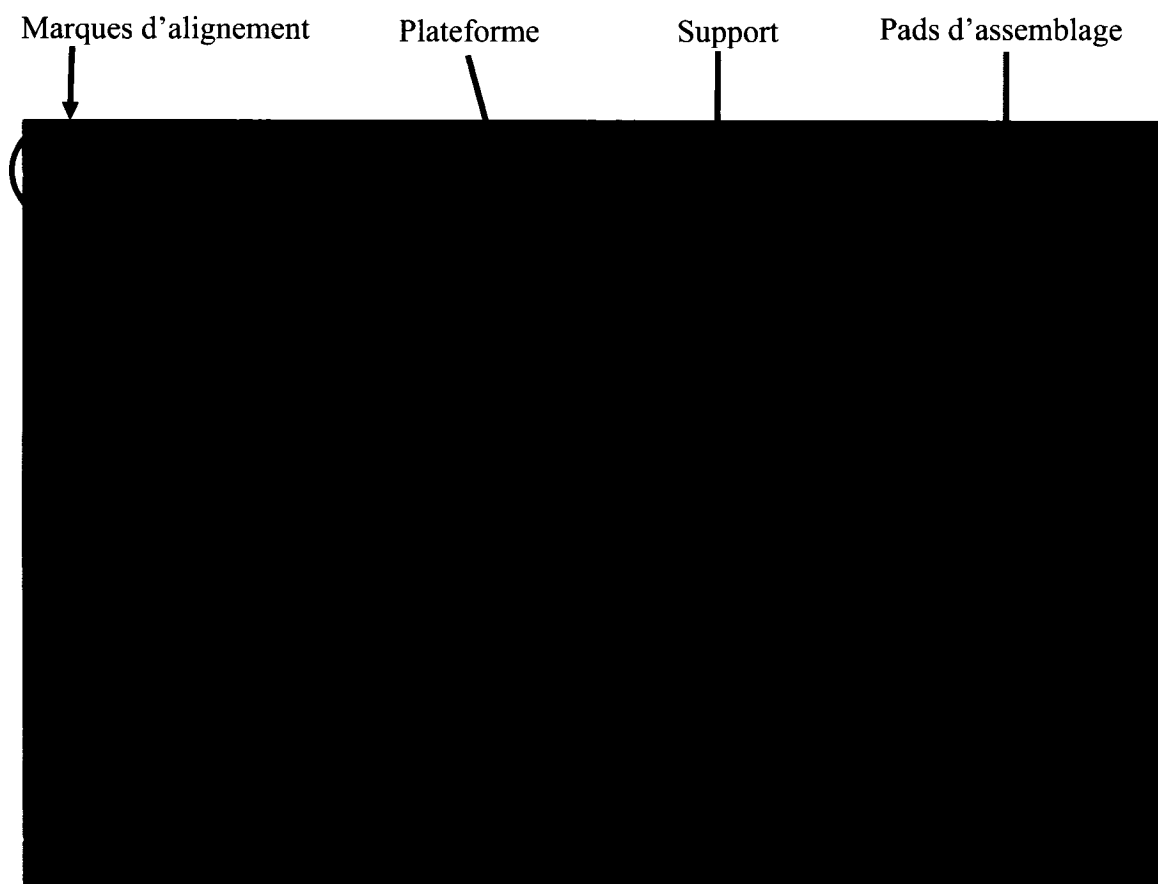


Figure 4-4 : Masques de la plateforme attachée au support.

La figure 4.5 montre les masques des électrodes en POLY1 utilisées pour actionner la plateforme et le support. Nous voyons aussi sur cette figure les pads d'assemblage sur lesquelles des billes d'époxy de 25 microns d'épaisseur seront déposées par stencil, ainsi que les marques d'alignement disposées vis à vis celles présentes sur le masque de la plateforme. Les pads utilisées pour appliquer une différence de potentiel et les contacts électriques pour les électrodes d'actionnement sont aussi identifiés. Toutes les structures, en POLY1, présentes sur ce masque sont ancrées (figure 4.6), c'est-à-dire la couche d'oxyde de silicium (OXYDE1) située entre le nitrure de silicium et le polysilicium

POLY1 est gravée pour déposer ce dernier directement sur la couche de nitrure. Cette étape sert à protéger ces structures lors de la libération de la plateforme/support.

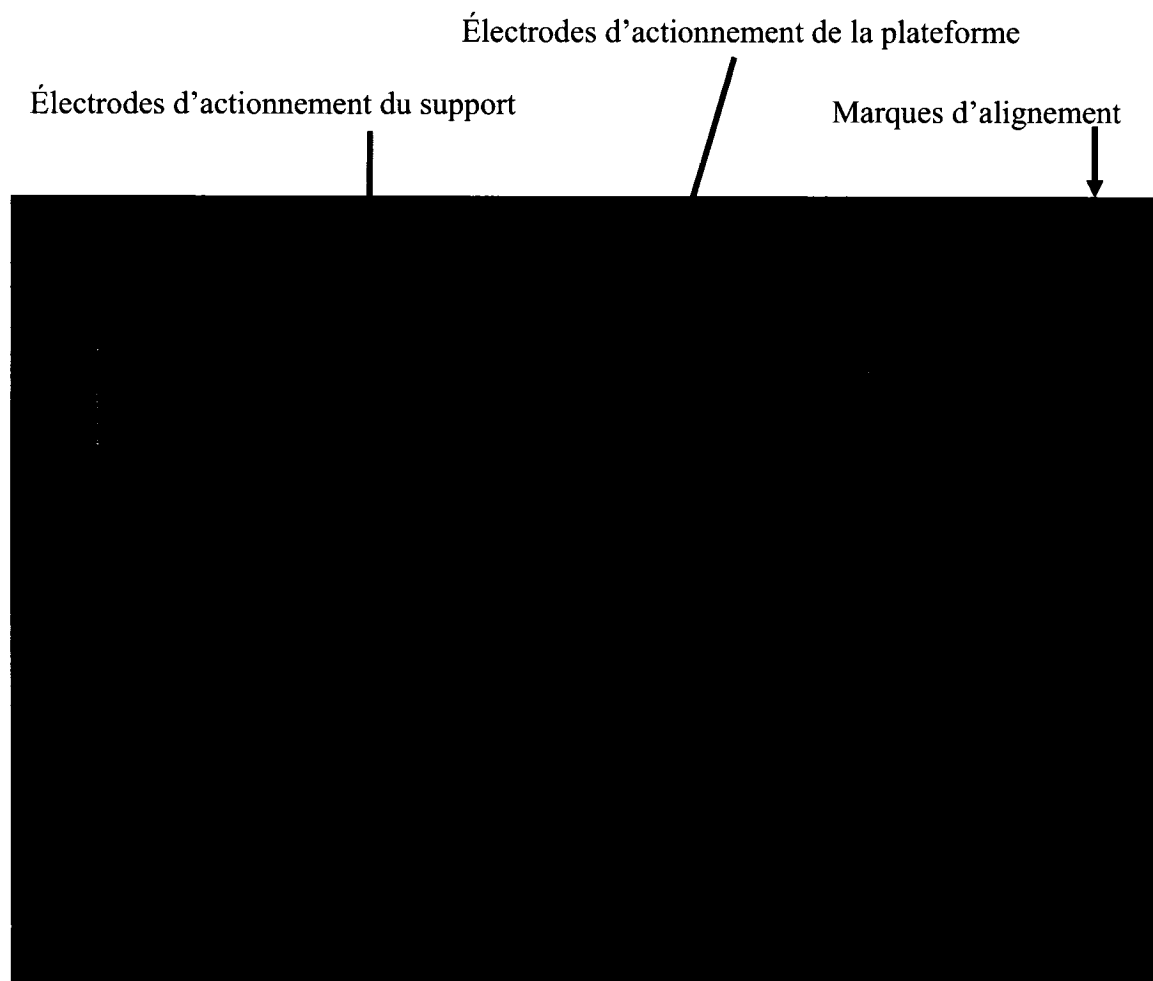


Figure 4-5 : Masques des électrodes d'actionnement.

Une des règles à respecter dans le procédé de fabrication PolyMUMPs est de dessiner des trous tous les 30 micromètres sur la surface de polysilicium. Ces trous, visibles à la figure 4.7, sont recommandés afin d'exposer uniformément les couches d'oxyde situées en dessous des couches de polysilicium au fluide de gravure (HF 49%). Sinon, la plateforme ne sera pas complètement libérée.



Figure 4-6 : Masque de l'électrode trapézoïdale d'actionnement de la plateforme.

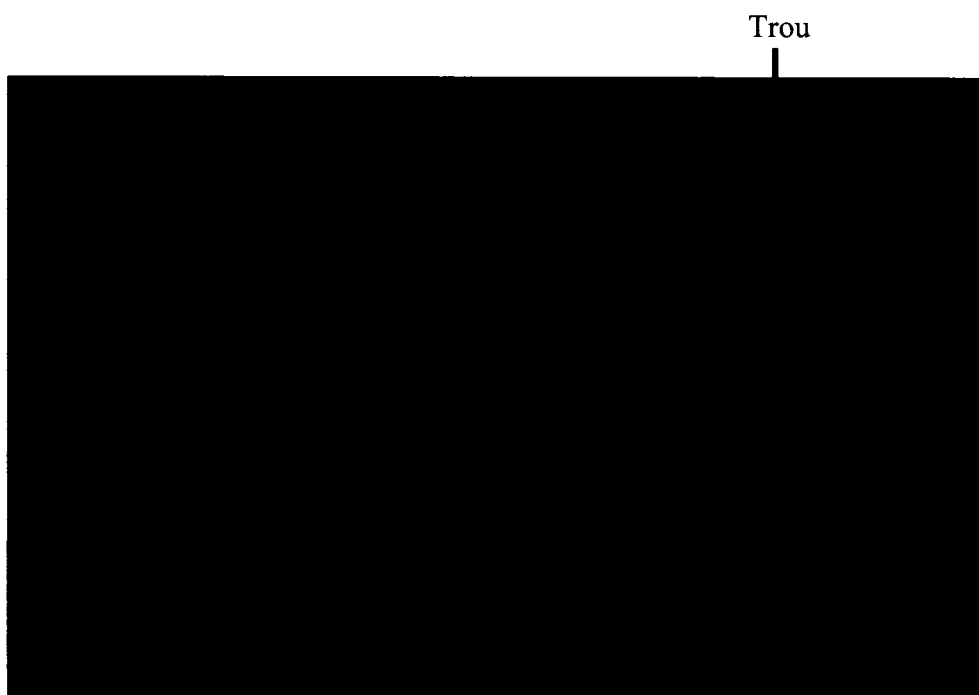


Figure 4-7 : Trous utilisés pour faciliter la gravure de la couche sacrificielle.

La figure 4.8 montre la plateforme, le support et les barres de torsion faits de POLY1 ayant une épaisseur de 2 micromètres. Cette structure est ancrée au niveau des pads d'assemblage, C'est-à-dire la couche d'oxyde a été gravée dans ces deux carrés et le polysilicium déposé directement sur la couche de nitrure. Donc, pour libérer cette structure à la fin du procédé d'assemblage, il faut graver la couche de nitrure dont l'épaisseur est 600 nanomètres.

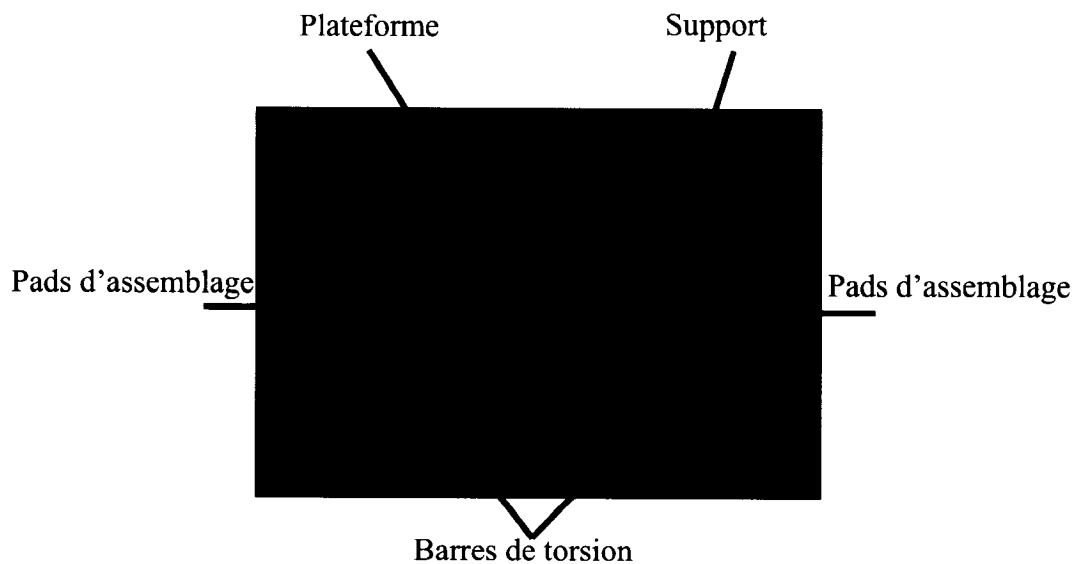


Figure 4-8 : Photographie de la plateforme.

La figure 4.9 montre les électrodes rectangulaires utilisées pour actionner le support, les électrodes trapézoïdales utilisées pour actionner la plateforme, les pads d'assemblage sur lesquelles des billes d'époxy jouant le rôle de séparateurs et les pads d'alimentation constitués des couches de polysilicium (POLY0, POLY1, POLY2) et d'une couche d'or de 0.5 microns d'épaisseur. Les connexions qui relient les électrodes aux pads d'alimentation sont formées de polysilicium ancré (POLY1), afin qu'elles puissent résister à la gravure lors de la libération de la plateforme.

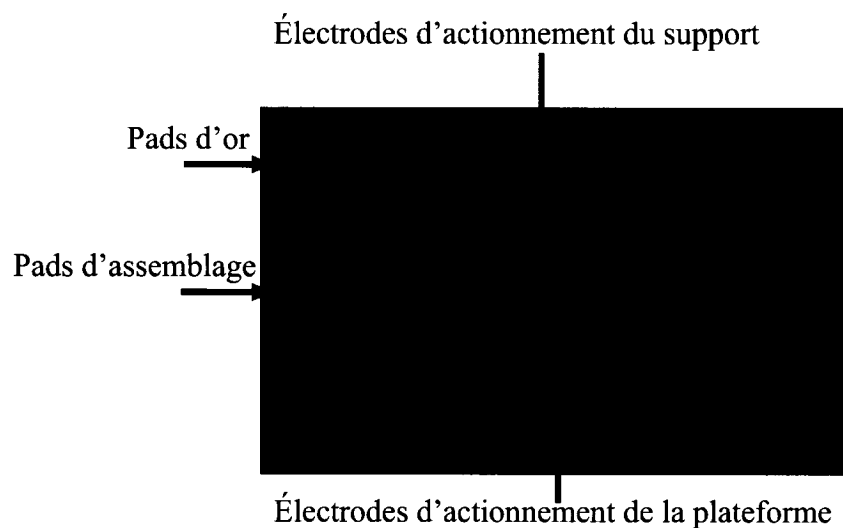


Figure 4-9: Photographie des électrodes d'actionnement.

Les marques d'alignement disposées pour nous aider à aligner les deux parties du balayeur lors de l'assemblage sont d'une grande utilité. Mais durant le « subdicing » des puces, ces marques d'alignement ont été dispersées tel que montré sur les figures 4.10 et 4.11.

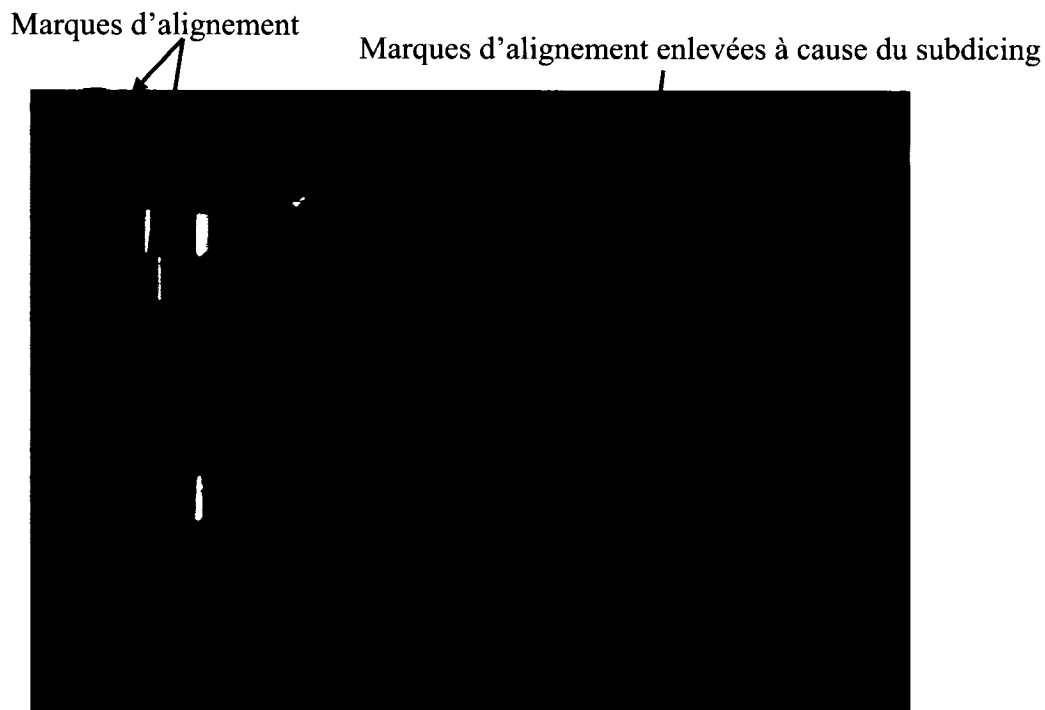


Figure 4-10 : Photographie des électrodes.

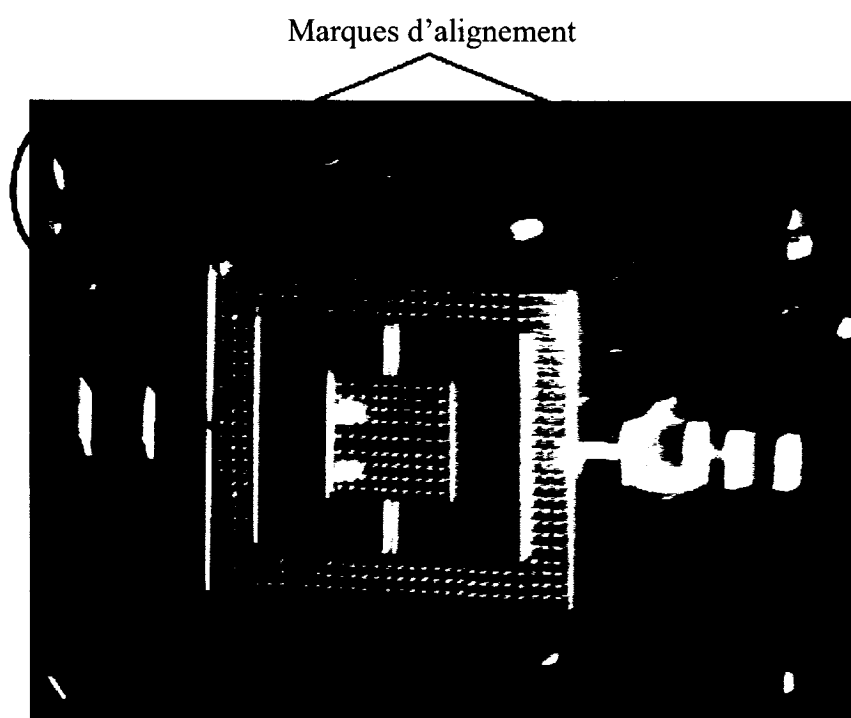


Figure 4-11 : Photographie de la plateforme.

4.3 Assemblage des deux parties du balayeur

L'épaisseur de la couche sacrificielle dans le procédé PolyMUMPs est limitée à 2-2.75 microns, ce qui limite l'espacement entre la plateforme et les électrodes et ainsi l'angle de rotation de la plateforme. Pour cette raison, nous avons dû trouver une méthode d'assemblage qui nous assure d'un espacement suffisant à un angle de rotation acceptable. Pour ce faire, nous avons utilisé un « stencil ». Le procédé d'assemblage s'est déroulé comme suit :

- Gravure de deux trous circulaires de 150 microns dans un papier de Kapton par un faisceau laser (figure 4.12).
- Sur une lamelle de verre, les « pads » d'assemblage situés sur le substrat accueillant les électrodes sont alignées sous le microscope avec les trous percés dans le papier de Kapton (figure 4.13) et les deux bouts du papier sont collés sur la lamelle de verre. Ensuite, on a rempli les trous avec de l'époxy.

- Deux fils d'or de 25 microns de diamètre ont été placés sur le substrat accueillant les électrodes pour s'assurer que les séparateurs aient la même épaisseur.
- Le substrat accueillant la plateforme est retourné à l'envers, aligné avec les billes d'époxy et déposé sur le substrat accueillant les électrodes via ces billes (figure 4.15).
- On laisse les billes d'époxy se solidifier pendant 5 minutes. Ensuite, on retire les fils d'or.

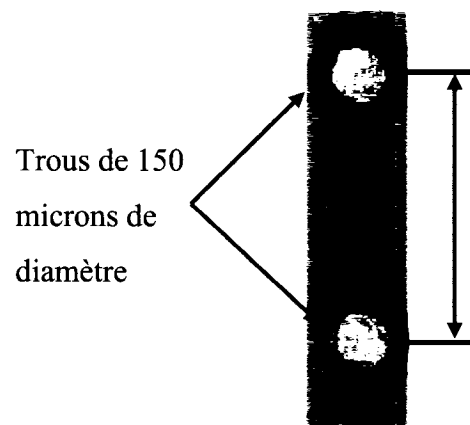


Figure 4-12 : Photographie des trous gravés par laser dans un papier de Kapton de 25 micromètres d'épaisseur.

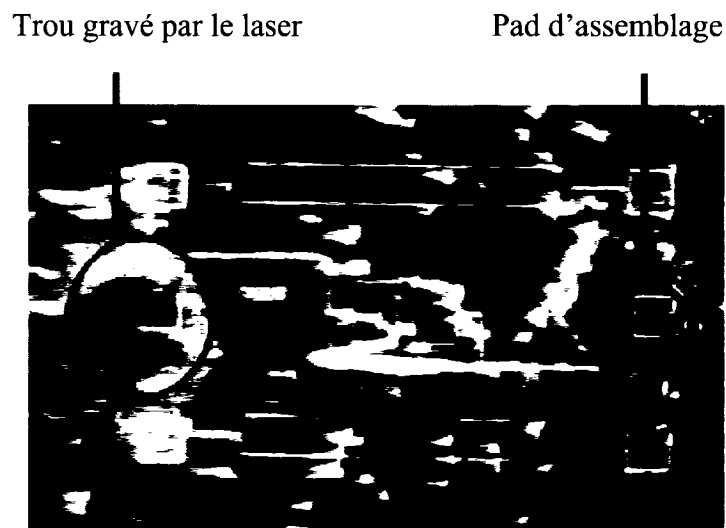


Figure 4-13 : Photographie des trous alignés avec les pads d'assemblage.

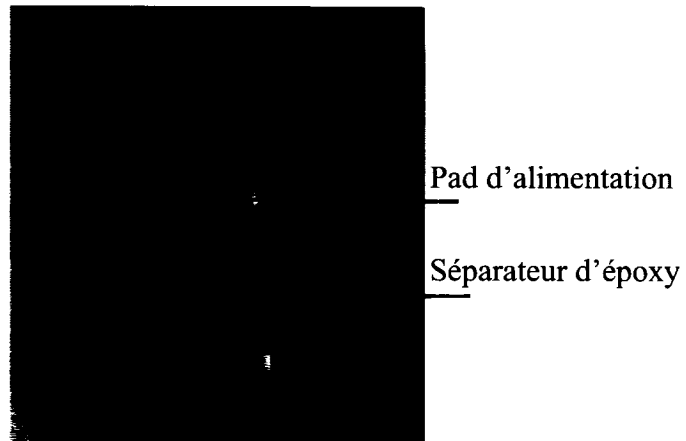


Figure 4-14 : Photographie du séparateur fait d'époxy.

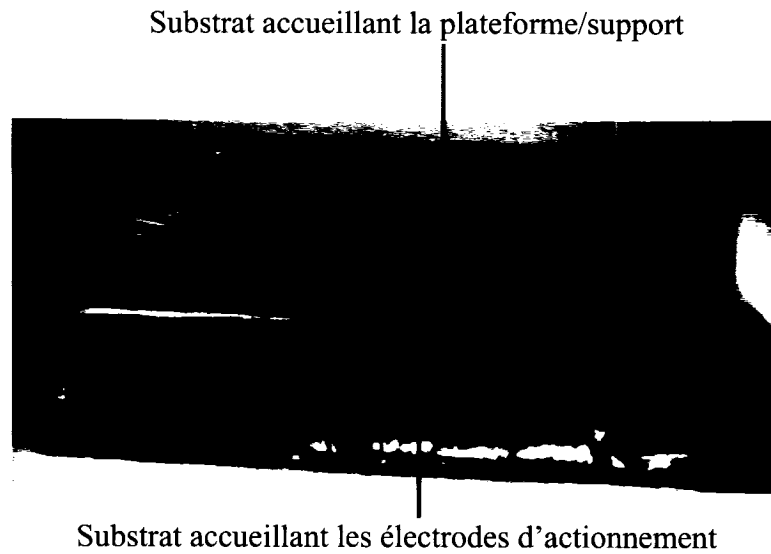


Figure 4-15 : Photographie des deux parties assemblées du balayeur.

4.4 Libération de la plateforme/support

Pour libérer la structure constituée de la plateforme attachée au support, on doit graver la couche de nitrure de silicium située entre cette structure et le substrat sur laquelle elle est déposée. Pour ce faire, on peut graver la couche de nitrure par une solution d'acide phosphorique chauffé à 160°. Par contre, cette dernière a un taux de gravure de 4.5

nm/min. La gravure d'une couche de nitrure de 1.5 cm^2 nécessiterait beaucoup de temps. Pour obvier à cet inconvénient, nous avons décidé de graver le substrat de silicium accueillant la plateforme par la technique RIE (Reactive Ion Etching) dont le taux de gravure est beaucoup plus grand que celui de la solution d'acide phosphorique. La couche de nitrure peut être gravée en utilisant le même appareil de RIE. Nous avons usiné un échantillon en effectuant plusieurs gravures pour trouver les paramètres qui maximisent le taux de gravure.

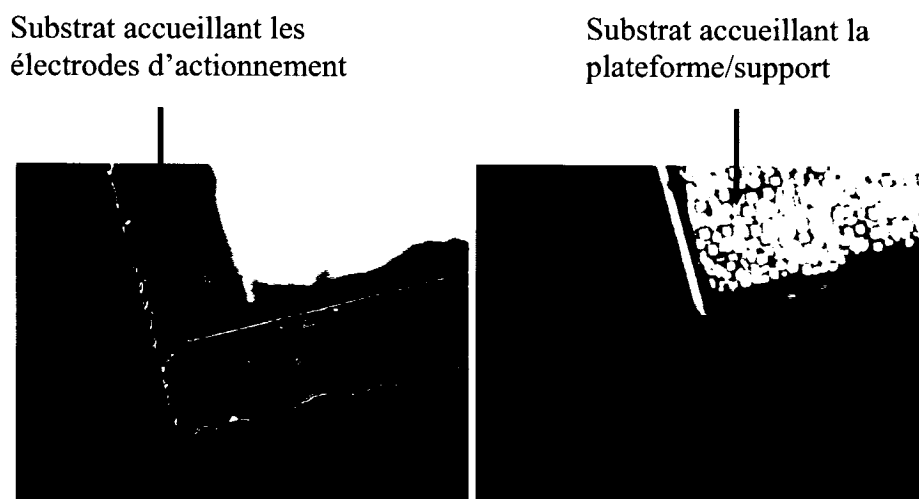


Figure 4-16 : Photographie de la face à graver du substrat accueillant la plateforme.

Dans la dernière gravure, seul le substrat inférieur est présent lors de l'ouverture de la chambre de RIE. Le substrat supérieur semble avoir disparu durant la dernière étape de gravure alors qu'il n'était pas totalement gravé. Il aura peut être été aspiré par la pompe car il était introuvable. Normalement avec l'épaisseur déjà gravée et les estimations de l'épaisseur gravée par la dernière étape, seulement $380 \mu\text{m}$ du substrat supérieur devraient avoir été gravés (sur le 600 initiaux). La vitesse de gravure obtenue avec les conditions de la dernière étape a été validée deux fois. Le substrat supérieur n'a donc pas pu être gravé lors de la dernière étape.

Tableau 4-1 Gravures effectuées par la technique RIE.

Gravure	Débit de gaz fluoré SF6 (sccm)	Pression dans la chambre de RIE (mTorr)	Puissance (W)	Épaisseur gravée (μm)	Temps de gravure (min)	Taux de gravure (μm/min)
1	13	75	300	2	10	0.2
2	13	75	300	6.08	26	0.23
3	13	75	300	8.4	60	0.15
4	13	75	500	14	15	1
5	28.6	75	500	100	60	1.66
6	28.6	75	500	100	60	1.66
7	28.6	75	500	N/A	90	N/A

Donc, la gravure du substrat supérieur ne semble pas fonctionner en RIE. L'échantillon à graver a été détruit.

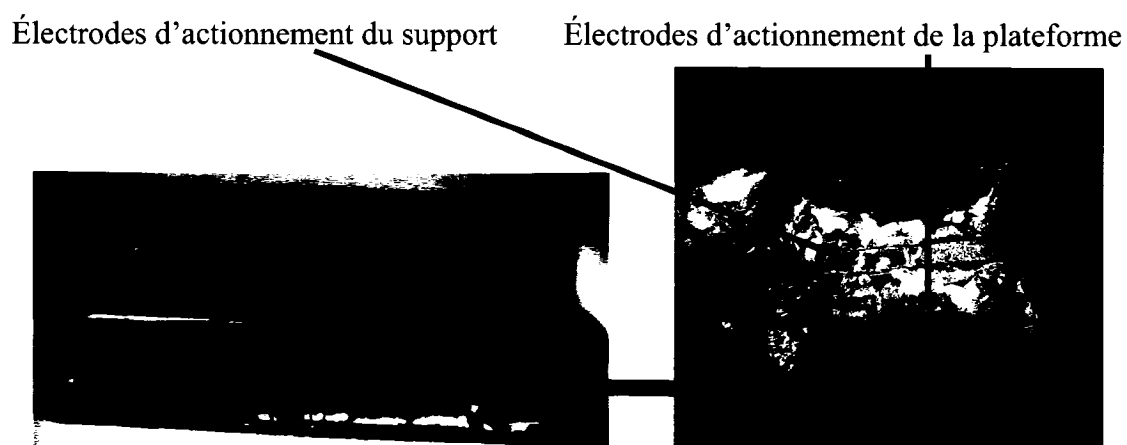


Figure 4-17 : Photographie du substrat, accueillant les électrodes, détruit après la gravure par RIE.

4.5 Conclusion

Nous avons décrit dans ce chapitre la fabrication du balayeur proposé par le procédé PolyMUMPS, de même que la méthode d'assemblage. Le balayeur a été fabriqué et assemblé avec succès. Par contre, la libération de la plateforme n'a pas fonctionné.

CONCLUSION

Les progrès technologiques permettent de réaliser des dispositifs électroniques miniaturisés et versatiles. Des structures mécaniques peuvent être intégrées avec un circuit électronique sur une même puce ce qui conduit à de nouvelles technologies. Les composants microélectromécaniques (MEMS) ont le potentiel de conduire à ces progrès en permettant l'utilisation de matrices de microsystèmes qui fonctionnent en parallèle. C'est dans cette optique que la conception, la simulation, la fabrication et l'assemblage du balayeur proposé ont été effectués.

Le balayeur proposé n'a pas les inconvénients des balayeurs utilisés actuellement dans les systèmes échographiques puisqu'il : 1) offre un balayage continu, sans aucun manque de plans (2D), 2) permet d'avoir une image tridimensionnelle en collectant plusieurs plans en actionnant la plateforme de la cellule ultrasonique. 3) permet d'augmenter le champ de balayage dans le plan de l'image en actionnant le support et permet d'accéder à des plans non accessibles par les autres techniques de balayage, en actionnant la plateforme et le support simultanément.

La contribution de ce mémoire se résume comme suit :

- Proposition d'une nouvelle méthode de balayage qui surmonte plusieurs limitations des techniques conventionnelles.
- Dérivation des expressions qui gèrent le fonctionnement du balayeur.
- Modélisation du balayeur avec le logiciel d'analyse par éléments finis, CoventorWare, pour étudier son comportement et obtenir les courbes qui relient les angles de rotation de la plateforme et du support en fonction de la tension appliquée et déterminer leurs tensions d'effondrement.
- Validation des modèles analytiques et numériques.
- Fabrication du balayeur selon le procédé standard PolyMUMPs et assemblage de ses deux parties.

La complexité de la dernière étape du procédé d'assemblage n'a pas permis une réussite complète de la gravure du substrat supérieur et celle de la couche de nitrure. Ceci nous a empêché de réaliser un prototype fonctionnel. Pour y remédier, nous recommandons dans la poursuite de ce projet de fabriquer les deux parties du balayeur avec le même procédé de fabrication standard PolyMUMPS mais en évitant l'utilisation d'ancres au niveau des pads d'assemblage de la structure plateforme/support. L'omission de ces ancres devrait permettre de libérer la plateforme (ou le support) en gravant la couche d'oxyde de silicium située entre la plateforme et son substrat par une gravure à l'acide fluorhydrique HF 49%. Le taux de gravure de ce dernier, 680 nm/min, est beaucoup plus grand que celui de l'acide phosphorique qui grave le nitrure de silicium, 4.5 nm/min, ce qui devrait permettre de libérer la structure (plateforme ou support) rapidement au lieu de graver le substrat accueillant cette structure. Aussi, le HF à 49% grave le nitrure de silicium à un taux de gravure de 2.7 nm/min ce qui est inférieur au taux de gravure de HF à 49% de l'oxyde de silicium. La couche de nitrure de silicium devrait donc rester après la gravure de l'oxyde et ainsi jouer le rôle d'un isolant entre le substrat et les électrodes d'une part et entre les électrodes et la plateforme d'autre part.

Un test préliminaire peut être effectué en utilisant un micromanipulateur, une source de tension DC, un oscilloscope et un microscope à caméra afin de voir le mouvement de la plateforme en connectant les électrodes à une tension DC et la structure de la plateforme/support à la masse.

Les réponses de la plateforme et du support, suite à l'application d'une tension AC, peuvent être mesurées en utilisant un interféromètre à balayage laser Doppler. Ce dernier, mesure le décalage Doppler du faisceau laser reflété par la plateforme ou le support actionné et par conséquent leurs déplacements peuvent être calculés. Dans ce cas, la puce devrait être installée sous le microscope et le faisceau laser focalisé sur la surface de la plateforme.

Finalement, les déplacements mesurés par le vibromètre peuvent être comparés à ceux obtenus par les simulations effectuées avec le logiciel d'analyse par éléments finis.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] CHRISTENSEN, A. D. (1988). *Ultrasonic Bioinstrumentation*. A Wiley interscience Publication. New York: John Wiley & Sons.
- [2] CONANT, R. (2003). *Micromachined Mirrors*. Kluwer academic publishers. London: Stephen Senturia.
- [3] FENSTER, A., DOWNEY, D.B. (1996). 3-D ultrasound imaging: a review. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, Volume 15, Issue 5, Page(s):118 – 125*.
- [4] HIROSHI, T., HIROYUKI, F. (1996). Electrostatic micro torsion mirrors for an optical switch matrix. *Journal of Microelectromechanical Systems, 5(4):231{237}*.
- [5] http://www.photron.co.jp/img/products/medical/qiva/ivus_1.jpg. Consulté le 25 février 2005.
- [6] JOUVE, P. (1993). *Manuel d'Ultrasonologie Générale de L'adulte*. Paris : Masson.
- [7] KOESTER, D., COWEN, A., MAHADEVAN, R., STONEFIELD, M., HARDY, B. (2003). *PolyMUMPS Design Handbook V10*. Bernin : MEMSCAP.
- [8] McDIKCKEN, W.N. (1997). *Diagnostic Ultrasonics: Principles and Use of Instruments*. New York: John Willy & Sons.
- [9] MEIRE, B. H., FARREANT P. (1982). *Basic Clinical Ultrasound*. British Institute of Radiology, London.
- [10] ROBERT, B. (1999). *Échographie trisimensionnelle*._ENST, Paris, France.

- [11] SOLACROUP J.C., GRENIER N. et PELLEGRIN P. *Imagerie Ultrasonore*. Consulté le 18 janvier 2005. <http://www.med.univ-ennes1.fr/cerf/edicerf/BASES/BA003>.
- [12] TAYLOR, J. et al. (1980). *Manual of Ultrasonography*. Churchill Livingstone. New York.
- [13] TOUBOUL, J. P., ARBEILLE P. (1989). *Exploration Ultrasonore Neurovasculaire* Paris : Masson.
- [14] WARREN C. YOUNG. (1989). *Roark's Formulas for Stress & Strain*. New York: McGraw Hill.
- [15] ZARA, J.M., BOBBIO, S.M, GOODWIN-JOHANSSON, S., SMITH, S.W. (2000). Intracardiac Ultrasound Scanner Using A Micromachine (MEMS) Actuator. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Volume 47, Issue 4, Page(s):984 – 993.

ANNEXE A

CODE DE PROGRAMMATION EN MATLAB DU MODÈLE ANALYTIQUE DU BALAYEUR

```

%Mohamad Hajj Hassan / November 2005
% Modèle analytique du balayeur
% Angle de rotation de la plateforme
clear all;
%mirror geometry
x1=60e-6;
x2=200e-6;
y1=10e-6;
y2=120e-6;
W=120e-6;
bt=2e-6; % épaisseur de la poutre
bl=120e-6; % longueur de la poutre
bw=20e-6; % largeur de la poutre
eps=8.854e-12;
d=33e-6; % espacement initial
G=73e9 ;
%a = angle alpha  angle de rotation de la plateforme
amin=0.01*pi/180;
amax=15*pi/180;
astep=0.1*pi/180;
i=1;
for a=amin:astep:amax
lamda=(x1/y2)*(log((1-(y2*sin(a))/d)/(1-(y1*sin(a))/d))+d/(d-
y2*sin(a))-d/(d-y1*sin(a)))+((x2-x1)/2)*(sin(a)/(d-y2*sin(a))-
sin(a)/(d-y2*sin(a)));
gamma=1-((192*bt/(pi^5*bw))*tanh(pi*bw/(2*bt)));
Vp=sqrt((2*G*bw*bt^3*a^3*gamma)/(3*bl*eps*W*lamda));
Vhist(i)=Vp;
ahist(i)=a;
i=i +1;
end
ahistdeg =ahist*180/pi;
figure (1)
plot(Vhist,ahistdeg);
ylabel('Angle de rotation de la plateforme, degrés');
xlabel('Tension appliquée sur une électrode sous la plateforme,Volts');

```

```

grid on

% Angle de rotation du support
clear all;
bt=2e-6; % épaisseur de la poutre
bl=120e-6; % longueur de la poutre
W=760e-6; % largeur du support
Le=100e-6; % Largeur de l'électrode
bw=20e-6; % largeur de la poutre
eps =8.854e-12;
d=33e-6; % espacement initial
I=(bw*bt^3)/12; % moment d'inertie
G=73e9 ; % module d'élasticité du polisilicium
hL=340e-6; % moitié de la longueur du support
%a = angle beta- angle de rotation du support
afmin=0.1*pi /180;
afmax=5*pi /180;
afstep=0.1*pi/180;
i=1;
for af=afmin:afstep:afmax
lamda=((hL*sin(af)/(d-(hL*sin(af))))+log(1-(      hL*sin(af)/d)))-((hL-
Le)*sin(af)/(d-((hL-Le)*sin(af))))+log(1-((hL-Le)*sin(af)/d));
gamma = 1-((192*bt/(pi^5*bw))*tanh(pi*bw/(2*bt)));
Vs=sqrt((4*G*bw*bt^3*af^3*gamma)/(3*bl*eps*W*lamda));
Vshist(i)=Vs;
afhist(i)=af;
i=i +1;
end
afhistdeg=afhist*180/ pi ;
figure(1)
plot(Vshist,afhistdeg);
ylabel('Angle de rotation du support, degrés');
xlabel('Tension appliquée sur une électrode sous le support, Volts');
grid on

```