

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DESIGN ET FABRICATION D'UN SENSEUR DE PRESSION SANS FIL
IMPLANTABLE

MAXIME DAIGLE

DÉPARTEMENT DE GÉNIE ÉLECTRIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES (M.Sc.A.)
(GÉNIE ÉLECTRIQUE)

AVRIL 2006

© Maxime Daigle 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: 978-0-494-19291-7
Our file *Notre référence*
ISBN: 978-0-494-19291-7

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:

DESIGN ET FABRICATION D'UN SENSEUR DE PRESSION SANS FIL
IMPLANTABLE

présenté par: DAIGLE, Maxime

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

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

M. WU Ke, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. BOURRY Mathieu, Ph.D., membre

M. AKYEL Cevdet, Ph.D., président

À mes parents, par qui tout a commencé

Remerciements

Je remercie premièrement mes directeurs, le professeur Ke Wu et le docteur Jacques Corcos pour leur soutien, leur confiance et pour m'avoir permis d'entreprendre ce projet.

Je remercie aussi les techniciens du laboratoire Poly-Grames : Steve Dubé, Roch Brassard et Jules Gauthier qui ont travaillé d'innombrables heures à ce projet et m'ont beaucoup appris. En particulier, je remercie Jules Gauthier sans qui ce projet n'aurait tout simplement pas été possible et qui m'a épaulé durant ces trois années (presque!). Je remercie aussi Stéphane Larouche pour ses nombreux dépôts faits durant ses temps libres.

Finalement, je remercie mes collègues de travail pour leur soutien moral, et tout spécialement, Constantin Fortier, avec qui j'ai collaboré étroitement tout au long du projet.

Résumé

Ce projet de recherche a pour but la conception et la fabrication d'un senseur de pression sans fil implantable. Ce dispositif est conçu pour être éventuellement au cœur d'un système complet permettant aux urologues de faire leurs tests urodynamiques sans fil par implantation du dispositif. Actuellement, les tests urodynamiques se font sous cathéters et peuvent s'avérer très inconfortables pour le patient et la présence des cathéters biaise les résultats en obstruant l'urètre. Le senseur de pression est la pièce maîtresse d'un système sans fil appelé à remplacer l'appareillage urodynamique classique afin d'éliminer ces désavantages.

En premier lieu, il existe plusieurs types de senseurs de pression. Selon nos critères, le senseur capacitif en mode contact a été choisi parce qu'il convient très bien à notre application. Une fois le type de senseur choisi, il faut être en mesure de modéliser son comportement en fonction de la pression. Un modèle analytique de la réponse du senseur a été développé sur le langage de programmation *Matlab*. Cette simulation permet de déterminer les dimensions optimales du senseur pour maximiser sa sensibilité. Ce modèle est ensuite confronté aux résultats fournis par un logiciel d'analyse par éléments finis spécialisé dans le design de microsystemes électromécaniques, la suite de logiciels *Coventor*. La corrélation entre les résultats des deux simulations est assez bonne, mais illustre surtout les limites de l'analyse par éléments finis puisque l'ordinateur utilisé n'a pas été assez performant pour confirmer la convergence de la solution. En effet, il aurait fallu pouvoir simuler avec un maillage encore plus fin pour

vraiment démontrer l'accord entre les deux simulations, ce qui n'a pu être fait malgré l'utilisation d'un ordinateur (personnel) relativement récent et performant.

Les dimensions du senseur ont pu être fixées à l'aide des simulations et les masques ont été fabriqués au laboratoire par procédé photographique. Étant donné les limites du laboratoire qui n'en est pas un de microfabrication, une approche modulaire a été choisie. Ainsi, les différentes parties du senseur sont fabriquées séparément et ensuite assemblées individuellement, à l'aide d'un appareil de mise en place. Les pièces sont fabriquées en lots à l'aide des techniques de microfabrication suivantes : la photolithographie, la gravure humide, la déposition chimique en phase vapeur assistée par plasma, la pulvérisation, l'évaporation et l'électroplacage.

Du côté de l'assemblage, plusieurs techniques ont été tentées afin de sceller le senseur sous vide. Il est en effet essentiel que la cavité soit scellée sous vide afin d'éviter l'amortissement de l'air comprimé quand la membrane fléchit. Deux techniques de soudures eutectiques ont été essayées sans succès. Par contre, l'assemblage manuel à l'aide d'époxy isolant et conducteur a été concluant et a permis de produire plusieurs senseurs dont la membrane était libre. Cependant, les tentatives pour sceller hermétiquement la cavité se sont soldées par des échecs.

Malgré le fait que la cavité n'a pas pu être scellée correctement, le perçage d'un trou sous la cavité permet l'évacuation de l'air dans la cavité quand la membrane fléchit et permet de mesurer le comportement de la membrane exactement comme si la cavité était scellée hermétiquement. Ces mesures ont montré qu'un phénomène empêchait la membrane d'atteindre le fond de la cavité sous une pression d'air, malgré le fait que la

membrane fléchissait. De plus, la membrane atteint le fond et une lecture est possible quand la pression exercée est mécanique. Cela a mis en évidence la présence de micropores dans la membrane qui laissent passer l'air dans la cavité. L'air s'écoule ensuite vers le trou, mais sa présence provoque la création d'un coussin d'air qui empêche la membrane de faire contact avec le fond. Le manque de temps n'a pas permis de s'attaquer à ce problème, mais les solutions pour éliminer la présence des pores sont facilement envisageables, quoique assez coûteuses, par exemple la fabrication de membranes uniquement par pulvérisation ou par évaporation.

Abstract

The aim of this project is to design and fabricate a wireless implantable pressure sensor. This device is conceived to be part of a complete system to allow urologists to conduct their urodynamic tests wirelessly through the implantation of the sensor into the patient bladder. Actually, urodynamic tests are via catheters which are uncomfortable for the patient and can induce a bias in the result by obstructing the urethra. The pressure sensor is the centrepiece of a whole wireless urodynamic system developed to address these problems.

There are different types of pressure sensors but a capacitive pressure sensor in contact mode has been chosen for this application because its characteristics are perfect for this project. Once the sensor type is chosen, we need a way to predict its behaviour under pressure. An analytical model has been programmed in *Matlab* language to simulate the sensor response. This simulation furnishes all the information necessary to determine the optimum dimensions for the sensor to insure maximum sensibility. The results of this model are then compared to the results from a finite element analysis program specialized in micro electromechanical systems design and simulation, the *Coventor* suite. The correlation between the two models is fine, but it mainly illustrates the limits of finite elements analysis as the computer used did not have enough memory to verify the convergence of its solutions. The mesh size needed to confirm the results from the finite element analysis was too fine for the computer available, a recent and powerful personal computer.

The sensors dimensions are chosen with the help of the two simulations and the masks are fabricated in the laboratory using a photographic process. Due to the fact that the Poly-Grames laboratory is a microwave lab and not a microfabrication one, a modular approach was chosen. The different parts of the sensors are fabricated separately and then assembled using a pick and place tool. The parts are batch-produced using the following microfabrication techniques: photolithography, wet etching, plasma assisted chemical vapour deposition, sputtering, evaporation and electroplating.

Numerous techniques have been developed to seal the cavity under vacuum. It is important to seal the cavity with minimum pressure because of the dampening effect introduced by the presence of air when it is compressed by the sagging membrane. Two eutectic soldering techniques were tried without success. However, the manual assembly of the parts using conductive and non-conductive epoxy was successful and allowed the fabrication of many sensors with a free moving membrane. All the attempts to seal the sensor under vacuum were unsuccessful.

It is however possible to measure the behaviour of the sensor exactly as it would be if the cavity was vacuum sealed by piercing a hole that connects the cavity with the exterior and by applying different pressure on the two sides of the sensor. Measures have shown that some force is preventing the membrane to touch the bottom of the sensor under air pressure, but the membrane has been observed to sag. Moreover, the membrane touches the bottom and a measurement can be done when the pressure is exerted mechanically. This phenomenon indicates the presence of pinholes in the membrane that can allow the air to pass into the cavity. The air is evacuated through the

hole, but its presence in the cavity creates an air cushion that prevents the membrane from touching the bottom of the sensor. Limited time did not allow us to resolve this problem, but the solutions are simple but costly, like the fabrication of the membrane using only sputtering or evaporation.

Table des matières

Remerciements.....	v
Résumé.....	vi
Abstract	ix
Table des matières.....	xii
Liste des tableaux.....	xv
Liste des figures	xvi
Liste des abréviations.....	xix
1. Introduction.....	1
2. Concepts de base; télémétrie et senseurs de pression	4
2.1. Senseurs de pression	4
2.1.1. Senseurs piézorésistifs	4
2.1.2. Senseurs résonants	7
2.1.3. Senseurs capacitifs	9
2.2. Télémétrie : couplage inductif	11
2.3. Considérations pratiques	14
3. Modélisation du comportement du senseur.....	17
3.1. Modélisation, aspect théorique.....	17
3.1.1. Cas de flexion des plaques pour de petites déflexions.....	18
3.1.2. Cas pour de grandes déflexions.....	21
3.1.3. Mode contact.....	24

3.1.4.	Capacités parasites	26
3.2.	Modélisation : implémentation	28
4.	Fabrication du senseur.....	37
4.1.	Méthodes et appareils.....	37
4.1.1.	Photolithographie	37
4.1.2.	Évaporation	43
4.1.3.	Pulvérisation.....	46
4.1.4.	Électroplacage	49
4.1.5.	Appareil de mise en place (<i>pick and place</i>)	50
4.1.6.	Profilomètre (<i>dektak</i>)	51
4.1.7.	Micro-usinage laser.....	53
4.1.8.	Station de mesure sous pointes	54
4.2.	Fabrication du senseur.....	55
4.2.1.	Senseurs : dimensions et matériaux	55
4.2.2.	Fabrication.....	59
4.2.3.	Assemblage	66
4.2.4.	Technique de mesures.....	68
5.	Résultats et discussion	71
5.1.	Simulation sur Matlab.....	71
5.2.	Caractérisation du TiO ₂	76
5.3.	Résultats de mesures	78
5.4.	Discussion sur l'assemblage	86

5.5. Considérations biomédicales.....	88
6. Conclusion et travaux futurs	90
Références	94
Annexe A : Résultats de mesures de permittivité et tension de claquage du TiO ₂	98

Liste des tableaux

Tableau 2-1 Caractéristiques exigées du système urodynamique proposé	16
Tableau 2-2 Capacité de dépôt du laboratoire Poly-Grames	17
Tableau 3-1 Caractéristiques choisies du senseur de pression.....	36
Tableau 4-1 Solutions de gravure disponibles à Poly-Grames	42
Tableau 4-2 Constante diélectrique de différents matériaux biocompatibles	56
Tableau 5-1 Résultats de la permittivité et de la tension de claquage du TiO_2	77
Tableau 5-2 Épaisseur des couches pour soudure eutectique	87

Liste des figures

Figure 2-1 Configuration en pont de Wheatstone d'un senseur de pression piézorésistif	5
Figure 2-2 Circuit équivalent au pont de Wheatstone.....	6
Figure 2-3 Schéma d'un senseur de pression résonant	7
Figure 2-4 Schéma du senseur de pression capacitif en mode contact choisi.....	10
Figure 2-5 Principe d'induction magnétique	11
Figure 2-6 Schéma équivalent du système de télémétrie	12
Figure 2-7 Schéma du pulse d'excitation et de la résonance	13
Figure 3-1 Membrane uniformément chargée.....	17
Figure 3-2 Schéma de la membrane et variables	18
Figure 3-3 Variables pour un senseur de pression en mode contact.....	25
Figure 3-4 Capacités parasites du senseur de pression en mode contact.....	26
Figure 3-5 Comportement de senseur de pression en mode et classique.....	29
Figure 3-6 Comparaison approche petites déflexions vs grandes déflexions	30
Figure 3-7 Profil de la membrane pour différentes pressions.....	31
Figure 3-8 Capacité du senseur simulé en fonction de la pression	33
Figure 3-9 Détail de la capacité du senseur simulé en fonction de la pression.....	33
Figure 3-10 Fréquence de résonance du senseur simulé en fonction de la pression.....	34
Figure 3-11 Détail de la fréquence de résonance du senseur simulé en fonction de la pression	35
Figure 3-12 Contribution des capacités parasites et de la membrane hors contact.....	35

Figure 4-1 Équipement de photolithographie	38
Figure 4-2 Procédé photolithographique.....	39
Figure 4-3 Mise en forme par gravure et lift off.....	41
Figure 4-4 Effet d'ombrage de l'évaporation.....	44
Figure 4-5 Appareil d'évaporation.....	45
Figure 4-6 Schéma d'un pulvérisateur	46
Figure 4-7 Le pulvérisateur CrC-150 de Plasma Sciences	48
Figure 4-8 Schéma d'un système d'électroplacage.....	49
Figure 4-9 Appareil de mise en place West Bond 7200A.....	51
Figure 4-10 Profilomètre 6M de Veeco (<i>dektak</i>).....	52
Figure 4-11 Système d'usinage laser	53
Figure 4-12 Station de mesure sous pointes Cascade Microtech 9000.....	54
Figure 4-13 Fabrication du condensateur de test pour déterminer la permittivité:.....	57
Figure 4-14 Fabrication d'une cavité hermétique par couche sacrificielle :.....	59
Figure 4-15 Fabrication d'une cavité hermétique par fusion de substrat.....	61
Figure 4-16 Appareil de nettoyage par ultrasons	62
Figure 4-17 Dimensions de l'électrode fixe.....	63
Figure 4-18 Position des contacts du senseur	67
Figure 4-19 Apparence d'un senseur fabriqué.....	68
Figure 4-20 Plaquette de test du senseur.....	69
Figure 4-21 Chambre de pression pour tester le senseur	70
Figure 5-1 Comparaison des résultats des deux simulations : 0 à 1 MPa.....	74

Figure 5-2 Comparaison des résultats des deux simulations : 0 à 25 MPa.....	74
Figure 5-3 Déplacement de la membrane à 100 kPa.....	76
Figure 5-4 Chambre à vide pour sceller le senseur	79
Figure 5-5 Bras rotatif pour sceller le senseur	79
Figure 5-6 Système de test par aspiration	81
Figure 5-7 Phénomène du coussin d'air.....	83
Figure 5-8 Profil de la membrane mesuré au <i>Dektak</i>	84
Figure 5-9 Agrandissement de la surface de la membrane (100X).....	85
Figure 5-10 Technique de soudure eutectique multicouche	87

Liste des abréviations

<i>MEMS</i>	<i>microelectromechanical systems</i> ; microsystèmes électromécaniques
<i>UD</i>	urodynamique
<i>UDA</i>	urodynamique ambulatoire
<i>UDAA</i>	urodynamique ambulatoire avancée
<i>CVD</i>	<i>chemical vapour deposition</i> ; déposition chimique en phase vapeur
<i>PECVD</i>	<i>plasma assisted chemical vapour deposition</i> ; déposition chimique en phase vapeur assistée par plasma
<i>FCC</i>	<i>Federal Communication Commission</i> (Commission fédérale de la Communication, É-U)

Variables et constantes (unité)

<i>A</i>	aire de recouvrement entre deux électrodes (en m ²)
<i>d</i>	distance entre les deux électrodes (en m)
<i>V_{out}</i>	tension de sortie (V)
<i>V_{in}</i>	tension d'entrée (V)
<i>Q</i>	facteur de qualité (sans unités)
<i>L</i>	inductance (H)
<i>C</i>	capacitance (F)
<i>ω</i>	pulsation naturelle de résonance d'un circuit LC (rads/s)
<i>f</i>	fréquence naturelle de résonance d'un circuit LC (Hz)
<i>a</i>	rayon libre de la membrane (m)

a_{ext}	rayon externe du senseur (m)
r_e	rayon de l'électrode du bas (m)
h	épaisseur de la membrane (m)
w	déflexion verticale (m)
$w(r)$	déflexion verticale en fonction de la position radiale (m)
r	position radiale sur la membrane
w_0	déflexion verticale au centre de la membrane (m)
q	pression appliquée sur la membrane (Pa)
D	rigidité de flexion ($\text{Pa}\cdot\text{m}^3$)
E	module d'Young (Pa)
ν	coefficient de Poisson (sans unités)
ϵ_0	permittivité du vide : $8.854187817\text{e}^{-12}$ (F/m)
ϵ_R	déformation radiale de la membrane (sans unités)
ϵ_t	déformation transversale de la membrane (sans unités)
ϵ_r	permittivité relative (sans unités)
e	épaisseur du diélectrique recouvrant l'électrode du bas (m)
M	inductance mutuelle de deux inductances (sans unités)
R_p	résistance parasite (Ω)
k	coefficient de couplage entre deux inductances (sans unités)
L_s	inductance de senseur (H)
L_{ext}	inductance de l'antenne externe
$C_{contact}$	capacitance due au rayon de contact (F)

C_{film}	capacitance parasite due au film diélectrique où il n'y a pas contact (F)
C_{vide}	capacitance due à la membrane où elle ne touche pas le film diélectrique (F)
C_{lead}	capacitance parasite due à la sortie de l'électrode du bas (F)
C_{tot}	capacitance totale du dispositif (F)
G	profondeur de la cavité (m)

1. Introduction

Les problèmes des fonctions urinaires sont excessivement fréquents, en particulier l'incontinence sous toutes ses formes qui touche environ 1,5 millions de Canadiens [1]. Malgré cette abondance de cas, l'identification des causes de ces troubles est actuellement difficile et se fait dans des conditions d'inconfort pour le patient et demande une cathérisation qui fausse quelque peu les signaux. La méthode la plus utilisée pour le diagnostic de problèmes des fonctions urinaires, appelée test urodynamique (*UD*), se fait en insérant deux senseurs de pression à l'aide de cathéters, l'un dans la vessie et l'autre dans le rectum. La différence entre les deux pressions mesurées représente la pression due au muscle détrusor, muscle entourant la vessie et qui est en cause dans les cas d'incontinence. La vessie est successivement remplie (continence) et vidée (miction) avec une solution physiologique (préparation d'eau salée), ce qui est censé représenter le cycle normal à l'intérieur d'une vessie, mais en accéléré. La prise de mesures a une durée de 30 à 45 minutes pendant lesquelles le patient est inconfortable et stressé, ce qui vient fausser les résultats (on sait que le stress peut causer une instabilité du détrusor, comme une envie urgente d'uriner chez des personnes ne souffrant pas d'incontinence, avant une présentation orale, par exemple). Une première tentative pour améliorer la prise de mesures a été réalisée en rendant mobile tout l'équipement de prise de mesure, l'urodynamique ambulatoire (*UDA*); le patient peut alors se déplacer en entraînant les cathéters et les systèmes d'enregistrement [2]. Le test peut alors durer plus longtemps et ne requiert pas la présence d'un urologue

pour toute la durée de l'examen. Grâce à cette technique, on remplace le remplissage artificiel par le cycle urinaire normal, ce qui permet un diagnostic qui correspond mieux à la réalité. Cette méthode est généralement utilisée lorsque la méthode traditionnelle fournit des résultats incertains ou ininterprétables. Par contre, les mouvements du patient, combinés à la présence des cathéters, semblent provoquer des contacts avec la paroi de la vessie, ce qui cause des réactions du muscle détrusor qui viennent perturber la prise de mesure. De plus, l'obstruction des conduits urinaires attribuable à la présence de cathéters augmente systématiquement les pressions enregistrées lors de la miction. Par contre, la relative liberté du patient lui permet de se placer dans des situations ou d'adopter des comportements qui sont favorables à l'apparition de ses symptômes d'incontinence, un avantage indéniable par rapport à la méthode classique [3].

Idéalement, un système urodynamique devrait être le moins invasif possible, c'est-à-dire assez petit pour être inséré via l'urètre sans douleur (ce que les deux méthodes présentées précédemment réussissent relativement bien) et aussi permettre une évaluation du cycle urinaire naturel (ce que le *UDA* fait, alors que le *UD* en est incapable). De plus, il serait préférable que le système puisse mesurer la pression du détrusor sur un laps de temps relativement long, puisque plusieurs symptômes de l'incontinence sont épisodiques. Une période d'au moins trois jours de mesure continue permettrait d'obtenir un portrait beaucoup plus complet de la condition du patient. Par contre, un temps aussi long empêche l'utilisation de cathéters, puisque les risques d'infection seraient élevés et qu'un patient qui dort pourrait les arracher et possiblement se blesser. Il serait donc préférable de favoriser une approche sans fil pour acheminer

l'information à l'extérieur du site de mesure (la vessie). D'autre part, si le patient devait être gardé en milieu clinique, les coûts liés à l'examen deviendraient extrêmement élevés pour un séjour de trois jours; il faudrait donc que le patient puisse retourner chez lui entre l'implantation du système et son enlèvement. Nous désignerons un appareil qui regroupe toutes ces caractéristiques un système d'urodynamique ambulatoire avancée (*UDAA*).

Dans ce mémoire, nous nous attarderons au design et à la fabrication de la partie implantable d'un dispositif de mesure *UDAA*, en particulier le capteur de pression. Le but premier de ce projet consiste à modéliser et fabriquer un prototype fonctionnel du capteur de pression à partir des outils disponibles au laboratoire Poly-Grames. Bien que ce laboratoire n'en soit pas un de microfabrication, mais plutôt une installation de fabrication de circuits micro-ondes, il permet néanmoins la fabrication de dispositifs simples aux dimensions critiques relativement grandes (pour le domaine de la microfabrication). L'un des défis de ce projet sera de contourner les limitations et les contraintes des procédés de fabrication disponibles. Le premier chapitre présentera une revue des différentes technologies des capteurs de pression et leurs caractéristiques ainsi que le concept de télémétrie utilisé. Dans le deuxième chapitre, nous verrons comment modéliser le comportement du capteur de pression. Le troisième chapitre montrera comment le capteur est réalisé, alors que le quatrième chapitre présentera les résultats obtenus.

2. Concepts de base; télémétrie et senseurs de pression

2.1. Senseurs de pression

Les senseurs de pression furent les premiers microsystèmes électromécaniques (MEMS) à connaître un succès commercial dès les années 70, en particulier dans le domaine de l'automobile. Actuellement, les senseurs de pression représentent une part importante du marché des MEMS. Une vaste gamme de senseurs existe pour différentes applications, mais les senseurs de pression peuvent être divisés en trois grandes familles selon le phénomène physique qui permet d'obtenir la mesure : les senseurs piézorésistifs, les senseurs résonants et les senseurs capacitifs. Nous décrirons brièvement le principe de fonctionnement et les caractéristiques de ces senseurs.

2.1.1. Senseurs piézorésistifs

Les senseurs piézorésistifs sont les senseurs de pression les plus anciens et dont la technologie est la mieux maîtrisée. Ils tendent néanmoins à être progressivement remplacés par d'autres types de senseurs de pression. Plusieurs cristaux possèdent la propriété de changer de résistivité selon l'état de contrainte auquel ils sont soumis, c'est l'effet piézorésistif. Cet effet peut être mis à contribution pour fabriquer un senseur de pression. On forme d'abord une cavité fermée hermétiquement et recouverte d'une membrane mince et flexible faite d'un matériau isolant (souvent de l'oxyde de silicium ou une membrane de silicium recouverte d'oxyde). Sur cette membrane est déposé le matériau piézorésistif, ainsi que du métal sous forme de lignes de conduction, un exemple est montré à la figure 2-1 [4]. La différence entre la pression externe et la

pression à l'intérieur de la cavité provoque une flexion de la membrane. Cette flexion induit la variation des contraintes dans la membrane qui sont transmises aux jauges piézorésistives. Le facteur de jauge longitudinal du polysilicium (qui est souvent utilisé comme matériau piézorésistif) étant de signe opposé au facteur de jauge transversal, l'effet piézorésistif aura des conséquences inverses sur les deux types de jauges. Un branchement astucieux en pont de Wheatstone permet de transformer cette différence de résistance en variation de potentiel. Le pont de Wheatstone est présenté à la figure 2-2. Lorsque la membrane est au repos, c'est-à-dire que la pression externe est la même que celle à l'intérieur de la cavité, toutes les résistances ont la même valeur et le potentiel V_{out} est nul. Par contre, si la pression externe augmente, les contraintes se

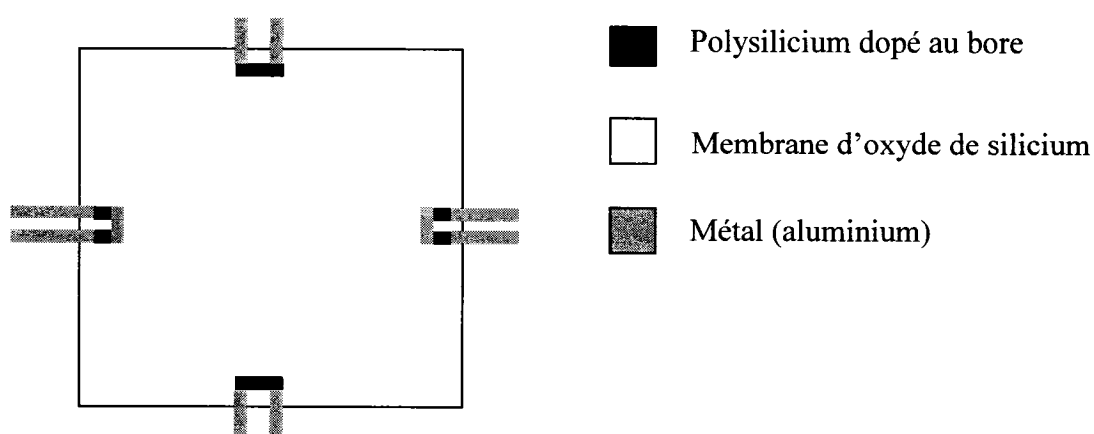


Figure 2-1 Configuration en pont de Wheatstone d'un capteur de pression piézorésistif

développent dans la membrane et l'effet piézorésistif apparaît. Deux des jauges verront leur résistance augmenter (dans le cas du schéma, les résistances R_1 et R_4), alors que les deux autres présenteront une résistance inférieure à leur valeur au repos. Ceci fera varier

le potentiel V_{out} , une variable qui dépend des contraintes et donc de

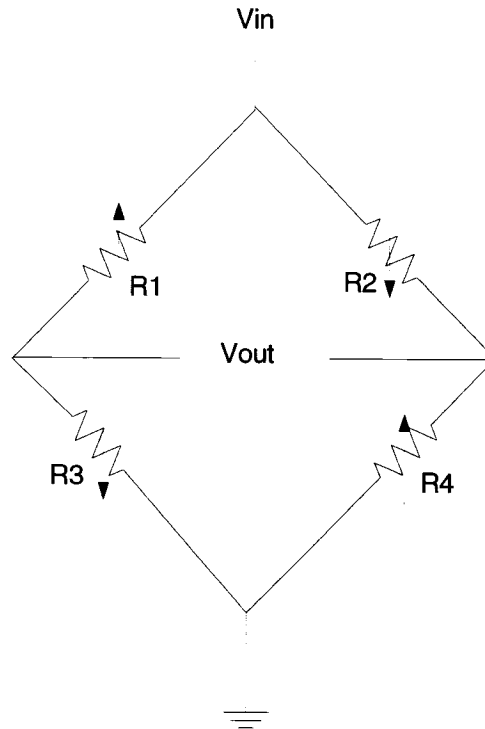


Figure 2-2 Circuit équivalent au pont de Wheatstone

la pression. Ces senseurs sont relativement peu précis étant donné que la résistance ne varie pas beaucoup (1-3%). Généralement, ce type de senseur est accompagné d'un circuit qui permet de compenser pour l'importante non-linéarité du système. De plus, le facteur de jauge varie beaucoup en fonction de la température, il est donc préférable d'y ajouter un senseur de température afin de pouvoir compenser ces effets. D'un autre côté, la nature même de senseur requiert une alimentation en tension continue, ce qui est généralement fait à l'aide d'une pile ou encore d'un système de télémétrie complexe qui transforme le courant alternatif reçu en tension stable et continue, ce qui nécessite un circuit d'accompagnement encore plus complexe. Les principaux avantages des senseurs

de pression piézorésistifs sont la relative facilité de fabrication et surtout la tolérance élevée à la variation de certains paramètres comme la profondeur de la cavité.

2.1.2. Senseurs résonants

Les senseurs résonants ont fait leur apparition dans les années 90 afin de répondre à la demande pour des senseurs possédant des performances exceptionnelles, tant au point de vue de la précision que de la stabilité à long terme. Leur principe de fonctionnement est basé sur la variation de la fréquence de résonance d'une membrane en fonction de la tension à laquelle elle est soumise. En effet, plus la tension dans une membrane est importante, plus la fréquence de résonance naturelle de cette dernière est élevée. Il faut cependant maintenir l'élément résonant sous vide pour éviter l'amortissement par l'air et la contamination, ce qui permet d'obtenir un facteur de qualité très élevé, des valeurs de 40000 étant possibles [5]. L'architecture d'un tel senseur est montrée à la figure 2-3. L'élément résonant est excité de façon électrothermique à l'aide d'une résistance

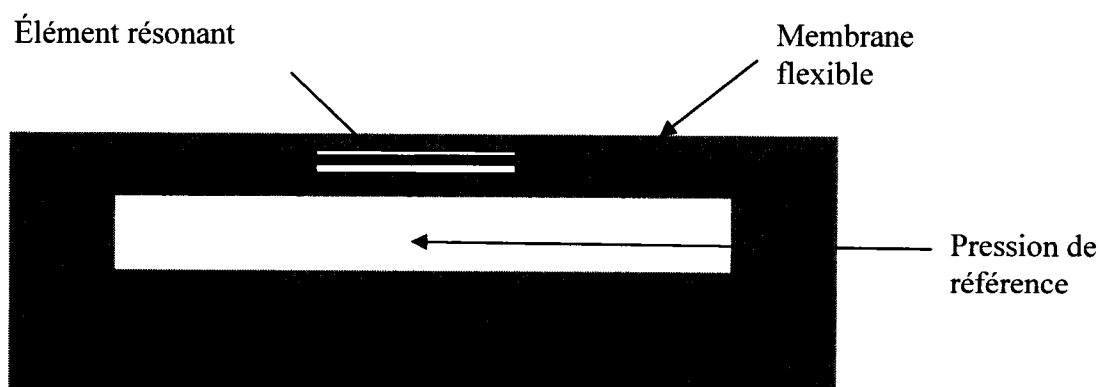


Figure 2-3 Schéma d'un senseur de pression résonant chauffante alimentée par un courant alternatif qui le fait osciller à sa fréquence naturelle.

Il faut ajouter une boucle de rétroaction afin que l'excitation suive la fréquence du

système qui varie avec la pression. Le principal désavantage des senseurs résonants réside en leur difficulté de fabrication. Il faut en effet parvenir à sceller sous vide une cavité contenant l'élément résonant. Cet élément est généralement un ruban suspendu et fixé à ses deux extrémités. Il faut ensuite réduire l'épaisseur du substrat contenant cette petite cavité de manière à obtenir une membrane assez flexible pour qu'elle fléchisse suffisamment sous l'influence de la gamme de pression qui nous intéresse, le tout sans endommager le dispositif qu'il contient. De plus, il est ensuite nécessaire de former une autre cavité hermétique, plus grande, sous la membrane de façon à maintenir une pression de référence par rapport à laquelle la membrane fléchira. Le grand nombre d'étapes augmente les coûts des senseurs résonants. Il faut en plus un contrôle très précis des profondeurs de gravure et utiliser des techniques anti-stiction (i.e. utilisation du CO₂ supercritique, gravure sèche) afin de définir le ruban résonant et le libérer. Néanmoins, les senseurs de pression résonants possèdent les meilleures caractéristiques des senseurs microfabriqués; ils sont très sensibles et possèdent une grande stabilité à long terme si les cavités sont suffisamment hermétiques, ce qui fait d'eux les meilleurs candidats pour des applications où les coûts ont moins d'importance par rapport aux performances, comme dans le cas d'applications spatiales.

2.1.3. Senseurs capacitifs

Les senseurs de pression capacitifs sont sûrement les senseurs de pression dont le fonctionnement est le plus simple. Effectivement, il s'agit de former un condensateur dont l'une des plaques est une membrane qui fléchit sous une variation de pression, modifiant l'espacement entre les plaques et faisant ainsi varier la capacitance. Ils sont relativement faciles à fabriquer, la principale difficulté étant de sceller la cavité sous vide afin d'empêcher l'air de se comprimer sous la flexion de la membrane, inhibant de plus en plus son fléchissement. Un désavantage des senseurs capacitifs est que la sortie qui dépend de la pression est une valeur de capacitance (en F), qui doit être transformée en potentiel, puis en fréquence, à l'aide d'un circuit intégré au senseur afin de la transmettre de façon sans fil [6]-[7]. On peut contourner ce problème simplement en utilisant un circuit LC résonant. Si l'on forme un circuit LC idéal, c'est-à-dire sans résistance, et que l'on fournit de l'énergie au système (par exemple en chargeant le condensateur), une oscillation dont la fréquence angulaire est $\omega=1/(LC)^{1/2}$ [rads/s] s'instaure dans le circuit. Cette oscillation a pour origine un échange d'énergie; le condensateur (énergie sous forme de champ électrique) se décharge dans l'inductance (énergie sous forme de champ magnétique) et l'inverse s'ensuit, puisque le circuit est sans résistance (sans pertes), cette oscillation continuera inlassablement. On peut faire l'analogie avec un pendule idéal qui transforme l'énergie cinétique de la masse mobile en énergie potentielle et vice-versa. Nous pouvons donc directement transformer l'information sur la pression recueillie en Farad en une fréquence dépendant de la pression. Ceci évite d'avoir à ajouter un circuit complexe au système. Le fait que le

circuit n'est pas idéal, c'est-à-dire qu'il comporte une partie résistive, implique qu'il y aura atténuation de cette oscillation sans apport d'énergie externe.

La sensibilité des senseurs capacitifs peut être ajustée en variant le rapport rayon/épaisseur de la membrane. Plus ce rapport est élevé, plus le dispositif sera sensible, mais la plage de pression réduira puisque la membrane sera plus fragile, elle se déchirera plus facilement. On peut contourner ce problème en utilisant le senseur en mode contact. Dans ce mode d'opération, la membrane touche le fond de la cavité, qui est recouverte d'un diélectrique pour éviter qu'il y ait court-circuit entre les deux électrodes constituant le condensateur. Une configuration en mode contact est présentée à la figure 2.4. Il existe plusieurs façons de fabriquer ces senseurs et différentes géométries sont possibles, la configuration choisie est présentée ici. C'est principalement la variation de la surface de contact qui déterminera la pression plutôt que la flèche. Comparativement aux senseurs de pression capacitifs standards, ce mode

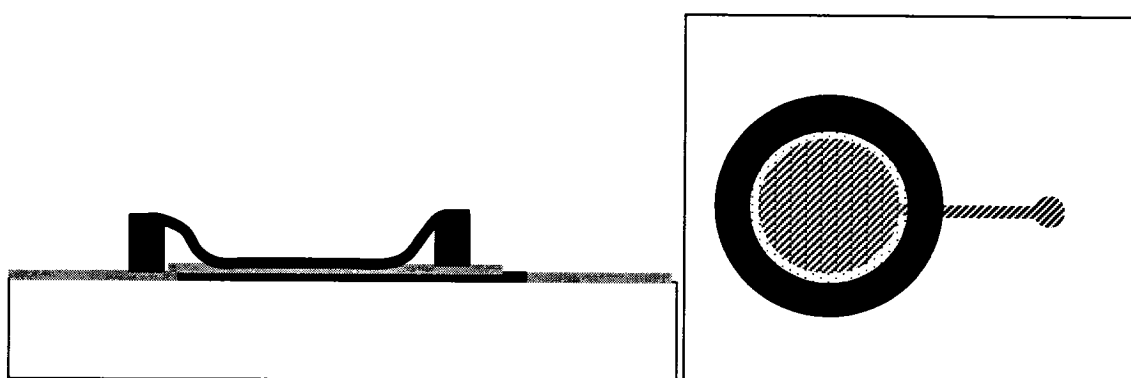


Figure 2-4 Schéma du senseur de pression capacitif en mode contact choisi

d'opération procure une plus grande sensibilité, une meilleure linéarité ainsi qu'une meilleure résistance aux chocs ou aux surpressions [8]-[9]. Par contre, le comportement des senseurs de pression en mode contact est plus complexe et difficile à simuler que

dans le cas des senseurs capacitifs classiques. Étant donné ces caractéristiques intéressantes et sa relative facilité de fabrication, le senseur de pression choisi pour faire partie du système urodynamique ambulatoire avancé sera un senseur capacitif en mode contact.

2.2. Télémétrie : couplage inductif

L'alimentation en énergie du dispositif et le transfert de l'information vers l'extérieur du corps du patient font l'objet des recherches d'un autre étudiant associé au projet, Constantin Fortier. Néanmoins, une brève description de ces techniques sera présentée afin de faciliter la compréhension générale du projet.

L'induction électromagnétique est un phénomène qui permet de produire (d'induire) un courant dans une bobine (une inductance) au moyen d'une variation du champ magnétique. Comme nous pouvons le constater à la figure 2-5,

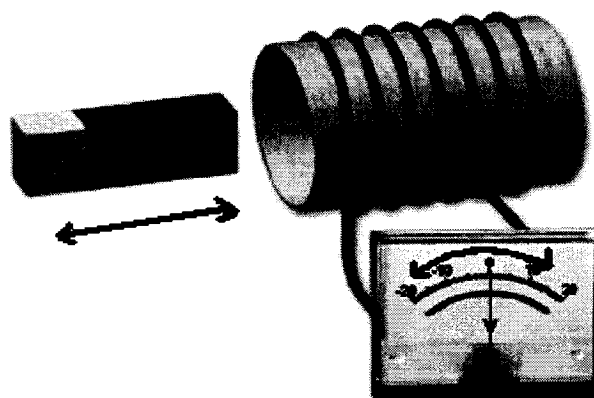


Figure 2-5 Principe d'induction magnétique

Le fait d'approcher ou d'éloigner un aimant de la boucle fait varier le champ magnétique qui la pénètre, cette variation induit un courant dans la bobine

le fait de déplacer un aimant permanent près de la bobine produit une variation du potentiel aux bornes de la bobine, ce qui signale la présence de courant dans celle-ci. Par contre, dès que l'aimant cesse de bouger, le potentiel et le courant deviennent nuls. Il est à noter que ce phénomène est réciproque, c'est-à-dire que l'application d'une différence de potentiel aux bornes de la bobine produit un champ magnétique (c'est un électroaimant). Nous allons nous servir de l'induction électromagnétique afin de transférer l'énergie au senseur et de retourner l'information sur la pression. Pour ce faire, nous utiliserons la propriété de résonance des circuits LC, comme décrit à la section 2.1.3. On fabrique un circuit LC à partir d'un senseur de pression capacitif en mode contact et d'une inductance, ainsi qu'un circuit LC externe alimenté par une source de courant. La fréquence de résonance naturelle du circuit implanté variera donc avec la pression autour de la fréquence de résonance du circuit externe, qui est fixe. Un schéma présentant les deux circuits est présenté à la figure 2-6. En fournissant une alimentation carrée (une impulsion) à l'inductance externe, le champ magnétique émanant charge le circuit implanté, une oscillation qui dépend de la

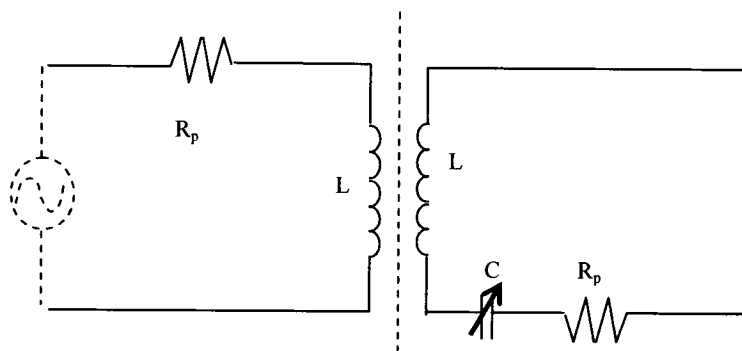


Figure 2-6 Schéma équivalent du système de télémétrie

pression du milieu s'installe alors. C'est au moment où le champ magnétique varie, c'est-à-dire lors de la montée et de la descente, que le courant sera induit. Il est difficile de mesurer la réponse du circuit LC juste après la montée, puisque l'inductance externe qui sert à capter la réponse du senseur est encore alimentée et que la variation du champ magnétique est moins grande, puisque l'inductance n'est pas encore chargée. Il est plus avantageux de prendre la mesure après la descente, comme on voit à la figure 2-7.

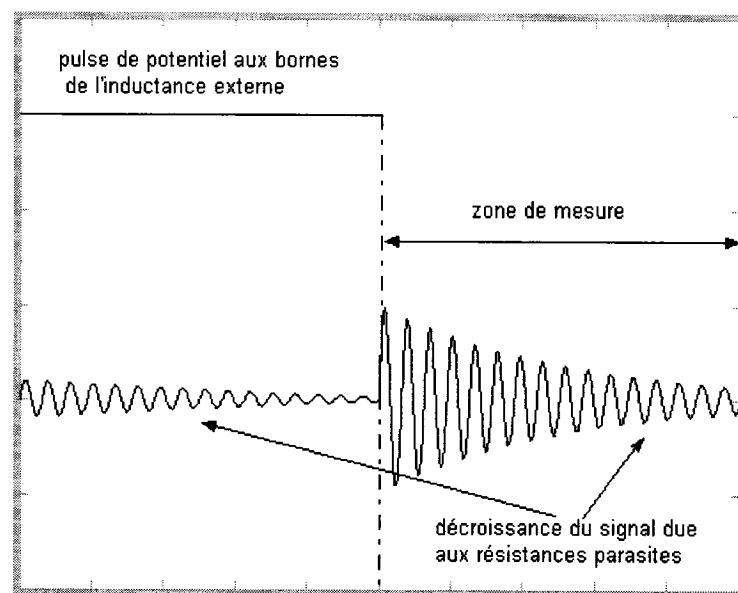


Figure 2-7 Schéma du pulse d'excitation et de la résonance

Pour obtenir une bonne précision sur la mesure de pression, il faut que la fréquence de résonance du circuit implanté varie beaucoup en fonction de la pression. C'est une des raisons pourquoi un senseur capacitif en mode contact est utilisé plutôt qu'un senseur capacitif standard, le senseur en mode contact peut varier de plusieurs nano Farads alors que les senseurs capacitifs classiques de taille similaire ne varient que de quelques pico Farads.

Pour un transfert optimal de puissance, il faut maximiser l'inductance mutuelle qui est une mesure du couplage (M) entre les deux circuits et peut s'exprimer par l'équation suivante :

$$M = k \sqrt{L_s L_{ext}} \quad (1)$$

où L_s et L_{ext} sont respectivement les valeurs de l'inductance du senseur et l'inductance externe et k est un coefficient qui tient compte des effets géométriques et peut prendre des valeurs entre 0 et 1. Dans des conditions optimales, c'est-à-dire quand les inductances partagent la même droite passant par leur centre et perpendiculaire aux plans formés par celles-ci, la valeur de k peut être approximée par (2) :

$$k(z) \approx \frac{r_{ext}^2 r_s^2}{\sqrt{r_{ext} r_s} (z^2 + r_{ext}^2)^{3/2}} \quad (2)$$

où z est la distance séparant les centres des deux inductances. Finalement, la fréquence de résonance d'un circuit LC est connue et dépend uniquement des valeurs de la capacité et de l'inductance :

$$f = \frac{1}{2 \pi \sqrt{L C}} \quad (3)$$

2.3. Considérations pratiques

Puisque ce système est appelé à remplacer le UD et le UDA, il est important de considérer leurs caractéristiques afin de les égaler ou les surpasser. Tout d'abord, les cathéters utilisés pour mesurer la pression dans la vessie ont un diamètre de 8 French

[10], ce qui équivaut à 2,64 mm, nous pouvons envisager d'utiliser les mêmes cathéters afin d'implanter le dispositif dans la vessie. L'implant devrait donc posséder un diamètre égal ou inférieur à 2,6 mm afin d'éviter de provoquer un inconfort supplémentaire. La longueur de l'implant a moins d'importance, étant donné le mode d'insertion et une limite autour de 8 mm serait facilement acceptable. D'autre part, la pression mesurée à l'intérieur de la vessie lors d'un examen urodynamique varie entre la pression atmosphérique (≈ 100 kPa) et 140 kPa, nous devons ajuster le capteur de pression pour qu'il soit sensible dans cette gamme de pressions. Cet ajustement doit se faire de façon à maximiser la sensibilité et la linéarité du capteur.

La distance séparant le capteur du module externe lors de la prise de mesures peut varier sensiblement d'un individu à l'autre. Cette distance est minimale entre la partie avant de la paroi vésicale et l'abdomen, un peu plus bas que le nombril. Le Dr Corcos, chef du département d'urologie de l'Hôpital Général Juif de Montréal et codirecteur de ce mémoire, estime qu'une distance de communication de 10 cm est suffisante pour la grande majorité des patients. La fréquence utilisée pour transmettre l'énergie vers le capteur et pour retourner l'information au module externe doit être choisie de façon à ce que le signal ne soit pas trop atténué par sa traversée des tissus vivants. Puisque l'absorption des ondes électromagnétiques dans les tissus augmente avec la fréquence [11]-[12], nous aurons avantage à utiliser une fréquence assez basse. D'un autre côté, plus la fréquence recherchée est faible, plus les valeurs de capacitance et d'inductance des éléments implantés doivent être élevées, ce qui entraîne une augmentation de la taille de ces éléments et donc du dispositif implanté. Un bon compromis est possible

dans la gamme de fréquences entre 10 et 100 MHz. Un résumé des caractéristiques exigées du senseur est présenté au tableau 2-1.

Gamme de pressions	100-140 kPa
Diamètre maximal	2,6 mm
Fréquence de communication	10-100 MHz
Distance de communication	Au moins 10 cm

Tableau 2-1 Caractéristiques exigées du système urodynamique proposé

Étant donné que le dispositif est destiné à être implanté dans la vessie pour plusieurs jours, il faut éviter que ce dernier n'entraîne une réponse immunitaire forte. Généralement, lorsqu'un corps étranger est détecté par le système immunitaire, celui-ci enclenche une série de mesures pour détruire l'intrus. Cette réponse peut être plus ou moins violente, passant de l'encapsulation du corps étranger par une couche fibreuse jusqu'au choc immunitaire violent pouvant causer la mort. Le choix des matériaux utilisés pour fabriquer l'implant se fera dans la liste très restreinte des matériaux bioinertes : or, platine, titane, oxyde de titane, alumine, etc. [13] Pour des raisons économiques, les membranes des prototypes seront fabriquées en cuivre, mais le produit fini utilisera plutôt l'or, pour le contrôle de l'adhérence qu'il permet par rapport au titane, lui aussi bioinerte. L'alumine est utilisée dans divers implants, en particulier pour les prothèses de toutes sortes dont les prothèses de hanche [14] et pour le recouvrement de matériaux non biocompatibles [15]. Elle est aussi utilisée en microfabrication comme un substrat économique. Nous utiliserons donc l'alumine comme substrat, c'est-à-dire comme support sur lequel le dispositif sera fabriqué. Les procédés de microfabrication

du laboratoire Poly-GRAMES n'offrent qu'une une gamme limitée d'opérations. Les principales techniques de dépôt disponibles sont l'évaporation, la pulvérisation et l'électroplacage. Il est toutefois possible de s'entendre avec un autre laboratoire pour réaliser des opérations que nous ne pouvons effectuer à Poly-GRAMES, mais cela: rallongerait considérablement le temps de fabrication. Le tableau 2-2 résume la capacité de dépôt du laboratoire.

méthode	matériaux	Épaisseur (μm)
évaporation	Cuivre, aluminium, étain, titane, nickel, chrome	0,2-10
pulvérisation	Cuivre, or, aluminium, titane, étain	0,05-5
électroplacage	Cuivre, étain	1-25

Tableau 2-2 Capacité de dépôt du laboratoire Poly-Grames

3. Modélisation du comportement du senseur

3.1. Modélisation, aspect théorique

Considérons une plaque circulaire de rayon a , d'épaisseur finie h (non négligeable) à laquelle on applique une charge uniformément distribuée perpendiculaire au plan dans lequel s'inscrit la plaque. Cette situation est présentée à la figure 3-1.

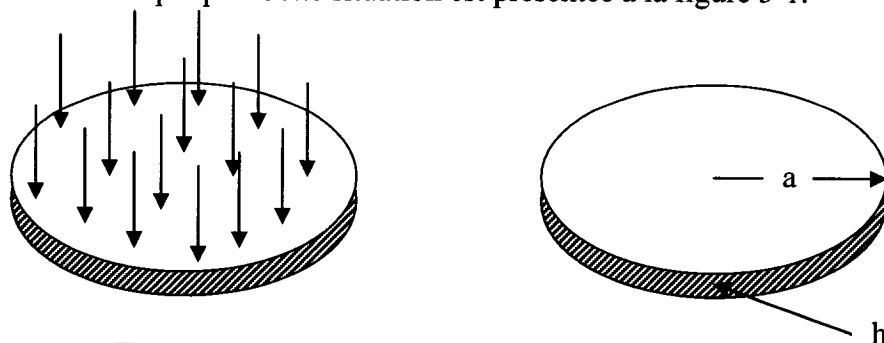


Figure 3-1 Membrane uniformément chargée

Nous nous intéressons à la déflexion de la membrane en fonction de la position radiale pour une pression donnée (une charge uniformément distribuée). De plus, nous allons considérer les conditions aux frontières suivantes; le déplacement de la membrane sur son périmètre extérieur ($r = a$) est nul, ainsi que sa dérivée première. Ceci représente très bien le cas réel, comme nous allons le voir plus loin.

3.1.1. Cas de flexion des plaques pour de petites déflexions

Considérons le cas simple d'une membrane circulaire uniformément chargée, tel que

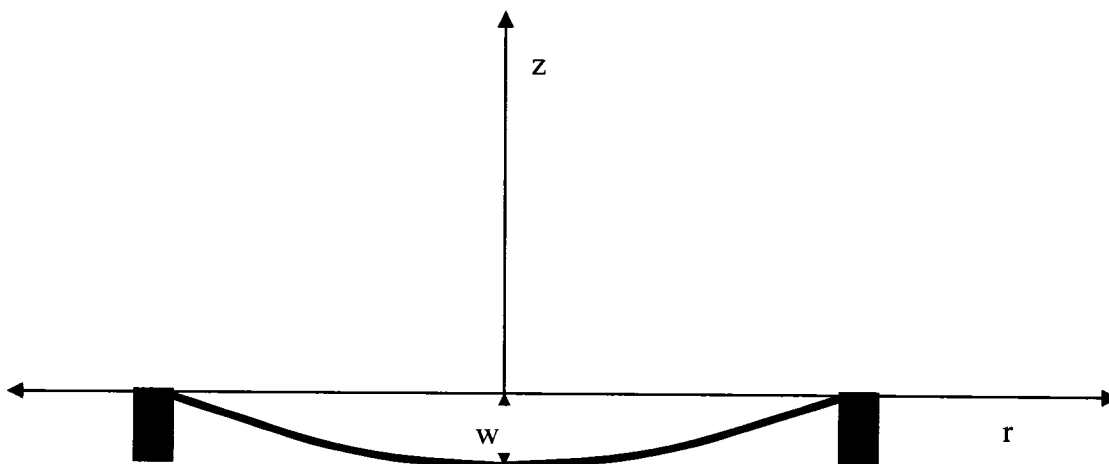


Figure 3-2 Schéma de la membrane et variables

montré à la figure 3-2, dans un régime où la flexion maximale est petite face à l'épaisseur de la membrane. Dans ce cas, nous pouvons négliger les contraintes qui se développent dans la membrane et ne considérer que la déflexion verticale, la déflexion radiale étant négligée. Timoshenko [16] démontre que l'équation d'équilibre suivante décrit la déflexion de la membrane :

$$\frac{d^3 w}{dr^3} + \frac{1}{r} \frac{d^2 w}{dr^2} - \frac{1}{r^2} \frac{dw}{dr} = \frac{qr}{2D}, \quad (4)$$

que nous pouvons présenter sous la forme plus élégante :

$$\frac{d}{dr} \left[\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{dw}{dr} \right) \right] = \frac{qr}{2D} \quad (5)$$

où $w(r)$ représente la déflexion verticale en fonction de la position radiale, q représente la pression appliquée sur la membrane (Pa) et D (Pa·m³) représente la rigidité de flexion (*flexural rigidity*, l'équivalent de EI pour les poutres), donnée par l'équation suivante :

$$D = \frac{Eh^3}{12(1-\nu^2)} \quad (6)$$

où E représente le module d'Young (Pa) de la membrane, h son épaisseur (m) et ν son coefficient de Poisson (sans unité).

Une première intégration de l'équation (5) donne :

$$\frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left(r \frac{dw}{dr} \right) = \frac{qr^2}{4D} + C_1, \quad (7)$$

en multipliant par r de chaque côté et en intégrant de nouveau, nous avons :

$$r \frac{dw}{dr} = \frac{qr^4}{16D} + \frac{C_1 r^2}{2} + C_2 \quad (8)$$

On effectue alors une dernière intégration pour trouver une expression de $w(r)$;

$$w(r) = \frac{qr^4}{64D} + \frac{C_1 r^2}{4} + C_2 \log r + C_3 \quad (9)$$

Pour déterminer la valeur des constantes, nous allons considérer le cas particulier de notre problème. Dans l'architecture proposée, la membrane est fixée sur tout son périmètre, on en déduit que le déplacement à $r = a$ doit être nul ainsi que sa dérivée. De

plus, par symétrie, on conclut que la membrane doit être horizontale (dérivée de $w(r)$ nulle) en son centre ($r = 0$). Ces trois conditions nous permettent de déterminer les trois constantes d'intégration :

$$\frac{dw}{dr} \Big|_{r=0} = 0 \rightarrow \left(\frac{qr^3}{16D} + \frac{C_1 r}{2} + \frac{C_2}{r} \right)_{r=0} = 0 \rightarrow C_2 = 0 \quad (10)$$

$$\frac{dw}{dr} \Big|_{r=a} = 0 \rightarrow \left(\frac{qr^3}{16D} + \frac{C_1 r}{2} \right)_{r=a} = 0 \rightarrow C_1 = -\frac{qa^2}{8D} \quad (11)$$

$$w(r) \Big|_{r=a} = 0 \rightarrow \left(\frac{qr^4}{64D} - \frac{qr^4}{32D} + C_3 \right)_{r=a} = 0 \rightarrow C_3 = \frac{qa^4}{64D} \quad (12)$$

Nous avons donc l'équation suivante qui décrit le profil de la membrane :

$$w(r) = \frac{qr^4}{64D} - \frac{qa^2 r^2}{32D} + \frac{qa^4}{64D} \rightarrow w(r) = \frac{q}{64D} (a^2 - r^2)^2 \quad (13)$$

$$w(r) = w_0 \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right)^2 ; w_0 = \frac{qa^4}{64D} \quad (14)$$

Il est à noter que cette solution n'est bonne que pour des déflexions petites par rapport à l'épaisseur de la membrane. On peut instinctivement comprendre les limites de cette solution en imaginant une pression de plus en plus forte, la flèche de la membrane ne pourra certainement pas augmenter linéairement avec la pression longtemps avant qu'une tension de rappel ne se développe dans la membrane, ce qui réduira la déflexion. Nous allons maintenant tenir compte de ces effets pour obtenir un modèle plus satisfaisant.

3.1.2. Cas pour de grandes déflexions

En tenant compte des contraintes, nous allons assumer que le profil de déformation de la membrane sera le même que dans le cas précédent, seule l'amplitude de la flèche sera différente puisqu'il n'existe pas de raisons mécaniques pour que les profils diffèrent.

Nous aurons donc une déflexion de la forme :

$$w(r) = w_0 \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right)^2, \quad (15)$$

où w_0 représente la flèche au centre de la membrane. Dans ce cas-ci, nous obtenons maintenant des déformations importantes et il faudra tenir compte du déplacement radial (u) d'un élément infinitésimal de la membrane en plus de son déplacement vertical (w). La déformation radiale et la déformation transversale dépendent de ces deux déplacements par les relations suivantes :

$$\varepsilon_R = \frac{du}{dr} + \frac{1}{2} \left(\frac{dw}{dr} \right)^2 \quad (16)$$

$$\varepsilon_t = \frac{u}{r} \quad (17)$$

Nous ignorons l'expression de $u(r)$, mais nous pouvons poser une équation de la forme suivante :

$$u = r(a-r)(K_1 + K_2 r + K_3 r^2 + \dots) \quad (18)$$

Cette équation respecte les conditions aux frontières du problème, c'est-à-dire que le déplacement radial est nul sur le bord de la membrane (à cause du rebord qui le maintient en place) et au centre de la membrane (à cause de la symétrie circulaire).

Selon Timoshenko [17], l'énergie du système est la somme de l'énergie de déformation due à la flexion (V) et de l'énergie de déformation due à l'étirement (V_1), dont les équations sont les suivantes :

$$V = \frac{D}{2} \int_0^{2\pi} \int_0^a \left[\left(\frac{d^2 w}{dr^2} \right)^2 + \frac{1}{r^2} \left(\frac{dw}{dr} \right)^2 + \frac{2\nu}{r} \frac{dw}{dr} \frac{d^2 w}{dr^2} \right] r dr d\theta \quad (19)$$

$$V_1 = \frac{\pi E h}{1-\nu^2} \int_0^a (\varepsilon_R^2 + \varepsilon_i^2 + 2\nu \varepsilon_r \varepsilon_i) r dr \quad (20)$$

Après des calculs relativement longs et en ne prenant que les deux premiers termes de la série de $u(r)$ en (18), nous trouvons :

$$V = \frac{32D\pi w_0^2}{3a^2} \quad (21)$$

$$V_1 = \frac{\pi E h}{1-\nu^2} \left(\frac{1}{4} K_1^2 a^4 + \frac{7}{60} K_2^2 a^6 + \frac{3}{10} K_1 K_2 a^5 + K_1 \left(\frac{82\nu-46}{315} \right) a w_0^2 + \left(\frac{4+44\nu}{315} \right) K_2 a_0^2 a^2 + \frac{32}{105} \frac{a_0^4}{a^2} \right) \quad (22)$$

Pour déterminer K_1 et K_2 , nous devons considérer le fait que l'énergie de la membrane doit être minimisée, nous avons donc :

$$\frac{dV_1}{dK_1} = 0; \quad \frac{dV_1}{dK_2} = 0 \quad (23)$$

Et on trouve :

$$K_1 = \left(\frac{179-89\nu}{126} \right) \frac{w_0^2}{a^3} \quad (24)$$

$$K_2 = \left(\frac{13\nu-79}{42} \right) \frac{w_0^2}{a^4} \quad (25)$$

En appliquant les résultats trouvés en (24) et (25) à l'équation (22), nous trouvons l'expression de V_1 suivante :

$$V_1 = \frac{\pi D w_0^4}{a^2 h^2} \left(\frac{15010 + 8500\nu - 5582\nu^2}{6615} \right) \quad (26)$$

Nous pouvons donc maintenant calculer l'énergie totale de déformation du système en additionnant (21) et (26) :

$$E_d = V + V_1 = \frac{32\pi D w_0^2}{3a^2} \left(1 + \left(\frac{7505 + 4250\nu - 2791\nu^2}{35280} \right) \frac{w_0^2}{h^2} \right) \quad (27)$$

Pour trouver l'équation qui décrit le comportement de la membrane, $w(r)$, nous pouvons utiliser le principe du déplacement virtuel pour égaliser l'énergie de déformation de la membrane au travail effectué sur celle-ci :

$$\frac{d(V + V_1)}{dw_0} \delta w_0 = \int_0^{2\pi} \int_0^a q \delta w r dr d\theta = 2\pi q \delta w_0 \int_0^a \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right)^2 r dr \quad (28)$$

En résolvant cette équation, nous trouvons l'expression que nous cherchions pour la flèche au centre de la membrane :

$$w_0 = \frac{q a^4}{64D} \frac{1}{1 + 2\alpha \left(\frac{w_0^2}{h^2} \right)} \quad (29)$$

où

$$\alpha = \left(\frac{7505 + 4250\nu - 2791\nu^2}{35280} \right) \quad (30)$$

Nous avons donc l'expression que nous cherchions pour décrire le comportement de la membrane pour de grandes déflexions :

$$w(r) = \frac{qa^4}{64D} \frac{1}{1 + 2\alpha \left(\frac{w_0^2}{h^2} \right)} \left(1 - \frac{r^2}{a^2} \right)^2 \quad (31)$$

Cette solution pour la flexion des membranes circulaires est originale et comporte moins d'approximations, donc plus précise que toutes les autres solutions fournies dans la littérature scientifique où la variable α est plutôt remplacée par une constante.

3.1.3. Mode contact

Une fois que nous avons déterminé le comportement en flexion de la membrane, nous devons trouver un moyen de modéliser la façon dont la membrane se comportera lorsqu'elle entrera en contact avec le fond de la cavité, puisque nous désirons utiliser le dispositif en mode contact. Nous pouvons, d'une façon détournée, résoudre ce problème. Tout d'abord, nous allons construire une équation qui permet de connaître la pression nécessaire pour établir tout juste un contact avec le fond de la cavité. À ce point, appelé pression critique, nos équations sont alors encore valides, mais pas pour une pression supérieure.

$$pc = \frac{64}{a^4} DG \left(1 + 2\alpha \left(\frac{G^2}{h^2} \right) \right) \quad (32)$$

où pc est la pression critique (Pa) et G (m) est la profondeur de la cavité. Nous allons maintenant transformer cette équation pour obtenir le rayon virtuel (rv) d'une membrane tout juste à la pression critique en fonction de la pression :

$$rv = \sqrt[4]{\frac{64}{q} DG \left(1 + 2\alpha \left(\frac{G^2}{h^2} \right) \right)} \quad (33)$$

Pour connaître le profil de membrane à une pression au-delà de la pression critique, nous déterminons le rayon virtuel d'une membrane qui toucherait à peine au fond de la cavité en son centre; la différence entre le rayon réel de la membrane et ce rayon virtuel donne le rayon de la surface circulaire de la membrane en contact avec le fond, le rayon de contact rc .

$$rc = a - rv \quad (34)$$

Cette situation est illustrée à la figure 3-3. Cela nous permet de respecter toutes les conditions aux frontières plutôt que d'effectuer une coupure directe là où la déflexion est plus importante que la profondeur de la cavité, comme il a été fait ailleurs [18].

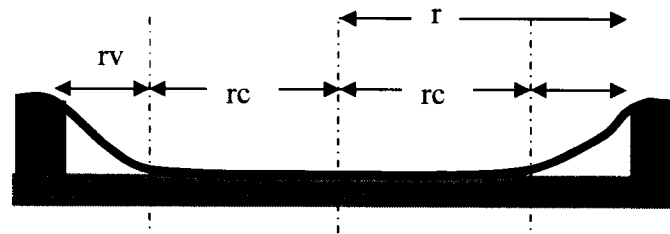


Figure 3-3 Variables pour un senseur de pression en mode contact

Nous pouvons ensuite utiliser la formule simple du condensateur à plaques parallèles pour connaître la valeur de la capacitance due au contact, $C_{contact}$, de la membrane :

$$C_{contact} = \frac{\pi \epsilon_0 \epsilon_r rc^2}{e} \quad (35)$$

où ϵ_0 est la permittivité du vide, ϵ_r est la constante diélectrique relative du diélectrique recouvrant l'électrode du bas et e est son épaisseur.

3.1.4. Capacités parasites

Comme nous l'avons vu précédemment, la capacitance du senseur varie en fonction de la variation du rayon de contact entre les deux électrodes, nous nommons cette contribution $C_{contact}$. Il y a aussi une contribution de la capacitance formée entre l'électrode du bas et la membrane, là où il n'y a pas contact, nous l'appelons C_{vide} . Cependant, il existe d'autres éléments capacitifs qui ne contribuent pas à la sensibilité du capteur, c'est pourquoi nous les désignons capacités parasites. Pour bien situer chacune de ces contributions, un schéma détaillé du senseur est présenté à la figure 3-4.

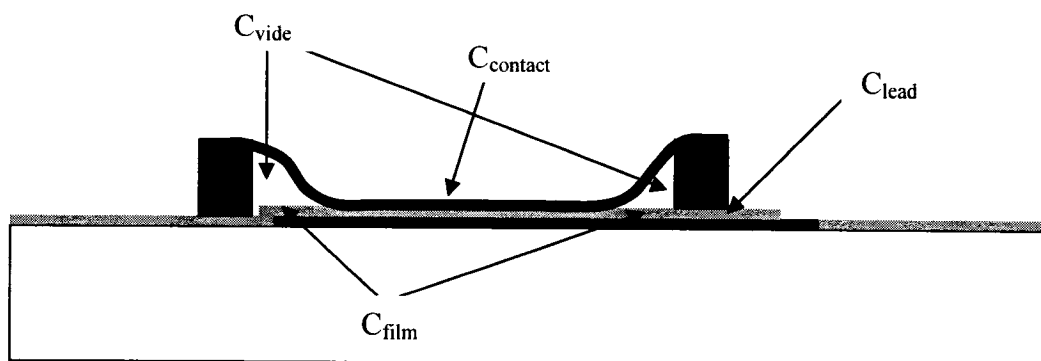


Figure 3-4 Capacités parasites du senseur de pression en mode contact

L'équation générale reliant la capacitance d'un condensateur à sa géométrie, sans considérer les effets de bords est la suivante :

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (36)$$

où A représente l'aire (en m^2) de recouvrement entre les deux électrodes et d représente la distance (en m) entre ces dernières. Pour calculer $C_{contact}$ il s'agit d'adapter l'équation précédente à la situation :

$$C_{contact} = \frac{\pi \epsilon_0 \epsilon_r r c^2}{e} \quad (37)$$

où rc est le rayon de contact (en m), ϵ_r est la permittivité relative du diélectrique séparant les deux électrodes et e est son épaisseur (en m). La capacitance parasite due à la ligne de sortie de l'électrode du bas se calcule aussi aisément :

$$C_{lead} = \frac{l(a_{ext} - a)\epsilon_0\epsilon_r}{e} \quad (38)$$

où l est la largeur de la ligne (en m) qui permet une sortie pour l'électrode du bas et a_{ext} est le rayon externe (en m) du senseur de pression. Similairement, la valeur de la capacitance attribuable au film diélectrique là où la membrane ne touche pas le fond du dispositif est donnée par :

$$C_{film} = \frac{\pi \epsilon_0 \epsilon_r (r_e^2 - r c^2)}{e} \quad (39)$$

où r_e représente le rayon de l'électrode du bas (il est légèrement plus faible que le rayon libre de la membrane, a , afin de limiter les effets de bord, voir figure 2-4). Finalement, cette capacitance est placée en série avec la capacitance due à la membrane là où il n'y a pas contact. Pour calculer cette dernière, il faut intégrer sur la surface sans contact puisque les deux électrodes ne sont pas parallèles dans cette région.

$$C_{vide} = \epsilon_0 \int_0^{2\pi} \int_{rc}^{r_c} \frac{r dr d\theta}{G - \frac{qa^4}{64D} \frac{\left(1 - \frac{r^2}{a^2}\right)^2}{1 + 2\alpha \left(\frac{\omega_0^2}{h^2}\right)}} \quad (40)$$

Finalement, en observant la géométrie du dispositif, on en conclut que la valeur de la capacitance totale du dispositif s'exprime par l'équation suivante :

$$C_{tot} = C_{contact} + C_{lead} + (1/C_{vide} + 1/C_{film})^{-1} \quad (41)$$

3.2. Modélisation : implémentation

Les équations obtenues dans la section précédente peuvent maintenant être implémentées dans un modèle nous permettant de simuler le comportement du senseur de pression capacitif en mode contact en fonction de ses paramètres géométriques, des matériaux utilisés et de la pression externe. L'environnement de programmation utilisé est *Matlab*, facile à utiliser et offrant une grande souplesse de programmation. Les logiciels d'analyse par éléments finis tels que *Ansys* ont été envisagés, bien que leur précision soit plus importante, leur lourdeur permet difficilement de faire varier plusieurs paramètres et de tester différentes géométries dans un temps relativement court. L'utilisation de la méthode des éléments finis est plus appropriée pour réaliser un ajustement précis une fois que la géométrie est fixée et qu'un prototype fonctionnel a pu être démontré à partir des procédés de fabrication à notre disposition.

Pour débiter, il serait intéressant de comparer le comportement d'un senseur capacitif classique à un senseur en mode contact, bien qu'il soit difficile de comparer ces deux senseurs sur une même échelle, puisque la valeur de la capacité du senseur en mode contact est beaucoup plus élevée que celle du senseur capacitif classique, justement grâce à la zone de contact où un diélectrique à forte permittivité relative multiplie la

valeur de la capacitance. Néanmoins, nous pouvons comparer la forme générale de la réponse pour avoir une idée du comportement de chacun sur la figure 3-5.

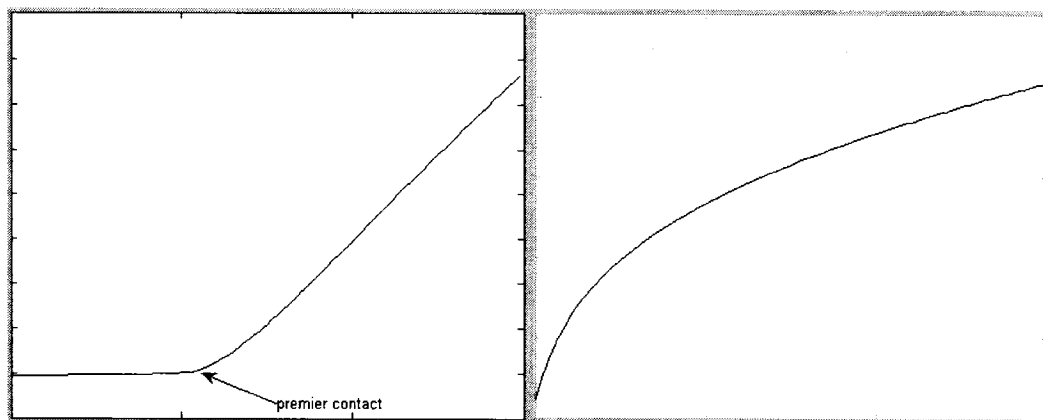


Figure 3-5 Comportement de senseur de pression en mode contact et classique, capacité en fonction de la pression

Nous pouvons constater que le senseur capacitif en mode contact possède une réponse beaucoup plus près de la linéarité que le senseur capacitif classique. Éventuellement, la capacitance du condensateur en mode contact sature aussi, mais à des pressions beaucoup plus élevées. Il est par contre important que toute la gamme de pressions d'intérêt se situe au-delà de la pression nécessaire pour établir le contact puisqu'il y a une discontinuité de la pente à ce point, le senseur de contact devenant un senseur ordinaire pour des pressions plus faibles. Nous pouvons aussi voir sur le graphique montrant l'évolution de la capacitance du senseur en mode contact que la valeur de la capacité avant le contact représente une très petite partie de la valeur totale une fois le contact établi. Plus la permittivité relative du diélectrique utilisé pour isoler les deux électrodes est haute, plus la pente de la partie linéaire de la réponse du senseur sera élevée, ce qui implique une augmentation de la sensibilité du dispositif puisque la capacitance varie plus rapidement.

Nous pouvons aussi comparer l'évolution de la flèche centrale dans le cas de

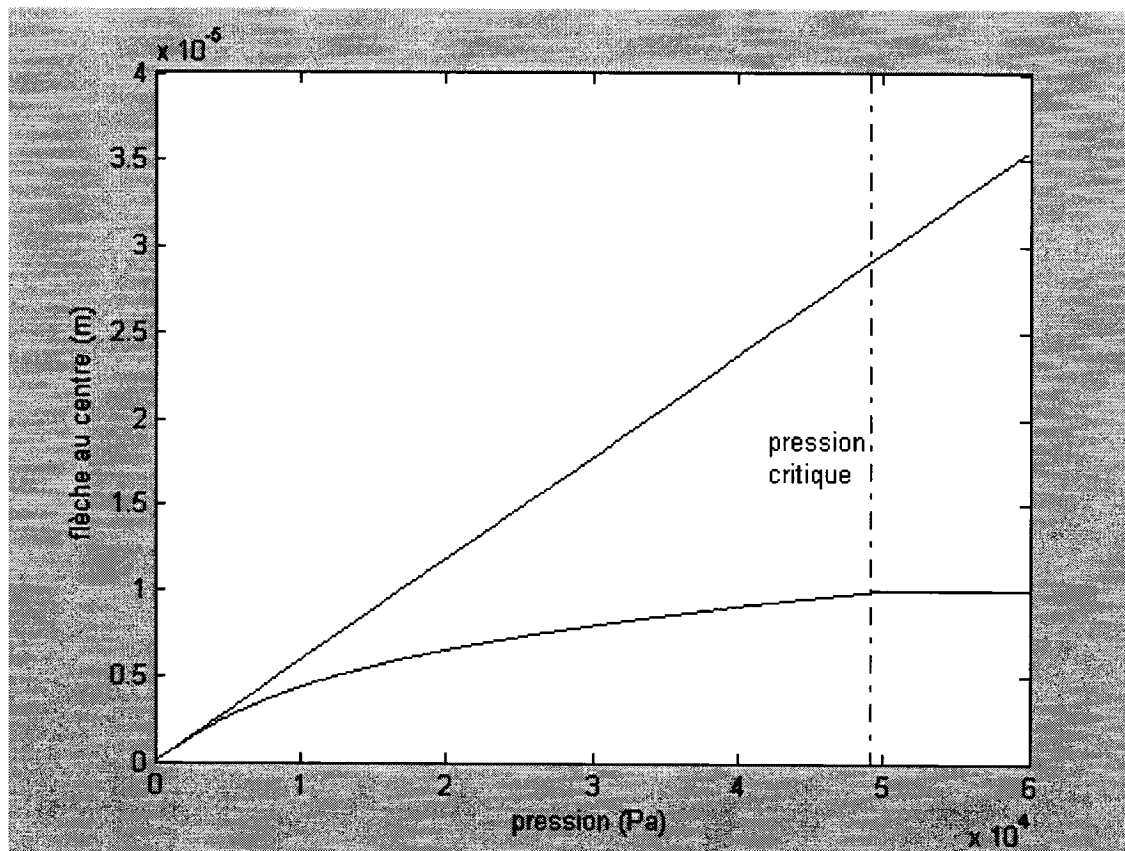


Figure 3-6 Comparaison approche petites déflexions vs grandes déflexions

l'approximation pour de petites déflexions par rapport à celle donnée par les formules pour de grandes déflexions (voir section 2.1.1 et 2.1.2). À la figure 3-6, nous pouvons observer la différence entre les deux solutions pour des pressions allant de 0 Pa jusqu'au-delà de la pression critique provoquant le contact. Nous pouvons constater que la pente initiale de la courbe pour les grandes déflexions est la même que la pente de l'approximation linéaire, ce qui confirme que l'approximation pour de petites déflexions est valide pour la gamme de pressions très faibles. Par contre, nous observons que dès que la déflexion de la membrane est supérieure à $1/3$ de l'épaisseur de la membrane (sur

le graphique, la membrane considérée a une épaisseur de $5 \mu\text{m}$), l'erreur devient importante. À la pression critique, la différence entre les deux approches de calcul est de l'ordre de 300%, ce qui montre bien que l'utilisation de l'approximation des petites déflexions serait erronée dans notre cas.

La figure 3-7 montre l'évolution de la flèche de la membrane pour des pressions de plus

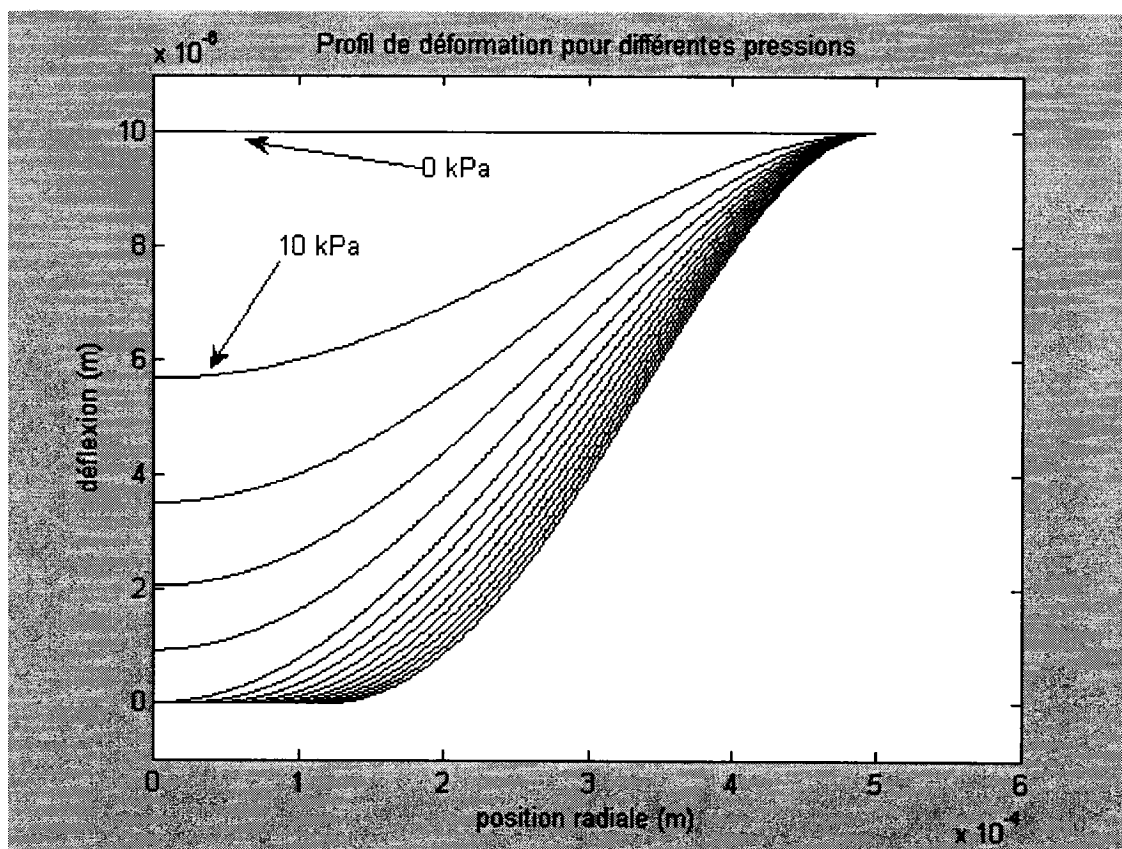


Figure 3-7 Profil de la membrane pour différentes pressions

en plus importantes. Nous pouvons constater que les conditions aux frontières considérées dans la section précédente sont respectées. Effectivement, la pente en bordure ainsi que la pente au centre de la membrane sont nulles en tout temps. De plus, il n'y a pas de discontinuité entre la partie en contact de la membrane et la partie en

suspension. Sur la figure, les courbes successives représentent des incréments de 10 kPa, de 0 kPa à 150 kPa. Nous remarquons que l'écart entre les courbes diminue à mesure que la pression augmente, c'est la non-linéarité dont il est question à la fin de la section 2.1.1. Bien que l'augmentation du rayon de contact ne soit pas linéaire, l'augmentation de la surface de contact est près de la linéarité, ce qui permet une évolution de la capacitance comme à la figure 3-5.

Nous pouvons maintenant fixer la géométrie du capteur capacitif en mode contact de façon à ce que sa partie linéaire se situe dans la gamme de pression que nous voulons mesurer. Les pressions mesurées dans un test urodynamique se situent entre la pression atmosphérique et 140 kPa. Si l'on considère une membrane de cuivre de 5 μm d'épaisseur, une distance entre les électrodes au repos de 10 μm et un rayon de membrane de 500 μm et que l'on utilise 300 nm de diélectrique de permittivité relative $\epsilon_r = 50$ pour isoler les deux électrodes, le capteur se situe bien dans la zone linéaire pour les pressions qui nous intéressent, comme nous pouvons le voir aux figures 3-8 et 3-9.

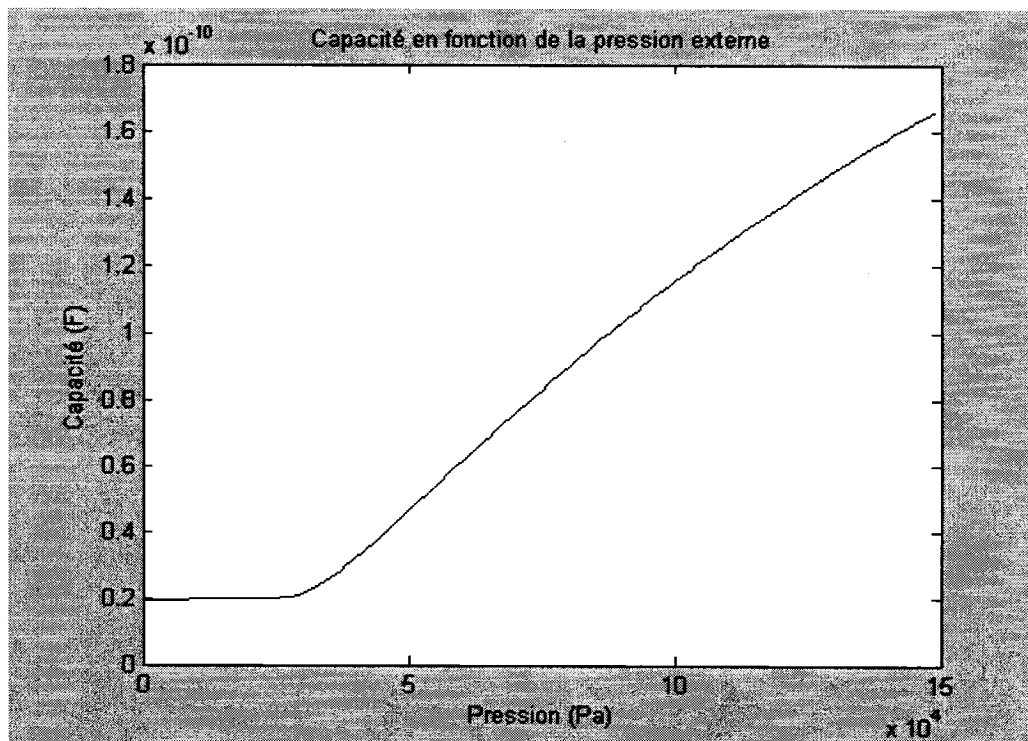


Figure 3-8 Capacité du senseur simulé en fonction de la pression

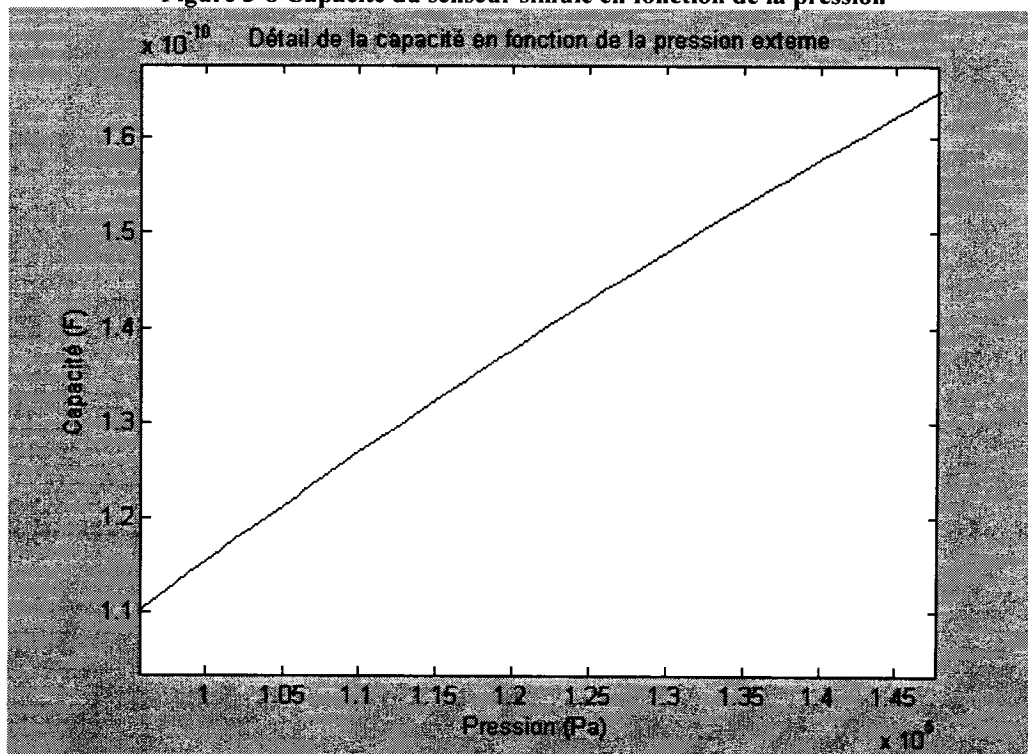


Figure 3-9 Détail de la capacité du senseur simulé en fonction de la pression

En fixant la valeur de l'inductance contenue dans le circuit résonant, nous pouvons obtenir la fréquence de résonance du système. Pour obtenir une fréquence de résonance autour de 10-14 MHz, nous ajoutons une inductance de 1,26 μH . La fréquence de résonance dévie quelque peu de la linéarité, comme nous le voyons sur les figures 3-10 et 3-11.

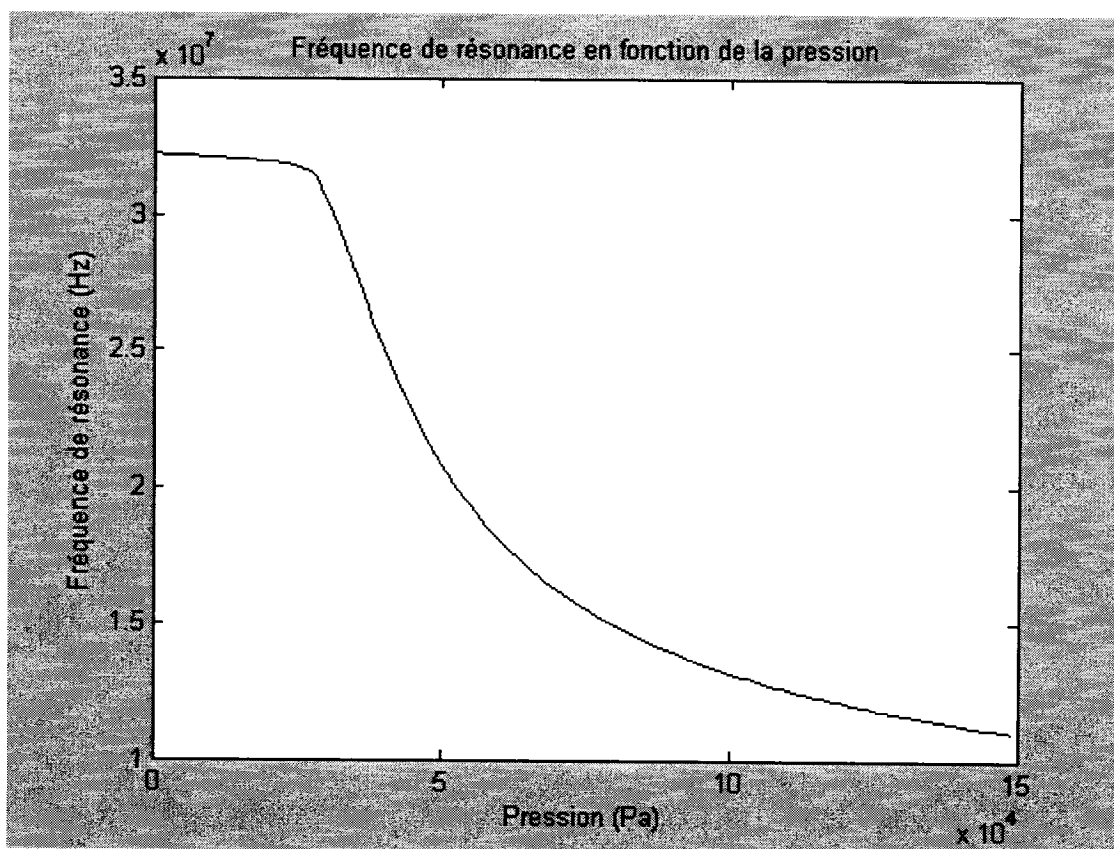


Figure 3-10 Fréquence de résonance du senseur simulé en fonction de la pression

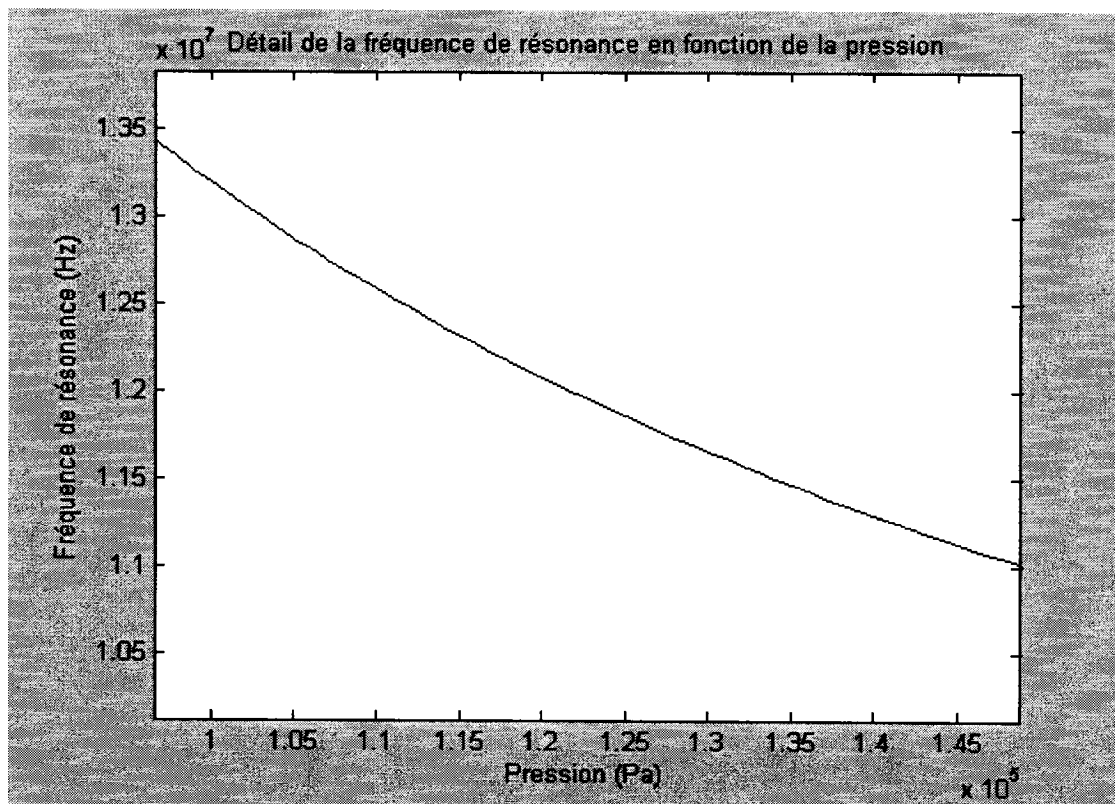


Figure 3-11 Détail de la fréquence de résonance du senseur simulé en fonction de la pression

Pour voir l'effet des différentes parties à la capacité totale, la figure 3-12 montre la capacité totale, la capacité attribuable au contact et les autres contributions. Nous constatons que la capacité de contact est de loin la plus grande

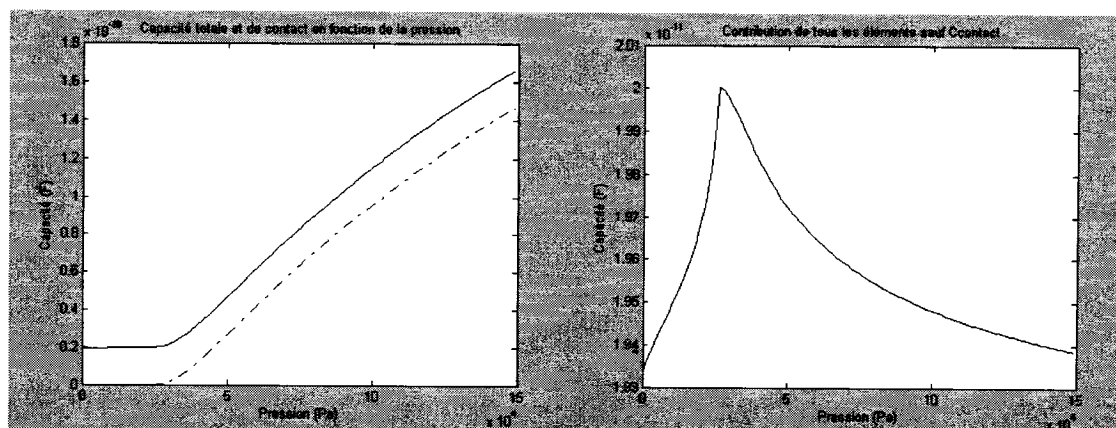


Figure 3-12 Contribution des capacités parasites et de la membrane hors contact

contribution à la capacité totale. Aussi, nous observons que la contribution de tous les autres éléments est relativement constante sur la plage de pression étudiée, elle ne varie que de 3,6%. Nous pouvons donc en conclure que c'est l'augmentation de la surface de contact qui est responsable de la majeure partie de la variation de capacité.

Le tableau 3-1 présente toutes les caractéristiques nécessaires à la modélisation du senseur choisi.

variable	valeur	Symbole
Épaisseur de la membrane	5 μm	h
Épaisseur du diélectrique	300 nm	e
Permittivité relative du diélectrique	50	ϵ_r
Coefficient de Poisson de la membrane (cuivre)	0,34	ν
Diamètre total de la membrane	2 mm	aa
Diamètre libre de la membrane	1 mm	a
Distance entre les deux électrodes au repos	10 μm	G
Module de Young de la membrane (cuivre)	140 GPa	E
Largeur de la ligne de contact de l'électrode du bas	25,4 μm	ll
Rayon de l'électrode du bas	406,4 μm	r_e

Tableau 3-1 Caractéristiques choisies du senseur de pression

4. Fabrication du senseur

Dans cette section, seront présentées les méthodes de microfabrication disponibles au laboratoire Poly-GRAMES ainsi que les différents appareils permettant leur utilisation. Ensuite, nous verrons les différentes étapes de la fabrication du senseur de pression capacitif en mode contact.

4.1. Méthodes et appareils

4.1.1. Photolithographie

La photolithographie est la méthode permettant de transférer un patron micrométrique sur le substrat voulu. Cette technique est utilisée dans presque tous les procédés de microfabrication. Le principe de base consiste à recouvrir d'une mince couche de résine photosensible le substrat que nous désirons usiner. D'un autre côté, nous fabriquons un masque constitué de zones noires et de zones transparentes; ceci représente le patron que nous voulons transférer sur le substrat. Ensuite, nous superposons le masque et le substrat recouvert de résine et les plaçons sous un rayonnement ultraviolet de manière à ce que la résine ne soit exposée qu'aux endroits où le masque est transparent. Il existe deux familles de résines, celle dont le rayonnement ultraviolet stimule la réticulation (polymérisation), appelée résine négative, et celle qui agit inversement, c'est-à-dire que

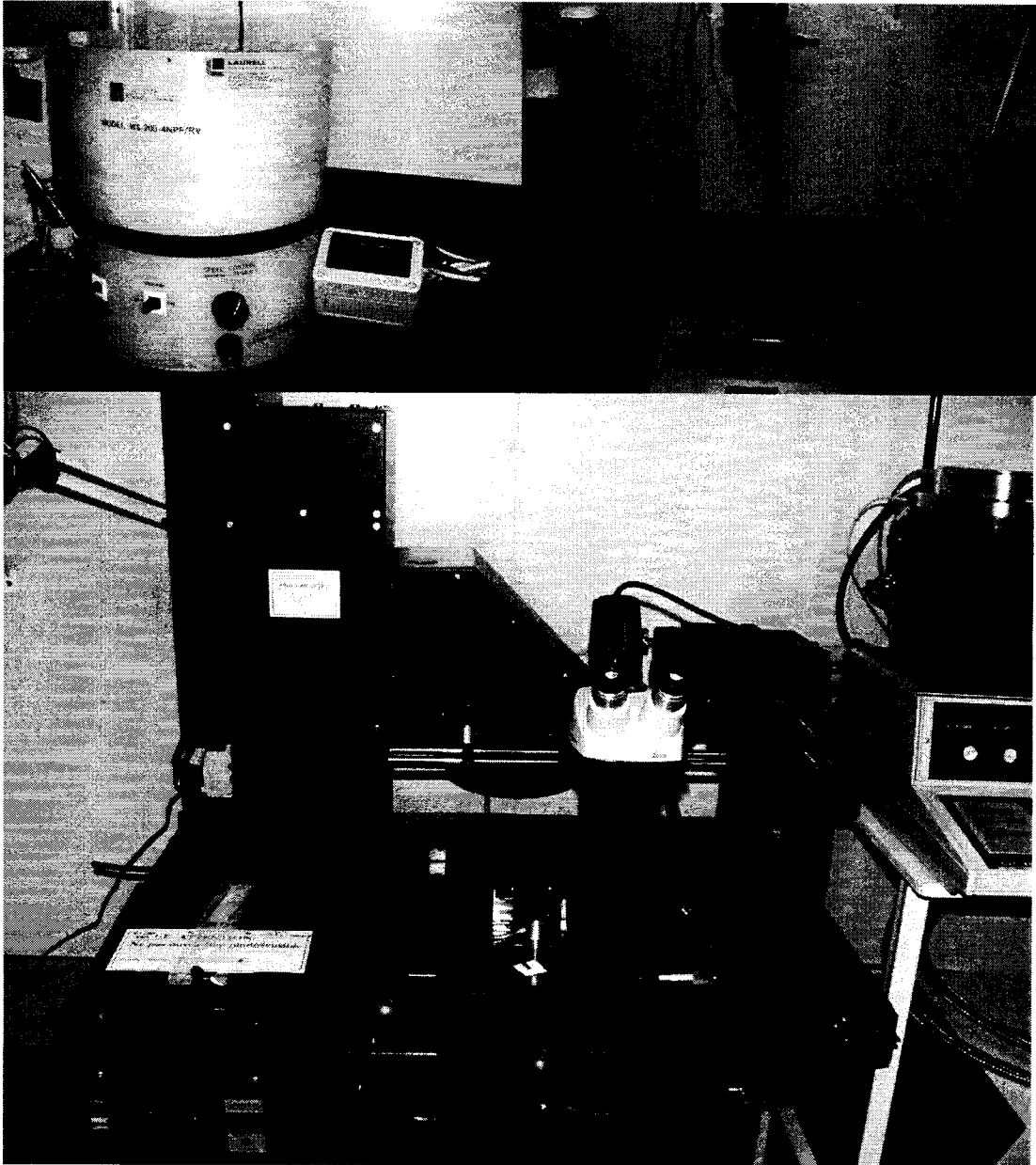


Figure 4-1 Équipement de photolithographie
Dans l'ordre : centrifugeuse, système photographique pour la
fabrication de masque et aligneur de masque/exposeur UV

le rayonnement ultraviolet brise les liens intermoléculaires, qui est nommée résine positive. L'étape suivante consiste à submerger le substrat dans une solution appelée développeur qui dissoudra la résine non exposée, dans le cas de la résine négative, ou la

partie exposée, dans le cas d'une résine positive. Ces étapes sont montrées à la figure 4-2.

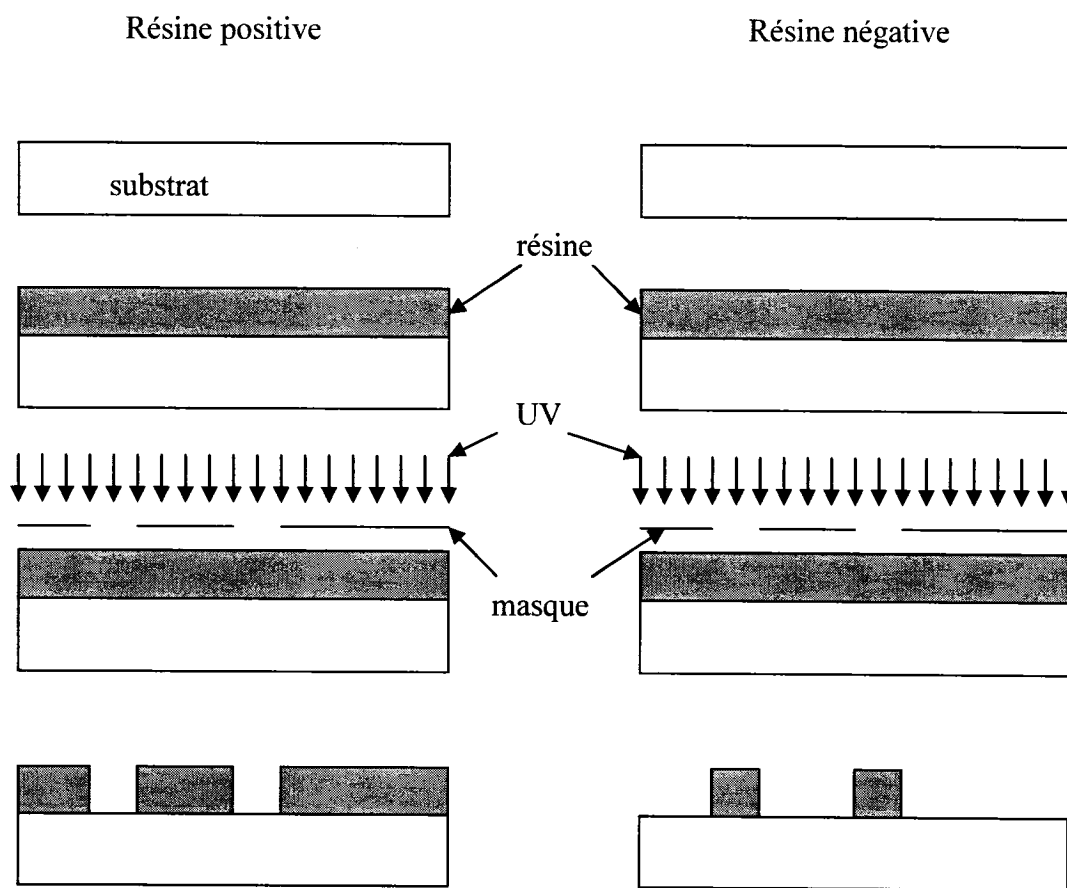


Figure 4-2 Procédé photolithographique

Il existe deux méthodes pour transférer le patron de la résine au substrat : la gravure et le procédé nommé *lift off*. Dans le cas de la gravure, il faut déposer la couche du matériau que l'on veut façonner avant d'apposer la résine photosensible. Ce dépôt peut être réalisé à partir de n'importe quelle technique de dépôt. Ensuite, la résine est étalée sur l'échantillon et les étapes de photolithographie décrites plus haut sont effectuées. La dernière étape consiste à tremper l'échantillon dans une solution de gravure appropriée

qui enlèvera le matériau déposé sur le substrat aux endroits où la photorésine ne le protège pas, la résine est ensuite enlevée avec un bon solvant, l'acétone par exemple. Pour le procédé de *lift off*, la séquence des opérations est différente, la résine est déposée sur le substrat en premier lieu et est ensuite mise en forme. Le dépôt du matériau se fait par-dessus la résine et va aussi recouvrir les zones du substrat mises à nu par le développement de la résine. Ensuite, la résine est dissoute avec un solvant et cette dernière emporte avec elle la partie du dépôt qui est par-dessus la résine, laissant le patron désiré sur le substrat. Il est à noter que l'épaisseur du dépôt est limitée dans le cas du *lift off* afin de ne pas encapsuler la résine; il serait alors impossible pour le solvant de l'atteindre et de la dissoudre. Pour les mêmes raisons, il faut éviter les techniques de dépôt qui recouvrent bien les parois verticales, comme la pulvérisation et la déposition chimique en phase vapeur assistée par plasma (*PECVD*). La figure 4-3 montre les deux procédés de mise en forme.

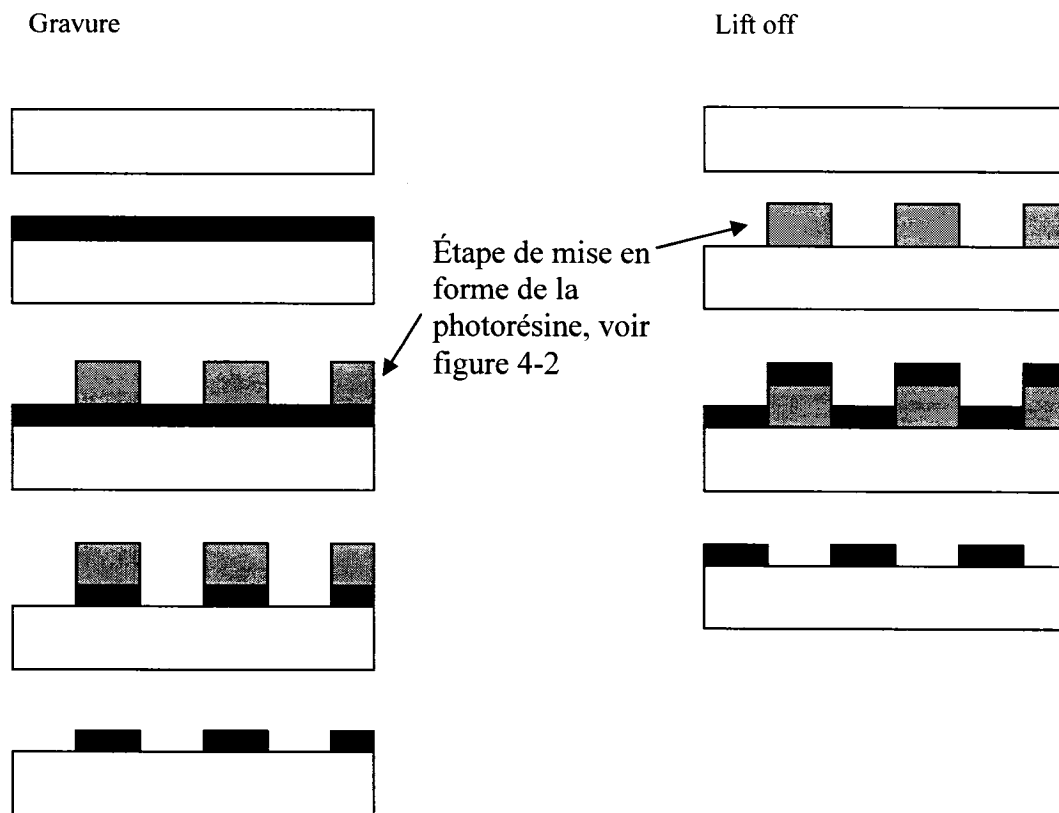


Figure 4-3 Mise en forme par gravure et lift off

Il est possible de réaliser des structures multicouches complexes avec ces procédés, mais il est important de placer des marques d'alignement sur les masques afin de pouvoir aligner la première couche usinée avec le masque de la deuxième couche et ainsi de suite. Dans le cas de la gravure, il faut s'assurer que la solution utilisée pour enlever le matériau à usiner ne s'attaque pas au substrat ou au matériau qui se trouve sous la couche que l'on façonne. Le tableau 4-1 suivant présente les différentes solutions de gravure disponibles au laboratoire Poly-GRAMES et les matériaux qui leur sont susceptibles, il est à noter que toutes ces solutions sont non toxiques et présentent un risque très limité pour l'utilisateur et pour l'environnement.

solution	Matériaux susceptibles	commentaires
Fe ₂ Cl ₃	Cuivre, étain, plomb	Tache la peau et les vêtements, gravure très rapide
H ₂ O ₂ (17,5%)	titane	Gravure lente, doit être chauffé à 40-55°C pour être efficace, à placer sous une hotte car dégage de l'ammoniac
1 partie Iode + 4 parties iodure + 9 parties eau DI	or	Tache la peau et les vêtements, gravure très rapide
NaOH (4g/L)	aluminium	Gravure lente

Tableau 4-1 Solutions de gravure disponibles à Poly-Grames

Il existe plusieurs façons d'appliquer la résine uniformément sur le substrat : vaporisation (*spray coating*), centrifugation (*spin coating*), trempage (*dip coating*), application au rouleau (*roller coating*) et l'utilisation de rubans préfabriqués. Au laboratoire Poly-GRAMES, nous utilisons des rubans de résine négative et les installations permettent l'application de résine par centrifugation, la vitesse de rotation offrant la possibilité d'ajuster l'épaisseur du dépôt. Dans ce cas, nous utilisons la résine positive AZ-4000K. Cette résine, sous la forme d'un liquide visqueux, doit être chauffée une minute à 100°C une fois déposée afin d'évaporer le solvant qu'elle contient. Étant donné le caractère photosensible de la résine, il est important de fermer l'éclairage ambiant entre son application et son développement, mais une faible lumière rouge ou jaune peut être utilisée sans risques.

La taille des détails qu'il est possible de transférer sur un substrat dépend de la qualité de la résine, du masque et de la longueur d'onde de la lumière d'exposition. Plus la

longueur d'onde de la lumière est courte, moins la diffraction rendra flous les détails, ce qui permet de plus petites dimensions critiques. Dans l'industrie, les procédés les plus performants parviennent à des dimensions critiques de l'ordre de 35 nm en utilisant un rayonnement ultraviolet à courte longueur d'onde provenant de lasers excimères. Au laboratoire Poly-GRAMES, nous pouvons fidèlement rendre des détails de 20 μm , ce qui peut sembler peu précis, mais qui est amplement suffisant pour notre application. La fabrication du masque se fait sur place au moyen d'un procédé photographique. Le masque est d'abord dessiné en noir et blanc à dix fois la grandeur voulue à l'aide d'un logiciel de dessin technique. Ensuite, une impression du dessin est photographiée et le film est développé, ce qui constitue le masque.

4.1.2. Évaporation

L'évaporation est probablement la technique de déposition la plus simple qui existe. Il s'agit simplement de chauffer suffisamment un métal afin qu'il s'évapore et se dépose sur le substrat désiré, situé juste au-dessus du métal évaporé. Il est possible de chauffer le métal par effet Joule en passant un fort courant dans un bateau en métal réfractaire (ex. tungstène) ou encore en dirigeant un faisceau d'électrons sur le métal. La pression de la chambre dans laquelle le métal est évaporé est maintenue le plus faible possible afin d'augmenter au maximum le libre parcours moyen des particules évaporées. Le libre parcours moyen doit être supérieur à la distance séparant la cible évaporée au substrat pour que les particules se déplacent de façon rectiligne. Ce déplacement en ligne droite provoque une des limites de l'évaporation, l'effet d'ombrage. Cet effet se

caractérise par une non-uniformité de l'épaisseur des couches déposées à proximité d'éléments en trois dimensions. La figure 4-4 montre comment cet effet prend place.

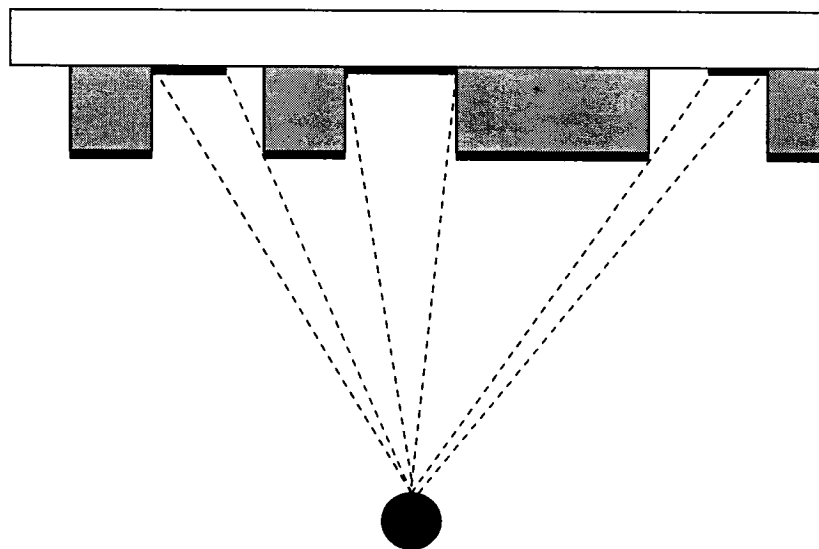


Figure 4-4 Effet d'ombrage de l'évaporation

Il est possible d'éliminer cet effet au moyen d'un astucieux système de rotation ou encore en chauffant le substrat autour de 300-400°C afin d'augmenter la mobilité des atomes sur la surface [19]. La déposition par évaporation peut atteindre des vitesses de dépôt très élevées, jusqu'à environ 0,5 -1 $\mu\text{m}/\text{min}$. L'épaisseur du dépôt se mesure à l'aide d'un cristal résonant situé juste à côté de l'échantillon dont la fréquence de résonance diminue à mesure que l'épaisseur du dépôt de métal augmente. Il est très

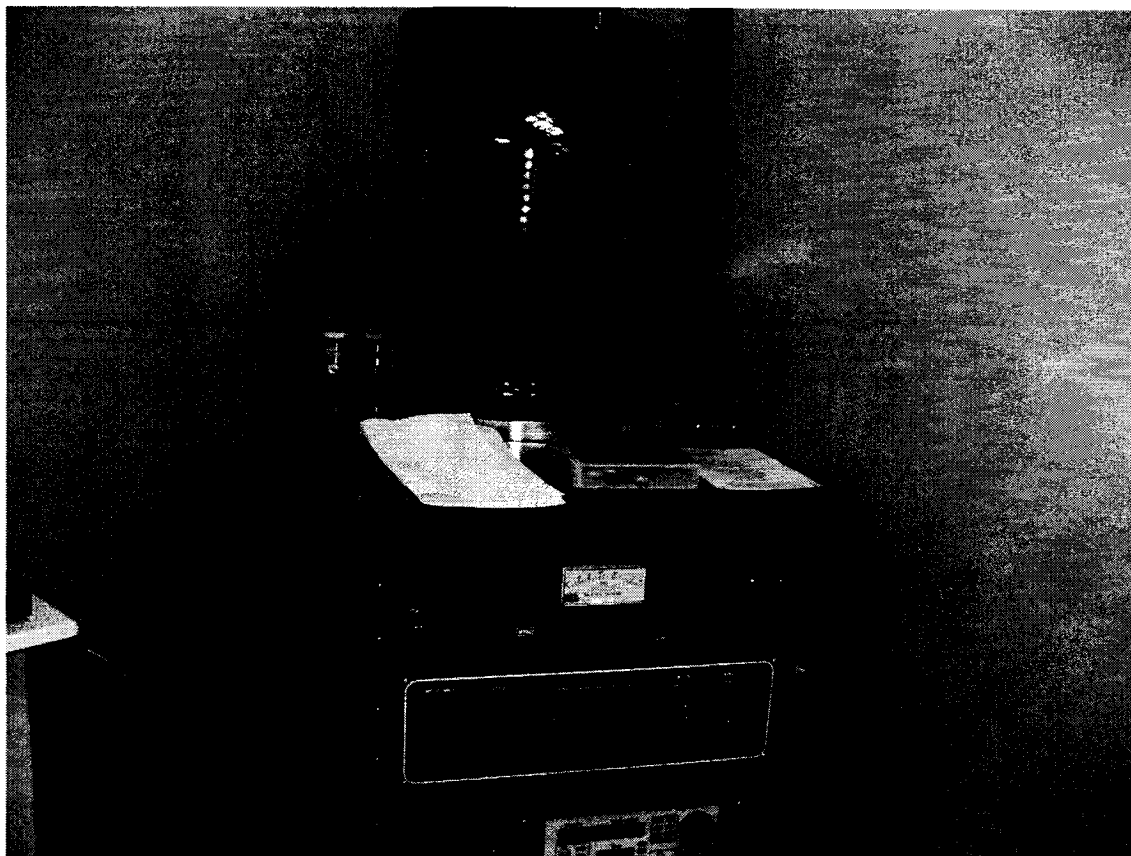


Figure 4-5 Appareil d'évaporation

difficile de déposer des alliages avec cette technique puisque les différents éléments s'évaporent à différentes températures, il en résulte un dépôt dont la stoechiométrie varie par rapport à la source originale et peut varier en fonction de l'épaisseur. L'évaporation est une technique utilisée principalement en recherche, il est plus rare qu'elle soit utilisée en production.

4.1.3. Pulvérisation

La pulvérisation est une technique de déposition qui offre un éventail plus grand de matériaux que l'évaporation, mais qui, en même temps, est plus complexe et fait intervenir un plus grand nombre de paramètres. Une plaquette circulaire du matériau à déposer, appelée cible, est fixée sur la partie supérieure d'une chambre à vide, le substrat sur lequel nous voulons déposer est placé directement en dessous de la cible à une distance d'environ 30 cm, comme montré à la figure 4-6. Un vide moyen (i.e. 1×10^{-5} torr)

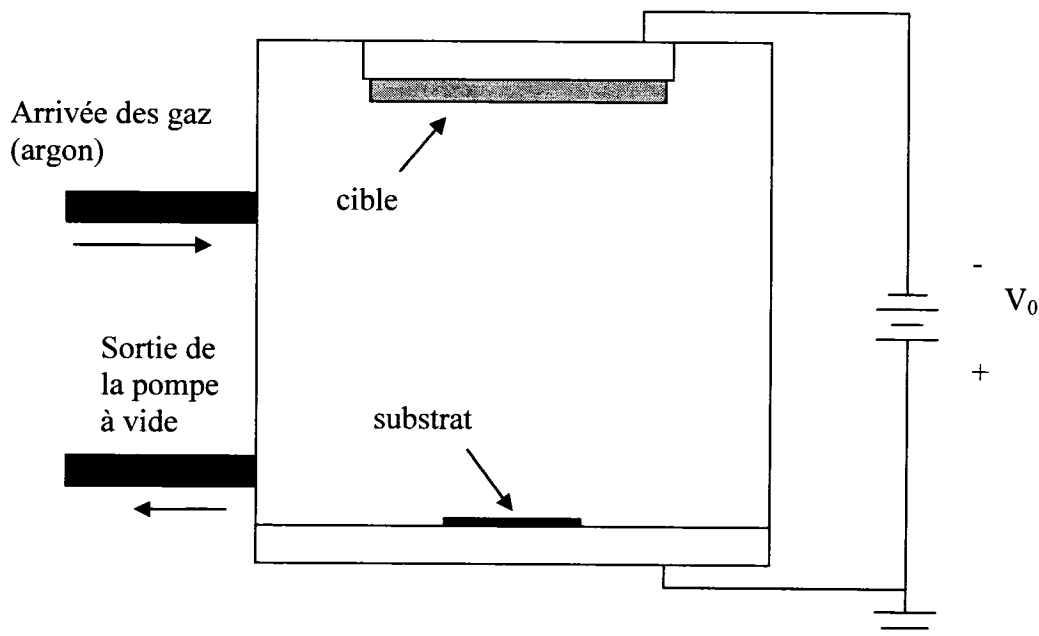


Figure 4-6 Schéma d'un pulvérisateur

est créé dans la chambre afin de retirer toutes les impuretés ambiantes. Ensuite, un gaz d'argon est introduit sous pression plus élevée (de l'ordre des millitorrs) et une différence de potentiel est appliquée (entre 300 et 3000 V) entre la cible et le substrat,

avec la cible comme borne négative de manière à ce que des atomes du gaz s'ionisent; nous sommes alors en présence d'un plasma. Les atomes ionisés ont une charge nette positive, ils sont donc attirés vers la cible à potentiel négatif. Par conservation de la quantité de mouvement et de l'énergie cinétique, la collision entre la cible et l'ion résultera en une expulsion de particules de la cible, soit des atomes ou des groupes d'atomes. Ces particules sont neutres, elles ne sont donc pas influencées par le champ électrique présent. Les particules et atomes vont alors se déposer sur le substrat. L'uniformité du dépôt est bonne puisque la cible est généralement plus grande que le substrat sur lequel nous déposons et que le libre parcours moyen des particules est plus court que le trajet qu'elles doivent parcourir, elles arrivent donc de tous les côtés suite à des collisions avec des atomes d'argon neutres ou entre elles. Pour cette raison, les dépôts par pulvérisation parviennent à recouvrir efficacement des topologies accidentées, même des parois verticales. Pour augmenter l'efficacité de l'ionisation, des aimants sont placés derrière la cible afin de confiner le plus possible les électrons près de la cible. Ceci aura pour effet de modifier leur trajectoire grâce à la force de Lorentz, ce qui les ramènera plusieurs fois en collision avec des atomes d'argon, augmentant ainsi le nombre d'ions libérés et donc la vitesse de dépôt. Ce dispositif fonctionne très bien avec des cibles conductrices et peut même déposer des alliages en conservant leur stoechiométrie, mais lorsque nous tentons de déposer des matériaux non-conducteurs, il se forme une accumulation de charge à la cible, il faudrait une différence de potentiel beaucoup trop élevée pour obtenir le courant nécessaire. Pour contourner ce problème, il est possible d'appliquer un potentiel alternatif plutôt que DC. À de basses fréquences

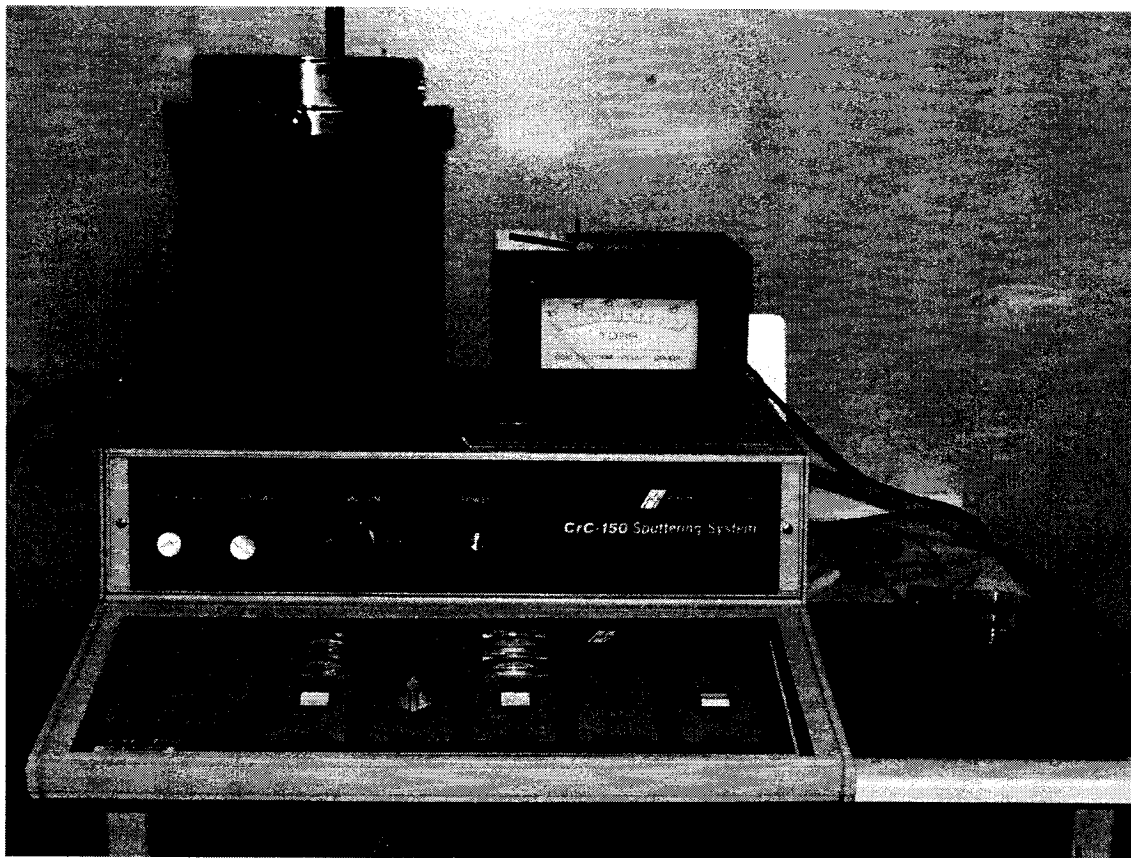


Figure 4-7 Le pulvérisateur CrC-150 de Plasma Sciences

(inférieure à 1 MHz), l'anode et la cathode s'inversent à chaque cycle et la cible et le substrat sont alternativement pulvérisés, ce qui empêche le dépôt. Par contre, pour des fréquences plus élevées, les ions ne sont pas assez mobiles pour suivre le champ électrique et il se forme un plasma maintenu qui remplit toute la chambre. Le circuit équivalent à cette situation est formé de deux capacitances en série. Les deux électrodes sont alors susceptibles d'être pulvérisées, mais c'est celle qui possède la plus petite surface qui le sera. Dans une configuration correcte, le substrat est mis à la terre, ainsi que tout le bas du réacteur et quelquefois aussi ses parois, ce qui lui donne une très

grande surface, c'est donc la cible qui est pulvérisée. La fréquence de 13,56 MHz a été allouée pour ces procédés par le *FCC (Federal Communication Commision)*.

4.1.4. Électroplacage

L'électroplacage, aussi appelé électrodéposition est une technique de dépôt métallique qui permet de former des couches relativement épaisses, de l'ordre de quelques microns à quelques dizaines de microns, dans un temps assez court. L'échantillon est installé dans un bain électrolytique contenant une solution de sel du matériau à déposer. On place ensuite dans le bain une cathode faite d'un matériau conducteur qui n'est pas attaqué par la solution. À l'aide d'une source DC, on relie l'échantillon et la cathode (l'échantillon est en fait l'anode) et on applique une différence de potentiel ou un courant au circuit. L'échantillon étant négatif, il attire les ions métalliques contenus dans la solution. Puisqu'il regorge d'électrons (c'est l'anode), les ions entrant en contact avec l'échantillon seront réduits à leur état métallique, ce qui aura pour effet de les précipiter

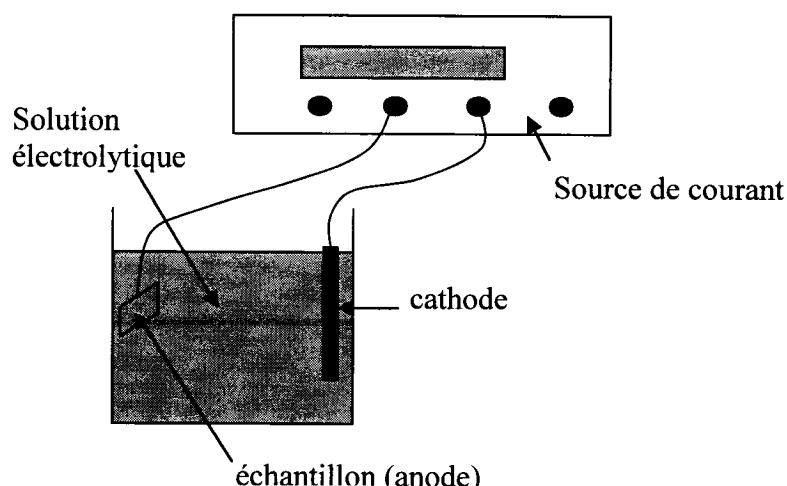


Figure 4-8 Schéma d'un système d'électroplacage

sur la surface de l'échantillon. À la figure 4-8 est présenté le montage utilisé pour déposer le cuivre par électroplacage. Dans certains cas, nous pouvons utiliser une cathode faite du matériau à déposer. La cathode sera oxydée par la solution et régénérera la solution en fournissant les ions perdus par la déposition. Il existe aussi plusieurs raffinements afin de mieux contrôler les paramètres du dépôt (uniformité, densité, conductivité, taille des grains, etc.) comme par exemple l'utilisation d'un courant pulsé, la présence d'agitation ou l'ajout de certains additifs. Le contrôle de l'épaisseur du dépôt ne peut pas se faire directement. La meilleure méthode consiste à utiliser un courant constant par unité de surface à déposer et de déterminer le taux de déposition en mesurant l'épaisseur de la couche à l'aide du profilomètre (*dektak*, voir section 4.1.6).

4.1.5. Appareil de mise en place (*pick and place*)

Comme il a déjà été mentionné, les installations du laboratoire Poly-Grames sont plutôt dédiées à la fabrication de circuits micro-ondes qu'à la microfabrication de microsystèmes. Ainsi, au laboratoire, il n'est pas possible de déposer la membrane et de venir ensuite enlever la couche sacrificielle sur laquelle la membrane s'est déposée. L'origine de cette difficulté sera expliquée à la section IV.2. Afin de fabriquer le senseur avec l'équipement de notre laboratoire, il est nécessaire d'effectuer un assemblage manuel des différents composants fabriqués séparément. L'instrument utilisé pour effectuer les manipulations est un appareil de mise en place (*pick and place*). Cet appareil possède deux pointes, l'une est une pointe métallique fine et l'autre est une aiguille par laquelle de l'air est aspiré. Ces deux outils permettent une variété étonnante

de manipulation. L'aiguille sert à manipuler les pièces alors que l'épingle sert à aller déposer de la colle de façon très précise. Les mouvements de ces pointes sont contrôlés par la main au moyen d'un système qui transmet les mouvements d'un levier aux

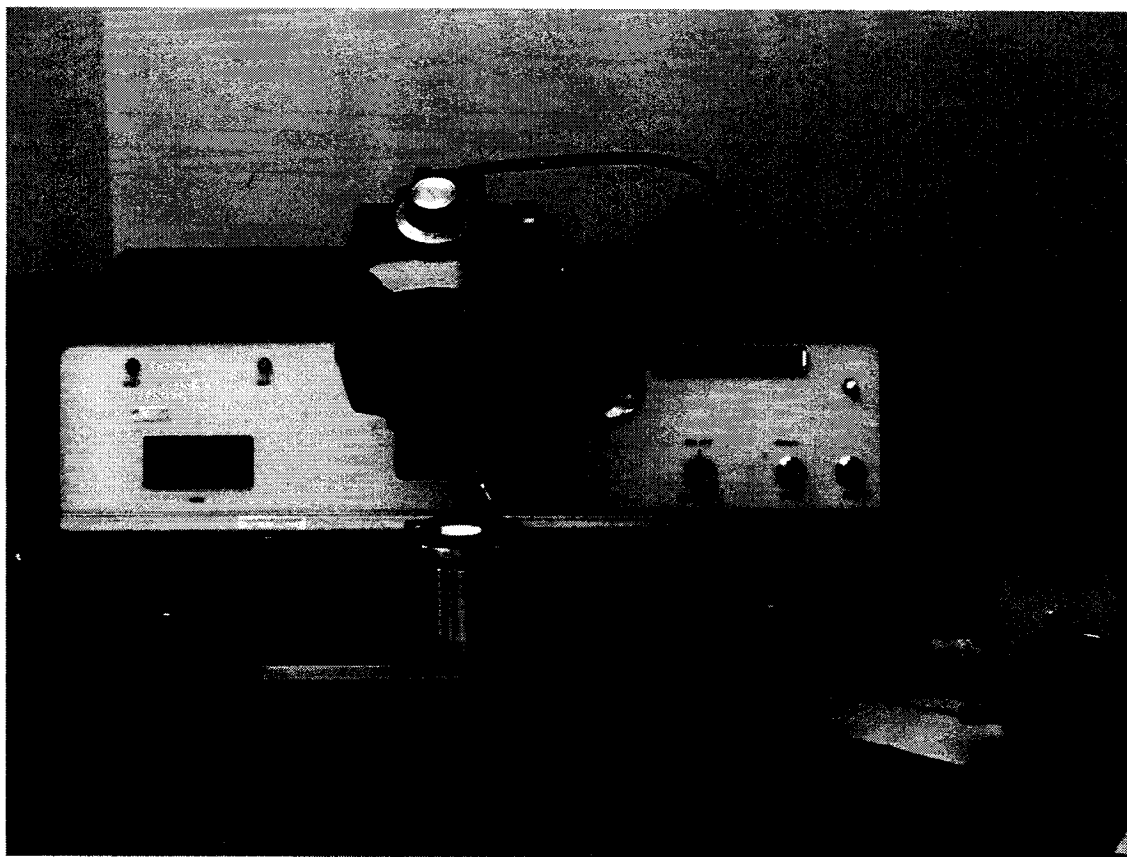


Figure 4-9 Appareil de mise en place West Bond 7200A

pointes, mais avec une amplitude réduite. Un afficheur permet aussi de savoir quelle pression est exercée par la pointe utilisée.

4.1.6. Profilomètre (*dektak*)

Comme nous l'avons déjà vu, la construction d'un modèle dans l'environnement *Matlab* a permis de déterminer les dimensions optimales du senseur de pression en mode

contact. Pour ce faire, il faut d'abord caractériser le taux de dépôt des procédés utilisés puisque seulement l'évaporateur de Poly-Grames est muni d'un système qui permet de déterminer l'épaisseur du dépôt à l'aide d'une technique in-situ (le cristal résonant, voir section IV.1.2). Pour mesurer le profil de dispositifs, le *dektak* est couramment utilisé puisqu'il est très précis, peu coûteux et facile d'entretien. Le principe de fonctionnement du *dektak* est simple; une très fine pointe est amenée en contact avec la

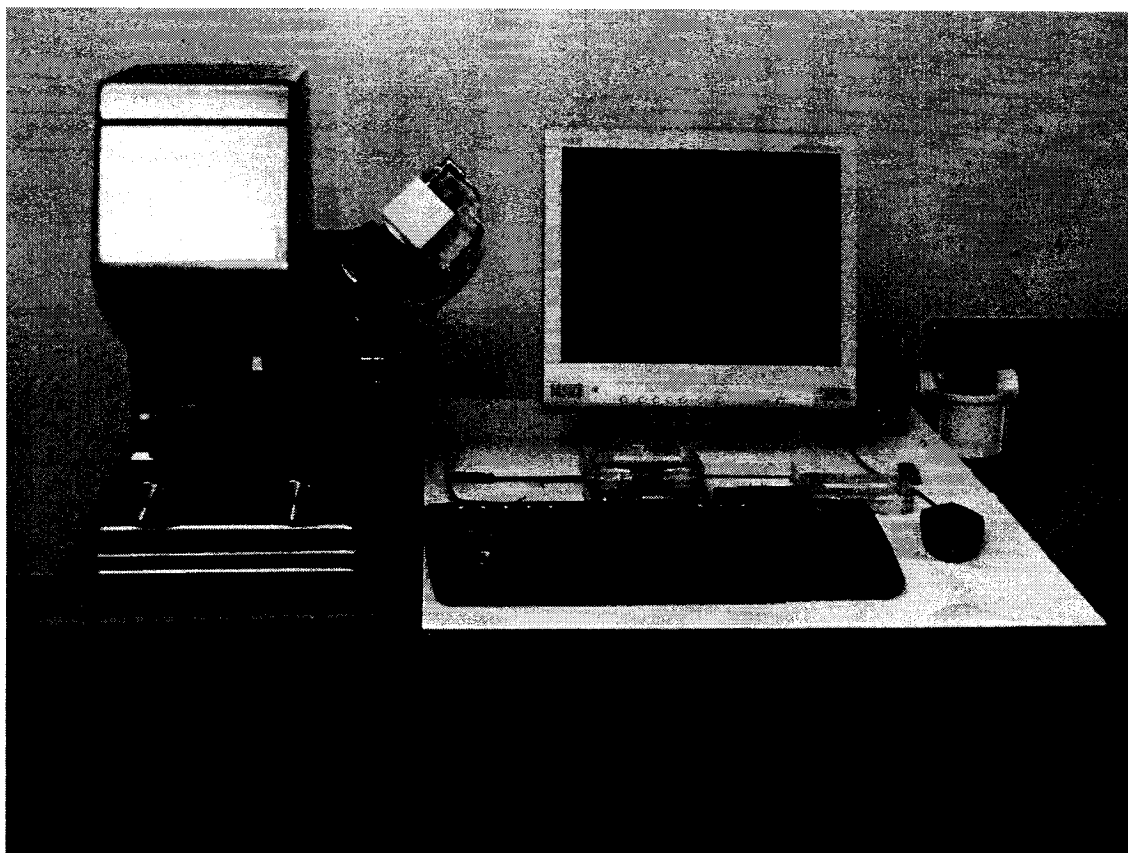


Figure 4-10 Profilomètre 6M de Veeco (*dektak*)

surface et est lentement glissé sur celle-ci. Une boucle de rétroaction reliée à un cristal piézoélectrique maintient constante la pression exercée par la pointe sur la surface. Un tracé du courant dans la boucle de rétroaction par rapport à la position de la pointe nous

donne le profil vertical de la zone mesurée. Le *dektak* est suffisamment précis pour donner aussi des mesures de rugosité.

4.1.7. Micro-usinage laser

Le laboratoire Poly-Grames est équipé d'un laser permettant l'usinage très précis des pièces. Cet appareil possède une interface informatique, offrant la possibilité de préparer le design à l'aide d'un logiciel de dessin et ensuite de fournir le fichier au laser qui l'exécutera. Le laser utilisé, de type Nd :YAG (pour néodyme yttrium aluminium grenat, est un laser dont le milieu amplificateur est un cristal de $Y_3Al_5O_{12}$ (grenat d'aluminium et d'yttrium) dopé au néodyme). Ce type de laser émet à la longueur d'onde de 1064 nm, dans l'infrarouge, mais la fréquence est doublée pour une longueur d'onde de 532 nm. Le laser est monté verticalement et un plateau à échantillon est situé au-dessus. Afin de limiter les vibrations du laser, c'est le porte-échantillon qui se déplace pour effectuer le

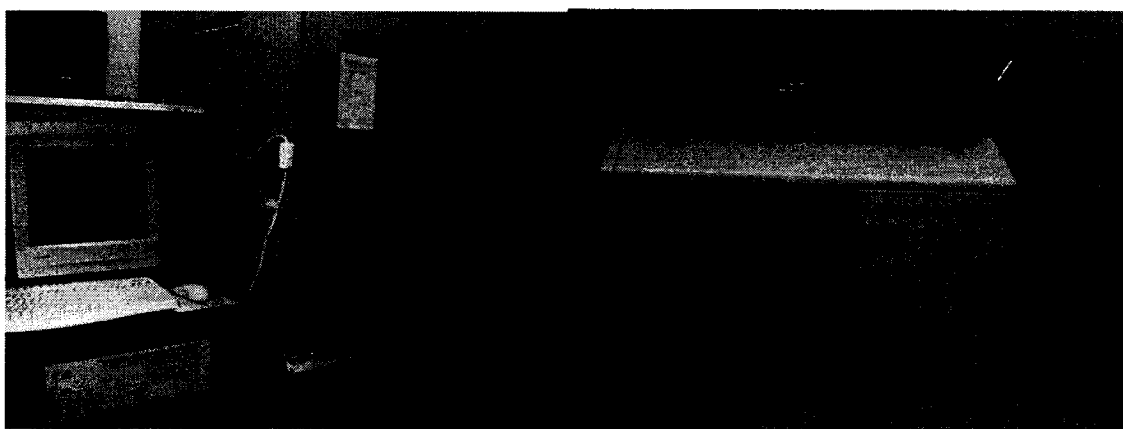


Figure 4-11 Système d'usinage laser

patron désiré. Le laser fonctionne en mode pulsé, c'est-à-dire qu'il envoie de brèves impulsions séparées par un temps plus long entre chaque impulsion. Ceci permet

d'obtenir une densité d'énergie beaucoup plus importante que dans le mode continu, le matériau est pulvérisé plutôt que calciné, ce qui donne une meilleure qualité de coupe.

4.1.8. Station de mesure sous pointes

La station de mesure sous pointes est un appareil qui permet de mesurer les propriétés électriques sur des échantillons de très petites dimensions. Il s'agit essentiellement d'un système de positionnement précis et d'une sonde. La sonde est l'élément qui viendra en



Figure 4-12 Station de mesure sous pointes Cascade Microtech 9000

contact avec l'échantillon afin d'effectuer la mesure. Plusieurs formes de sondes existent, principalement à deux ou trois doigts (mise à la terre et doigt actif dans le

premier cas, doigt actif, mise à la terre et doigt actif dans le deuxième cas) et avec différentes distances entre les doigts (75 μm , 150 μm , etc.). Le système de positionnement permet d'aller faire les contacts aux bons endroits à l'aide de vis micrométriques. Une caméra numérique à grossissement permet de vérifier si le contact des doigts est bon. Il est possible de relier plusieurs appareils différents sur la station de mesure sous pointes, dépendamment de la mesure que nous désirons effectuer. Il est aussi possible d'utiliser deux sondes, par exemple, une pour appliquer une excitation et une autre, pour mesurer l'effet produit par ce signal. À Poly-Grames, la station utilisée est la *9000 Analytical Probe Station* de la compagnie *Cascade Microtech*.

4.2. Fabrication du senseur

4.2.1. Senseurs : dimensions et matériaux

Comme il a été dit à la section 3.2, les dimensions physiques du senseur ont été déterminées à partir des résultats obtenus à l'aide de la simulation présentée. Le choix des matériaux est relativement aisé, compte tenu des possibilités limitées de déposition disponibles à Poly-Grames et le nombre restreint de matériaux bioinertes. Ainsi, l'or sera utilisé comme conducteur et comme matériaux de la membrane. Par contre, il est seulement possible de déposer de l'or par évaporation ou pulvérisation à Poly-Grames et ces techniques déposent la couche d'or sur tout l'intérieur du réacteur, pas seulement sur l'échantillon. Il en résulte qu'un dépôt d'or de plusieurs microns coûte très cher. Afin de réduire les coûts, les membranes utilisées seront fabriquées en cuivre plutôt qu'en or pour les prototypes seulement. Par contre, l'électrode fixe ainsi que les lignes de

conduction seront faites d'or. Il serait possible de remplacer l'or par du titane, lui aussi bioinerte, mais celui-ci est présente une moins bonne conductivité (presque 20 fois moins conducteur) et diminuerait donc le facteur de qualité du circuit résonant. Il est à noter que le titane est utilisé comme couche d'adhésion pour tous les dépôts d'or. L'alumine a été choisie comme substrat parce qu'elle est très souvent utilisée comme matériau implantable et que son coût est peu élevé [14][15]. En fait, il serait possible de prendre n'importe quel substrat biocompatible puisqu'il ne sert que de support rigide au senseur, par opposition aux substrats de microélectronique, où les propriétés semi-conductrices du substrat sont utilisées.

Le seul matériau qui reste à choisir est le diélectrique qui empêche le court-circuit lorsque la membrane touche au fond de la cavité. Idéalement, ce matériau diélectrique devrait posséder les caractéristiques suivantes : bioinerte, tension de claquage élevée, permittivité relative élevée et une résistance mécanique suffisante. Parmi les candidats possibles, nous avons certains verres bioinertes, le polymère PMMA (souvent utilisé comme résine pour la lithographie rayons X ou à électrons), le dioxyde de titane et l'alumine.

Matériau	Constante diélectrique
Alumine (Al_2O_3)	8-12
PMMA	2,9-6
Verres bioinertes	3-5
Dioxyde de titane (TiO_2)	30-170

Tableau 4-2 Constante diélectrique de différents matériaux biocompatibles

Il apparaît sur le tableau 4-2 que le matériau qui permettrait de fabriquer le senseur le plus sensible est le TiO_2 . En effet, il possède au minimum une permittivité relative trois fois supérieure à son plus proche concurrent. Nous constatons néanmoins que cette permittivité relative est hautement variable. Les conditions de dépôts ont une grande influence sur la constante diélectrique du TiO_2 [13][20][21]. De plus, le laboratoire Poly-Grames ne dispose pas des installations nécessaires pour déposer le TiO_2 . Par contre, le groupe des couches minces (GCM) de Polytechnique possède un réacteur PECVD (déposition chimique en phase vapeur assistée par plasma) qui dépose régulièrement des couches de TiO_2 pour ses propriétés optiques. Les propriétés électriques du TiO_2 n'étant pas connues de ce groupe, il a fallu faire cette analyse. Les deux propriétés d'intérêt sont la permittivité relative ainsi que la tension de claquage. Pour mesurer ces deux paramètres, un dispositif très simple a été réalisé. Il s'agit de fabriquer deux condensateurs en série, comme il peut être vu à la figure 4-13.

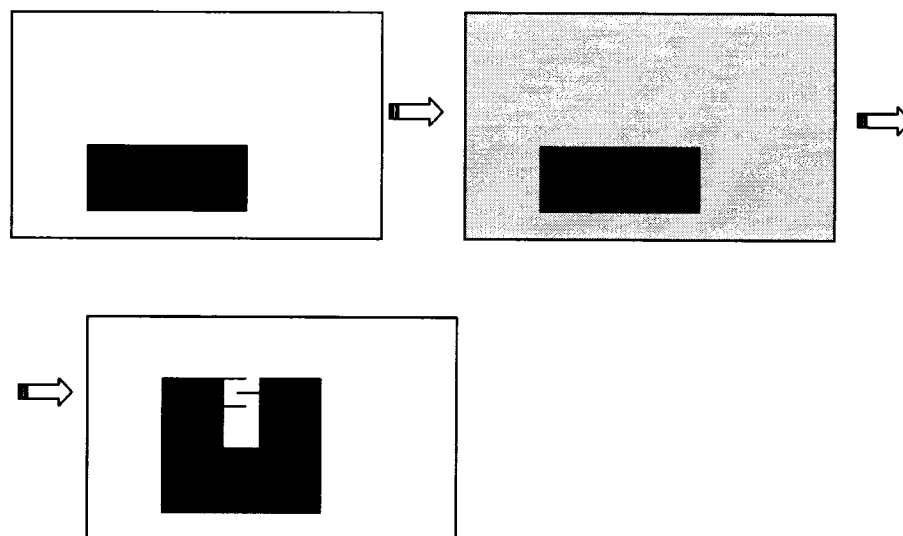


Figure 4-13 Fabrication du condensateur de test pour déterminer la permittivité:
Trace métallique, dépôt du diélectrique et dépôt d'une autre couche de métal

Nous avons donc deux condensateurs en série dont la surface est connue (la surface de chevauchement entre les deux traces métalliques), et de plus, nous connaissons l'épaisseur du TiO_2 entre ces deux traces grâce à la mesure en ellipsométrie in-situ réalisée pendant le dépôt du TiO_2 , dans notre cas, 71 nm. En mesurant la capacité obtenue à l'aide d'un analyseur de réseau et d'une station de mesure sous pointes, nous pouvons déterminer la valeur de la permittivité relative ϵ_r du diélectrique en utilisant les formules suivantes :

$$\frac{1}{C_m} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} = \frac{2}{C_1} \quad (\text{par symétrie}) \quad (42)$$

$$\epsilon_r = \frac{Cd}{S\epsilon_0} \quad (43)$$

où C_m est la capacité mesurée sur l'analyseur de réseau, C_1 et C_2 sont les capacités des deux condensateurs en série, d est l'épaisseur du diélectrique, S la surface de chevauchement des traces métalliques pour un condensateur et ϵ_0 la permittivité du vide. Pour mesurer la tension de claquage, nous utilisons le même échantillon avec la station de mesure sous pointes, mais cette fois relié à un générateur de tension et à un ampèremètre. Il est important de réaliser les mesures pour la permittivité avant celles sur la tension de claquage puisque ces dernières endommagent irrémédiablement l'échantillon. La procédure de mesure consiste simplement à augmenter la tension par de petits incréments, tout en observant le courant passant dans l'échantillon. Ce courant devrait être nul jusqu'au moment où il y a claquage, le courant circule alors au travers des

condensateurs, la tension maximale avant claquage permet de calculer la tension de claquage du matériau puisque nous connaissons son épaisseur.

4.2.2. Fabrication

Tous les senseurs de pression présentés à la section 2.1. nécessitent la formation d'une cavité hermétiquement scellée. C'est cet élément en particulier qui est la source des plus grandes difficultés pour ces senseurs. Dans la littérature scientifique, nous pouvons retrouver deux grandes familles de techniques qui permettent d'obtenir une cavité scellée: les techniques utilisant une couche sacrificielle et les techniques fusionnant deux substrats. Les étapes générales de la création d'une cavité hermétique à l'aide de couche sacrificielle sont présentées à la figure 4-14.

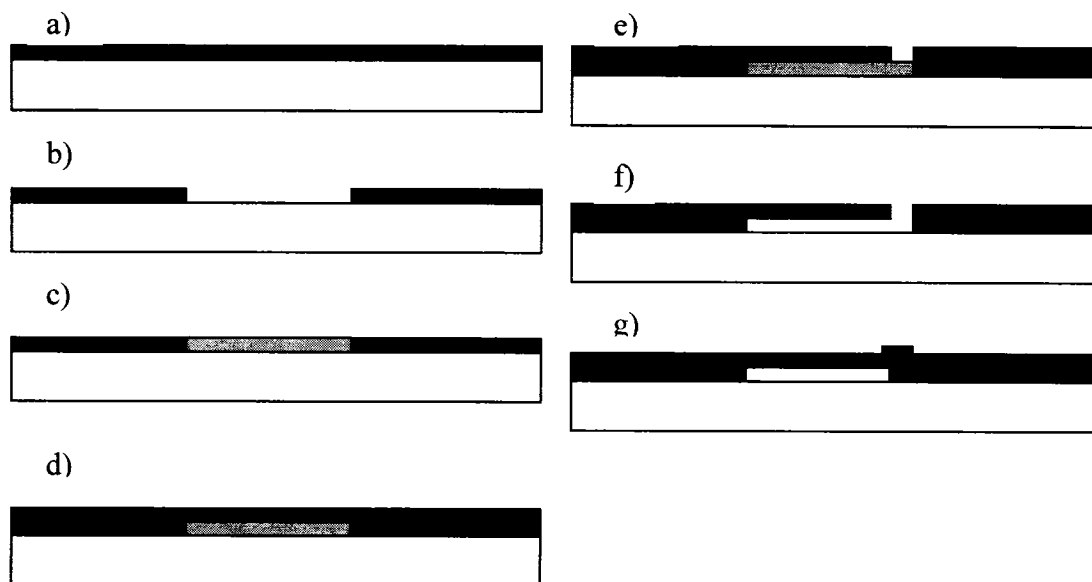


Figure 4-14 Fabrication d'une cavité hermétique par couche sacrificielle :
 a) dépôt qui définit la profondeur de la cavité, b) gravure de la cavité, c) dépôt de la couche sacrificielle, d) dépôt de la membrane, e) gravure d'un trou d'accès, f) gravure de la couche sacrificielle, g) remplissage du trou d'accès

La difficulté de cette méthode réside surtout à l'étape f) présentée plus haut. Effectivement, les solutions de gravure liquides conventionnelles ne conviennent pas à cette opération puisqu'elles provoquent un phénomène appelé stiction [22]. La stiction se produit lorsqu'on enlève la solution de gravure; la minimisation de l'énergie de surface du liquide aura pour effet d'appliquer une force qui tend à rapprocher les deux surfaces séparées par le liquide. Puisque la membrane est flexible, elle aura tendance à entrer en contact avec la surface du bas et peut y rester collée, rendant le dispositif inutilisable. Un bon moyen d'éviter la stiction est d'utiliser la gravure sèche, par exemple la gravure à ions réactifs (*reactive ion etching*). Cet équipement n'étant pas disponible à Poly-Grames, une autre solution doit être développée.

Les techniques de fusion de substrat peuvent présenter une solution à ce problème. Il s'agit de fusionner deux matériaux au moyen de températures élevées, de pression et parfois aussi d'un champ électrique. Il est ainsi possible de fusionner deux substrats de silicium (*fusion bonding*), ou un substrat de silicium et un de verre (*anodic bonding*, pour lequel cas, il faut ajouter un champ électrique) [23][24]. Afin de définir

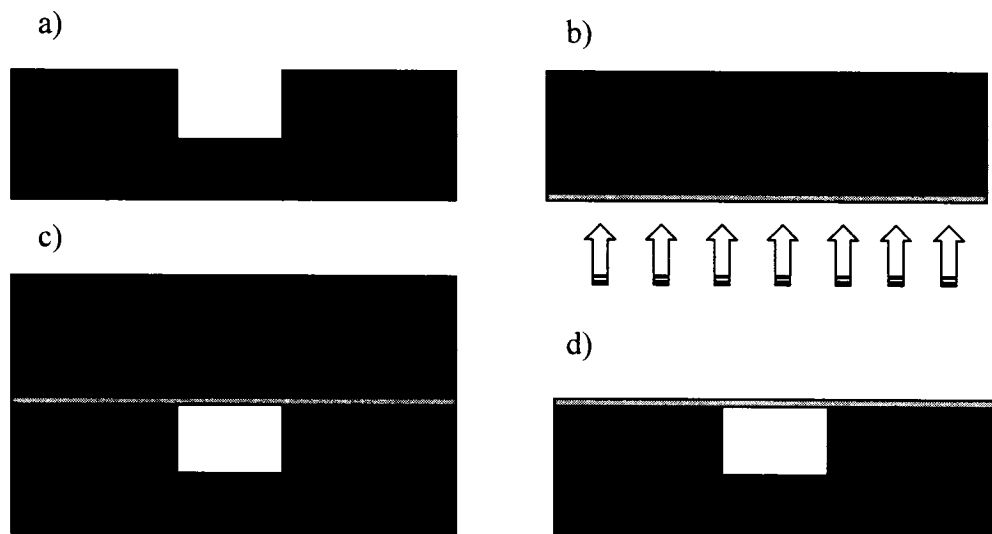


Figure 4-15 Fabrication d'une cavité hermétique par fusion de substrat
 a) gravure de la cavité, b) implantation ionique qui définit l'épaisseur de la membrane,
 c) fusion des substrats, d) gravure du substrat non dopé

l'épaisseur de la membrane, il est nécessaire de doper le silicium par implantation ionique de façon à ce que la partie implantée ne soit pas gravée par la solution qui dissoudra le substrat à enlever (voir figure 4-15). Puisque le laboratoire Poly-Grames n'est pas équipé pour réaliser l'implantation ionique, il faudra trouver une autre technique afin de réaliser le senseur. Étant donné que le but du projet est de fabriquer un prototype seulement, nous pouvons envisager d'utiliser l'assemblage manuel des diverses composantes du senseur en utilisant l'appareil de mise en place (*pick and place*). Ainsi, trois composants seront fabriqués séparément pour être ensuite assemblés manuellement. Ces trois éléments sont : le substrat avec l'électrode fixe, un beigne de séparation définissant la profondeur de la cavité et la membrane flexible et conductrice. Comme il a déjà été mentionné, le substrat choisi est de l'alumine polie, de 125 ou 250



Figure 4-16 Appareil de nettoyage par ultrasons

μm . Puisque l'équipement de Poly-Grames n'accepte souvent que les substrats carrés de 2,54 cm (un pouce) de côté; afin d'obtenir cette dimension, le substrat est taillé au moyen d'une pointe à diamant. Avant tout dépôt, l'échantillon est nettoyé de la façon suivante : d'abord à l'acétone, à l'aide d'un chiffon de salle blanche (qui ne laisse pas de fibres résiduelles), puis il est rincé à l'eau déionisée. Ensuite, le substrat est placé dans un bain ultrasonique (voir figure 4-16) afin d'enlever les particules ou impuretés à la surface. Finalement, l'échantillon est rincé une autre fois à l'eau déionisée pour retirer les traces de nettoyant présent dans le bain ultrasonique. Le substrat nettoyé, il est placé dans la chambre de l'appareil de pulvérisation (voir section 4.1.3) pour y déposer une

couche de titane sur toute la surface (elle sert de couche d'adhésion pour la couche suivante). Le dépôt de titane peut être très mince (quelques nanomètres) pour réaliser l'effet voulu. Dans le réacteur, les conditions de dépôt du titane sont les suivantes : un courant de 200 mA, un potentiel de 400 V et une pression d'argon de 1 millitorr. En conservant l'atmosphère d'argon pour ne pas oxyder le titane, la cible de titane est remplacée par une cible d'or et un dépôt d'or de quelques centaines de nanomètres est

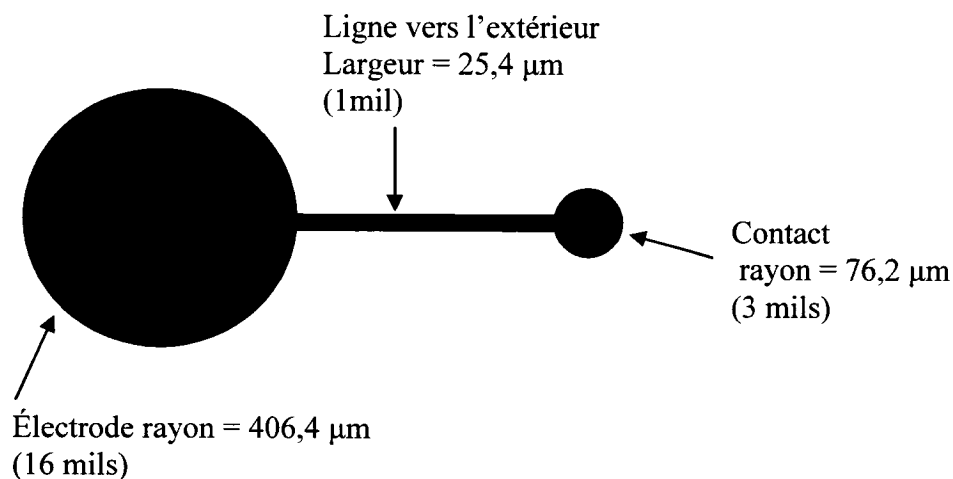


Figure 4-17 Dimensions de l'électrode fixe

réalisé dans les conditions suivantes : courant de 200 mA, potentiel de 600 V et une pression d'argon de 1 millitorr. Un masque est ensuite fabriqué afin de définir les électrodes et une ligne qui permettra d'effectuer un contact vers l'extérieur pour prendre les mesures. L'apparence d'une électrode ainsi que ses dimensions sont présentées à la figure 4-17. L'électrode fixe possède un rayon inférieur au rayon libre de la membrane flexible, afin d'éviter les effets de bords et aussi pour laisser l'espace nécessaire au trou, dont l'utilité sera expliquée plus loin. Ensuite, de la résine AZ-4000K est appliquée sur

l'échantillon par centrifugation, cuite à 100 °C pendant une minute, afin d'évaporer le solvant qu'elle contient et est exposée 4 secondes au rayonnement UV produit par l'appareil d'exposition. La résine est ensuite développée dans la solution appropriée et l'échantillon peut maintenant être plongé dans une solution de gravure. Au laboratoire Poly-Grames, nous utilisons une solution d'iode et d'iodure pour graver l'or. Une fois l'or enlevé, l'échantillon est plongé dans un bain de peroxyde (H_2O_2 , 17,5%) chauffé à 40 °C, la solution de gravure du titane. Une fois ces étapes terminées, il ne reste que les traces présentées à la figure 4-17 sur le substrat d'alumine qui en contient un total de 42 par carré de 2,54 cm (un pouce). Ensuite, des trous de 76,2 μm (3 mils) sont percés au laser à la limite de l'électrode et opposés à la ligne vers l'extérieur. Ces trous permettront de créer le vide dans la cavité et de tester les dispositifs comme il sera vu plus loin. Une fois cette étape terminée, le substrat est nettoyé comme expliqué précédemment et un dépôt de TiO_2 de 300 ± 5 nm est réalisé dans un réacteur PECVD. Cette étape a été effectuée par Stéphane Larouche, étudiant au doctorat au département de génie physique de Polytechnique. La dernière étape de fabrication sur le substrat consiste à découper les électrodes séparément en carrés d'environ 3 mm de côté afin de pouvoir les manipuler séparément.

Les beignes de séparation permettent de définir la profondeur de la cavité du senseur. Ils ne servent qu'au support mécanique de la membrane et peuvent être fabriqués de matériaux conducteurs ou isolants. Dans le cas du prototype réalisé dans le cadre de cette maîtrise, un ruban d'alliage d'or-étain (80%/20% massique, 71%/29% atomique) de 10 μm d'épaisseur a été utilisé. Cet alliage sert à réaliser des soudures hermétiques à

basses températures [25]. C'est dans cette optique que le ruban a été acheté, mais l'opération requiert d'appliquer une pression et une vibration lors de la soudure pour briser la surface oxydée [26], ce que nous n'avons pu faire au laboratoire Poly-Grames. Néanmoins, nous avons utilisé le ruban uniquement pour son épaisseur de 10 μm connue, n'importe quel autre matériau aurait pu être utilisé, en particulier un matériau bioinerte comme l'or ou le titane. Le ruban a été taillé sous forme de beigne à l'aide du système d'usinage laser. Le rayon extérieur du beigne de séparation est égal à celui des membranes, soit 1 mm, alors que son rayon intérieur définit la partie de la membrane en suspension, 500 μm dans notre cas.

Par ailleurs, la fabrication des membranes séparément pose le problème suivant: comment transférer les membranes à partir du substrat sur lequel elles sont fabriquées vers le dispositif? La solution la plus simple consiste à les décoller de leur substrat original, mais les membranes étant minces et fragiles, cette opération peut s'avérer très délicate, voire impossible. Cependant, il a déjà été mentionné que les dépôts d'or devaient, pour favoriser l'adhérence, être précédés d'une couche de titane. Un essai a été effectué en déposant de l'or par évaporation directement sur un substrat de verre poli (le verre a été choisi parce qu'il pose lui aussi des problèmes d'adhérence). L'effet recherché de non-adhérence était trop prononcé: l'or décollait du substrat de verre pendant l'électroplacage du cuivre qui complète l'épaisseur des membranes (voir section 4.1.4). Pour augmenter légèrement l'adhérence de l'or sur le verre, nous avons plutôt utilisé un dépôt d'or par pulvérisation. Puisque les atomes ou particules déposés par pulvérisation arrivent au substrat avec plus d'énergie cinétique que pour l'évaporation,

ceux-ci peuvent en partie pénétrer la surface du substrat, ce qui a pour conséquence d'augmenter l'adhérence de la couche. Cette méthode permet de procéder correctement à l'électroplacage des membranes sans qu'elles se décollent. Ensuite, les membranes sont définies par un procédé photolithographique, suivi de la gravure du cuivre et ensuite de l'or. Pour graver le cuivre, une solution de chlorure ferrique (Fe_2Cl_3) est utilisée. Les membranes résistent aussi à cette étape sans se décoller. Pour séparer les membranes de leur substrat, une technique par choc thermique a été développée. Il s'agit simplement de chauffer le substrat autour de $150\text{ }^\circ\text{C}$ et d'ensuite le plonger dans un liquide à la température de la pièce (dans notre cas, l'acétone a été utilisée). La totalité des membranes se détache du substrat après deux ou trois cycles de choc thermique.

4.2.3. Assemblage

La section précédente a montré comment les trois éléments qui constitueront les senseurs sont fabriqués. Il s'agit maintenant de les assembler de manière à obtenir un senseur fonctionnel. Tout d'abord, le beigne de séparation doit être fixé sur le substrat de façon centrée par rapport à l'électrode fixe. Cette étape est réalisée au moyen de l'appareil de mise en place en utilisant comme colle de l'époxy conducteur, aussi appelé pâte d'argent. Cet époxy peut être appliqué avec l'aiguille de l'appareil de mise en place et doit être ensuite chauffé à 100°C pendant 30 minutes pour solidifier. Cette colle a été utilisée simplement parce qu'elle était disponible au laboratoire et parce que sa texture permet de déposer facilement de très fines gouttelettes. Afin de s'assurer d'un joint solide et hermétique entre le beigne et le substrat, une pression uniforme est appliquée

au beigne pendant la cuisson en utilisant l'appareil de mise en place. Une fois le beigne fixé au substrat, une étape similaire est réalisée pour coller la membrane au beigne de séparation. Ensuite, l'herméticité de la cavité est assurée en appliquant une colle époxy (non-conductrice) sur le pourtour de la membrane. Dans le but de mesurer plus facilement les caractéristiques du senseur, le contact circulaire au bout de la ligne vers l'extérieur est gratté avec l'aiguille de l'appareil de mise en place afin de dégager l'or sous le TiO_2 . Une goutte d'époxy conducteur y est déposée pour rendre le contact plus résistant aux manipulations et un chemin conducteur en époxy conducteur est créé pour établir le contact sur la membrane, comme montré à la figure 4-18.

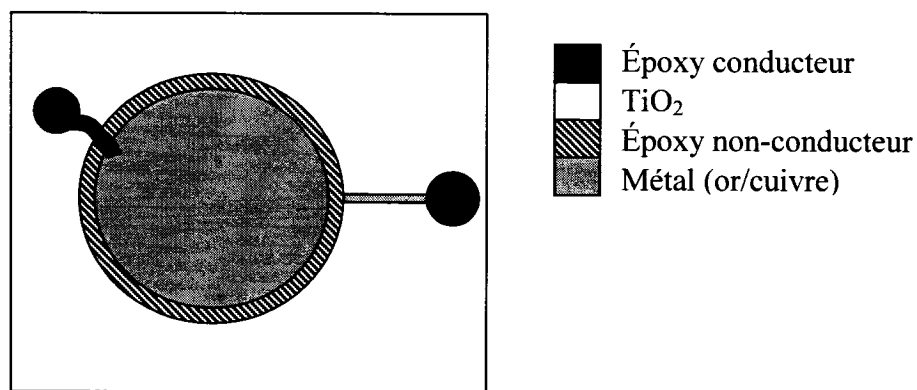


Figure 4-18 Position des contacts du senseur

Le résultat final est montré à la figure 4-19. Le prototype a une forme carrée pour une plus grande simplicité, mais il est facile d'envisager adoucir les arrêtes ou d'obtenir une forme circulaire pour une éventuelle implantation. Il est à noter que le dispositif pourrait aussi être plus petit si la taille des dés d'alumine était réduite, sans rien changer aux procédés de fabrication.

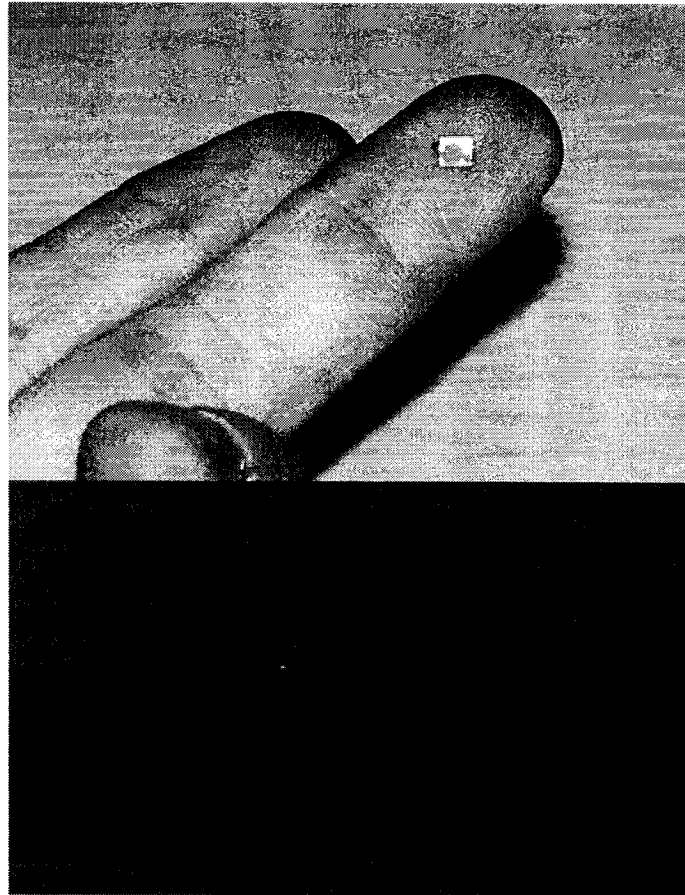


Figure 4-19 Apparence d'un senseur fabriqué

4.2.4. Technique de mesures

La caractérisation du senseur de pression peut être difficile étant donné sa petite taille et aussi du fait que le laboratoire Poly-Grames n'est pas équipé pour tester des microsystèmes électromécaniques. En premier lieu, une première inspection est réalisée à l'aide de la pointe de l'appareil de mise en place. Par observation, il a été confirmé que la membrane était libre et fléchissait sous la pression de la pointe. Ensuite, les senseurs ont été montés sur des plaquettes de circuit imprimé (FR4 60 mils, env. 1,5 mm) qui permettront d'avoir des contacts plus gros. Les plaquettes sont percées d'un trou de 1,5

mm de diamètre qui sera aligné avec le trou du senseur afin de permettre à l'air d'être évacué et ainsi éviter les effets de compression de l'air contenu dans la cavité. Le senseur est collé sur la plaquette avec de l'époxy et les contacts du senseur sont menés jusqu'aux traces métalliques de la plaquette à l'aide d'époxy conducteur. Le résultat final est montré à la figure 4-20. Sur les deux traces métalliques sont ensuite soudés deux fils pour permettre de connecter le senseur.

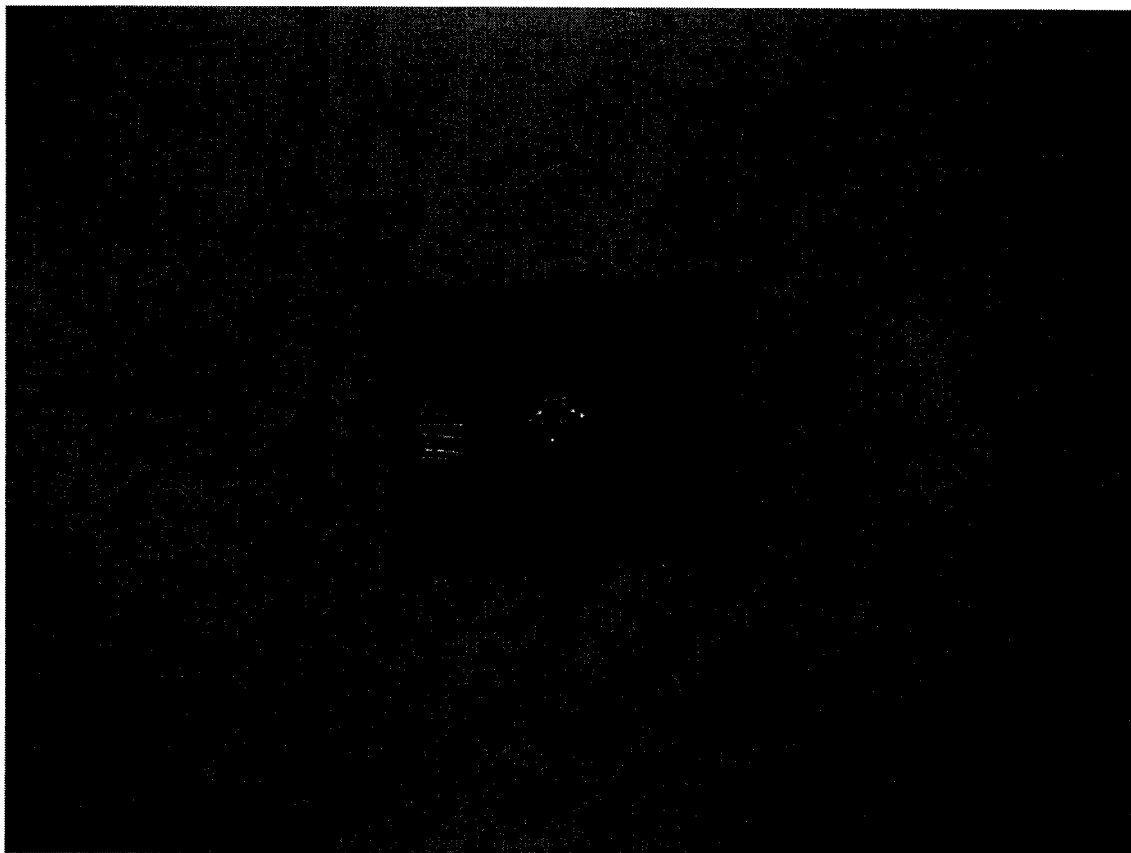


Figure 4-20 Plaquette de test du senseur

Un contenant de test a été fabriqué pour soumettre le senseur à des pressions importantes. Un trou a été aménagé sur le dessous afin de permettre l'équilibre de la pression et l'évacuation de l'air de la cavité, il est aligné avec le trou de la plaquette et

celui du senseur. Ainsi, le senseur sera soumis à la pression interne de la cavité d'un côté et à la pression ambiante de l'autre côté. Nous obtiendrons donc exactement les mêmes résultats que si la cavité était scellée sous vide (pas d'air à l'intérieur) et que la pression exercée était la différence entre la pression interne et la pression ambiante. Pour tous les joints de la boîte de test, des anneaux de caoutchouc (*o-rings*) ont été placés afin de maintenir l'herméticité. Cette boîte est munie d'une sortie coaxiale pour brancher l'appareil de mesure et reliée à une valve qui se branche dans l'arrivée

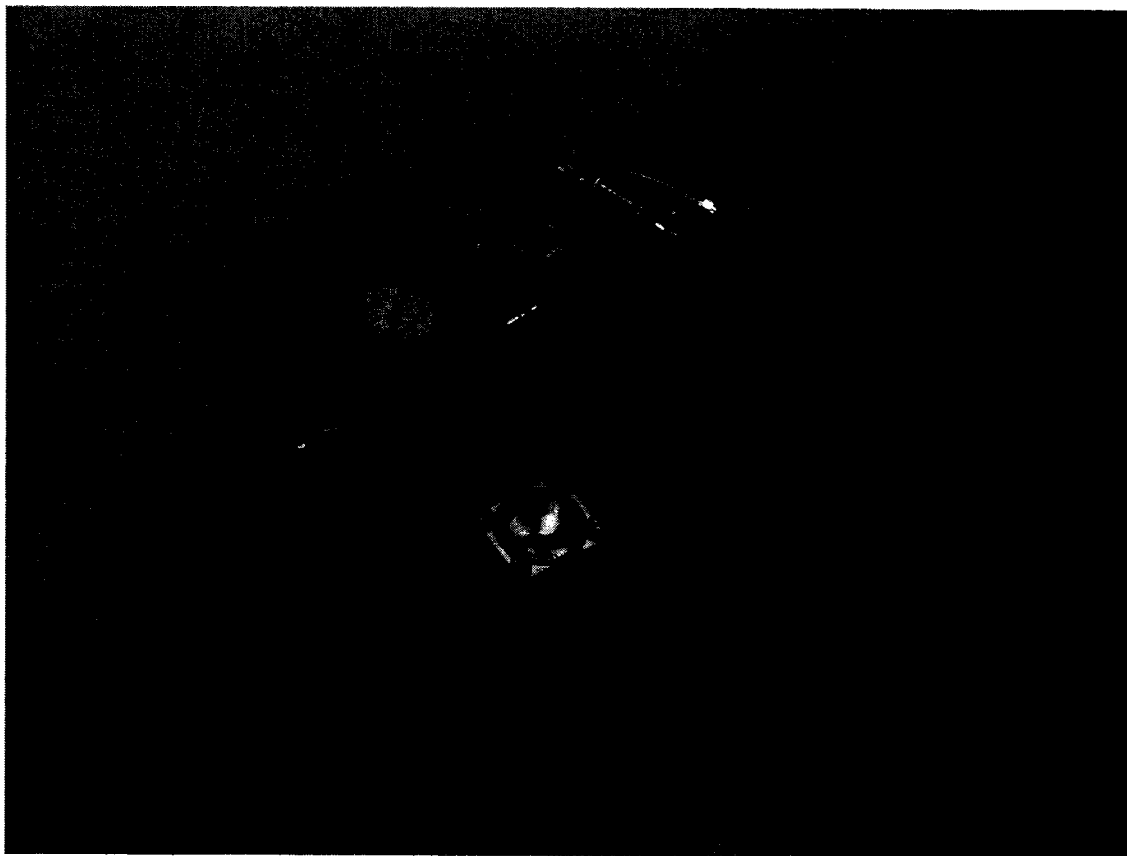


Figure 4-21 Chambre de pression pour tester le senseur

d'air comprimé du laboratoire. Nous pouvons ainsi faire varier la pression dans la boîte entre la pression atmosphérique (différentiel nul) et une pression de 900 kPa (différentiel

d'environ 800 kPa). La boîte de test est présentée à la figure 4-21. Les fils soudés à la plaquette sont fixés aux deux parties du câble coaxial et un analyseur de réseau est branché sur la sortie coaxiale. Ceci nous permet de lire la capacité du senseur en fonction de la pression.

5. Résultats et discussion

5.1. Simulation sur Matlab

Dans le but de vérifier les résultats de la simulation sur *Matlab*, une analyse à l'aide d'un logiciel d'éléments finis a été réalisée. Le logiciel utilisé est la suite *Coventor*, un logiciel d'analyse par éléments finis spécialisé dans le design et la simulation de microsystemes électromécaniques (MEMS). *Coventor* est une suite de plusieurs logiciels compatibles entre eux. D'abord, les matériaux sont définis dans une banque de matériaux; à cette étape, les propriétés des matériaux ont été définies pour correspondre exactement aux propriétés de ceux de la simulation sur *Matlab* (il arrive souvent que les propriétés des matériaux varient en fonction de la source de référence) pour que nous puissions réellement comparer les deux simulations. Ensuite, les différentes étapes de fabrication sont définies à l'aide du logiciel et les masques sont dessinés pour chacune des étapes. À partir des étapes de fabrication et des masques, le logiciel est en mesure de générer un modèle tridimensionnel du résultat final. Ce modèle doit ensuite être décomposé en une multitude de petits éléments sur lesquels seront appliquées les forces en jeu. Le choix du type de maillage est crucial à cette étape pour obtenir un résultat satisfaisant. La taille des éléments aussi joue un rôle très important sur la précision de

résultat et la durée de la simulation. Il a été trouvé que des éléments de types brique ou tétraédrique convenaient très bien au substrat et que le seul type d'élément permettant d'obtenir des résultats pour la membrane sont de type tétraédrique. Ensuite les conditions aux frontières sont posées ainsi que les stimuli (dans notre cas, il s'agit seulement d'une pression variable appliquée uniformément sur la membrane). Le logiciel permet d'obtenir des informations variées sur le comportement du senseur : déflexion, contraintes, déformation, surface de contact, etc. Étant donné que nous avons constaté que c'était surtout la surface de contact de la membrane qui dominait l'évolution de capacité, c'est sur ce point que nous allons concentrer la comparaison entre les deux simulations. Ceci peut être justifié par le fait que les autres contributions dépendent aussi de la surface de contact ou encore sont constantes. L'interprétation des résultats obtenus à l'aide d'un logiciel d'analyse par éléments finis doit se faire avec circonspection puisqu'un mauvais choix de maillage ou l'oubli d'une condition aux frontières peut produire des résultats très éloignés de la véritable solution. De plus, il faut s'assurer que la solution obtenue converge. La convergence peut être vérifiée en simulant à nouveau avec un maillage plus fin; si le résultat se stabilise à mesure que le maillage diminue, nous avons convergence et la solution sera valide. Par contre, si les résultats ne se stabilisent pas, le logiciel ne pourra nous procurer une solution valide, il faudra alors simuler à nouveau avec un autre type de maillage et répéter le processus. Dans le cas de notre simulation, seulement un maillage de type tétraédrique permettait d'obtenir un résultat, les autres types de maillage provoquaient des erreurs lors de la décomposition du modèle en éléments finis. D'un autre côté, la simulation du senseur

pour des pressions dans la gamme de pression d'intérêt (0 à 150 kPa) produisait des résultats douteux; la surface de contact n'augmentait pas toujours avec la pression et parfois restait constante pendant que la pression augmentait. Ceci est une indication claire que le maillage n'était pas suffisamment fin, mais l'ordinateur utilisé n'était pas en mesure de simuler un maillage plus fin par manque de mémoire. Il a donc été décidé de simuler sur gamme de pression plus large et avec des points plus distants, ce qui a pu être fait correctement avec l'ordinateur à notre disposition (pentium 4). Les résultats montrés aux figures 5-1 et 5-2 présentent les deux gammes de pression retenues : de 0 à 1 MPa et de 0 à 25 MPa. Dans la légende, les courbes nommées *mesh* correspondent aux résultats du logiciel *Coventor* et le nombre associé correspond à la taille de l'élément; par exemple, *mesh13* indique que les éléments utilisés avaient 13 μm de côté. Les courbes nommées *Matlab* représentent les résultats de la simulation analytique présentée au chapitre 3. Nous pouvons d'abord constater que les courbes obtenues pour de grands maillages sont très loin des résultats de la simulation analytique, surtout que le comportement général (la forme de la courbe) ne semble pas correspondre aux résultats anticipés. Par contre, à mesure que la taille du maillage diminue, la forme de la courbe

Surface de contact en fonction de la pression pour différents maillages et la simulation Matlab

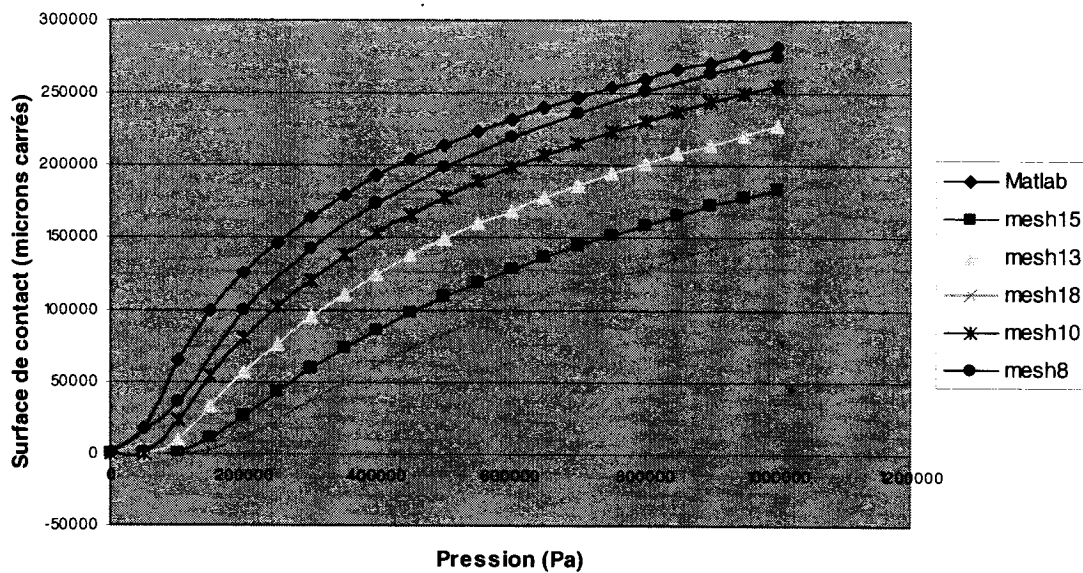


Figure 5-1 Comparaison des résultats des deux simulations : 0 à 1 MPa

Surface de contact en fonction de la pression pour différents maillages et la simulation Matlab

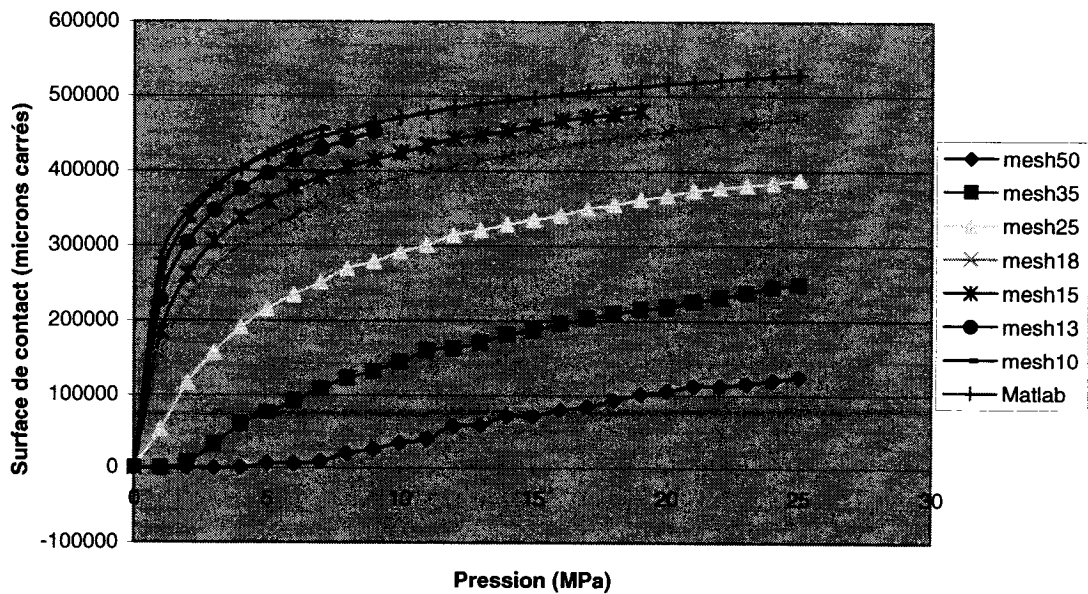


Figure 5-2 Comparaison des résultats des deux simulations : 0 à 25 MPa

s'approche de celle obtenue analytiquement et les résultats semblent aussi tendre vers les résultats attendus. De plus, l'écart entre les différentes courbes diminue à mesure que la taille des éléments est réduite, ce qui indique que la solution converge. Malheureusement, les ressources informatiques à notre disposition ainsi que les limites du logiciel *Coventor* nous ont empêchés de réduire davantage le maillage, ce qui nous aurait permis de bien observer la convergence et de s'assurer de la validité du résultat de la simulation analytique. Cependant, nous pouvons constater que la solution du logiciel *Coventor* à sa limite de précision est très près du résultat obtenu par la simulation sur *Matlab*. Les résultats tendent donc à confirmer la valeur de la solution analytique, mais cependant il serait nécessaire de pousser plus loin l'analyse avec des mailles plus petites pour vraiment confirmer les résultats. Il est aussi intéressant de comparer la lourdeur des deux simulations. Effectivement, la simulation analytique sur *Matlab* prend moins de trois secondes pour fournir les résultats présentés avec une densité de points très élevée (un point par kPa) alors que le logiciel *Coventor* exige environ une semaine de calcul pour obtenir les courbes au maillage le plus fin. Il devient donc évident que la simulation analytique représente un bon outil pour faire le design général du capteur et pour comprendre l'effet des différentes variables sur le comportement du capteur. Ensuite, une fois ces différentes variables fixées, le logiciel *Coventor* peut être utilisé afin d'obtenir des informations que la simulation analytique ne peut fournir, comme les contraintes maximales. De plus, le logiciel *Coventor* permet d'ajouter un état de contrainte dans la membrane au repos, ce que la simulation analytique ne peut faire. La figure 5-3 présente le déplacement de la membrane pour la pression donnée. Il est à

noter que les dimensions verticales ont été exagérées d'un facteur 10 pour permettre de mieux voir le déplacement de la membrane et les différents éléments du senseur.



Figure 5-3 Déplacement de la membrane à 100 kPa

5.2. Caractérisation du TiO_2

Nous avons choisi le dioxyde de titane comme diélectrique pour empêcher le court-circuit entre les deux électrodes et pour augmenter la valeur de capacité du senseur. Nous savons déjà que la permittivité relative du TiO_2 est élevée, mais qu'elle varie grandement selon la technique de dépôt utilisée [13][20][21]. Il a donc fallu faire des mesures afin de déterminer la constante diélectrique, ainsi que la tension de claquage du matériau avec les méthodes expliquées à la section 4.1. Les mesures pour déterminer la

permittivité relative du dioxyde de titane ont été faites à 13,5 MHz ainsi qu'à 27 MHz pour nous permettre de choisir l'une des deux bandes pour l'opération du senseur (ces deux fréquences sont réservées à des applications scientifiques, médicales et industrielles, bande *ISM*). Les résultats des mesures sont présentés en entier à l'annexe A.

constant diélectrique à 13,5 MHz	52,1
constant diélectrique à 27 MHz	43,2
tension de claquage	490 kV/cm

Tableau 5-1 Résultats de la permittivité et de la tension de claquage du TiO₂

Nous connaissons l'épaisseur de la couche de TiO₂ assez précisément grâce aux mesures en ellipsométrie réalisées durant le dépôt, elle est de 71 nm. Nous pouvons alors aisément obtenir la permittivité relative ainsi que la tension de claquage qui sont présentées au tableau 5-1. Ces résultats correspondent assez bien à ce qui peut être trouvé dans la littérature scientifique et sont satisfaisants pour la fabrication du senseur. La tension de claquage de 490 kV/cm nous permet de générer une différence de potentiel de près de 15 V pour une épaisseur de TiO₂ de 300 nm, soit l'épaisseur prévue de la couche du senseur. Cette valeur est amplement suffisante pour l'application désirée puisque des travaux réalisés par un collègue, Constantin Fortier, à l'aide d'un macroprototype, démontrent que la différence de potentiel entre les électrodes est d'environ 3,6 V pour un senseur en opération. Nous pouvons donc conclure que le dioxyde de titane déposé par PECVD présente les caractéristiques adéquates pour remplir cette fonction dans le senseur de pression en mode contact.

5.3. Résultats de mesures

La prise de mesure s'est avérée la partie la plus difficile de ce travail. En effet, le laboratoire Poly-Grames n'est vraiment pas équipé pour faire de telles mesures. C'est pourquoi il a fallu réaliser une cavité de test, tel que décrit à la section 4.2.4. Malgré tous les efforts déployés, une mesure n'a pu être réalisée au moyen de ce système, même si la pression exercée sur le senseur était considérable et que les simulations indiquaient que la membrane devrait avoir touché le fond de la cavité à des pressions nettement inférieures. Le dispositif était soumis à des pressions allant jusqu'à 900 kPa et pourtant tout semblait indiquer que le contact de la membrane ne se produisait pas. Cette technique représentait l'aboutissement de plus d'une année de tentatives de mesure par différentes techniques dont aucune n'a donné de résultats probants.

La première approche développée visait à obtenir un senseur qui serait directement utilisable avec une bobine pour avoir un système sans fil complet. L'objectif était de sceller la cavité sous vide, ce qui a demandé encore une fois d'adapter des outils qui n'étaient pas prévus à cet effet. Un arbre à roulement à billes, encastré dans une plaque d'acrylique, a été fabriqué pour fermer l'ouverture d'une chambre à vide fabriquée par les techniciens de Poly-Grames. L'arbre est muni d'une pointe à son bout, ce qui permet de déposer une goutte de colle sur le trou du senseur qui est maintenu sur le porte-échantillon collé au couvercle et ainsi sceller la cavité sous une pression très faible. La chambre à vide ainsi que le couvercle muni du bras de manipulation sont présentés aux figures 5-4 et 5-5. La procédure pour sceller la cavité est la suivante :

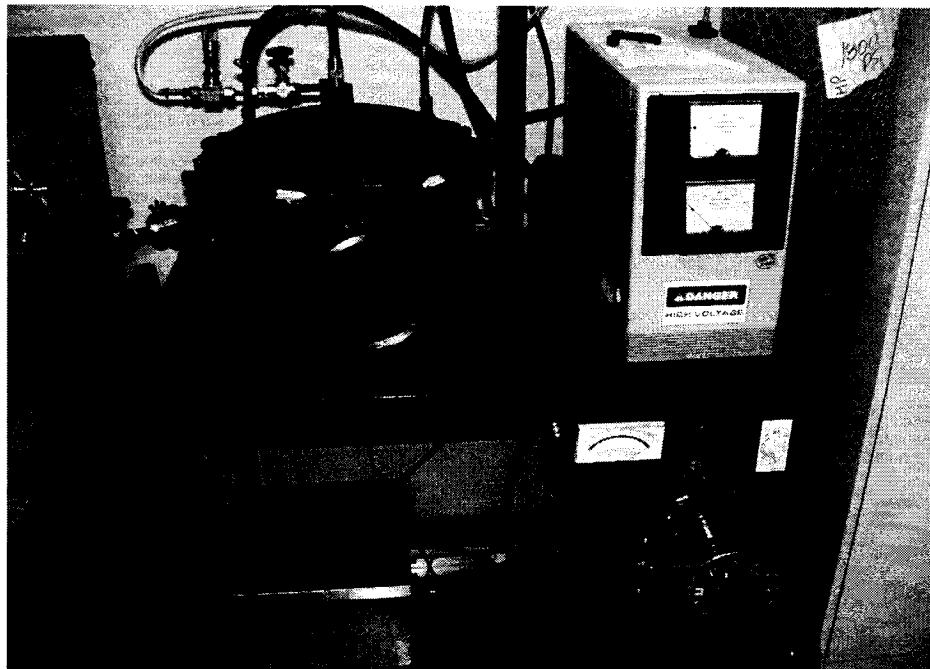


Figure 5-4 Chambre à vide pour sceller le senseur

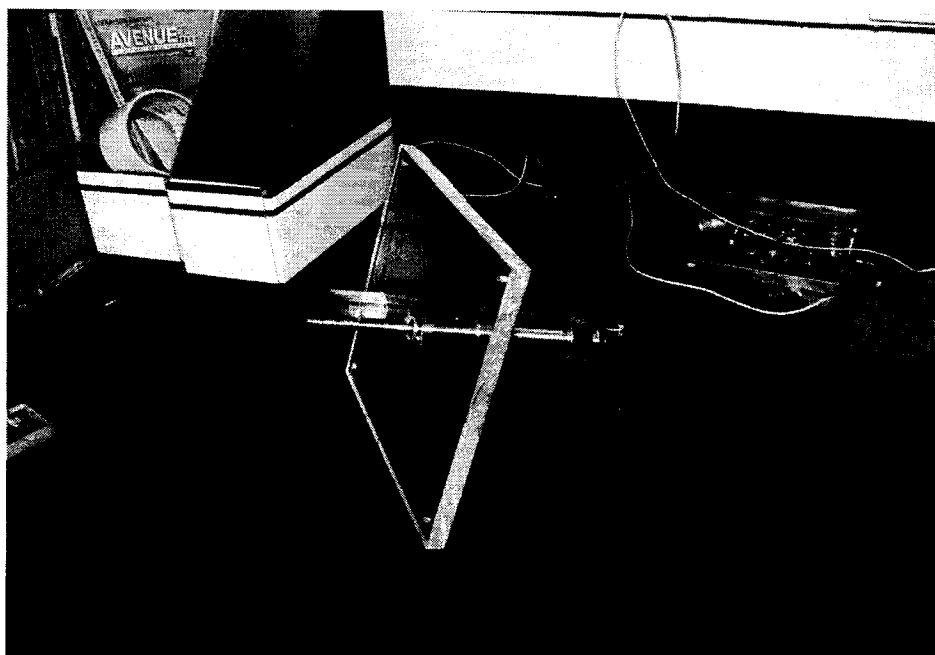


Figure 5-5 Bras rotatif pour sceller le senseur

l'échantillon est fixé sur le porte-échantillon (avec la membrane en dessous) de façon à ce que l'aiguille du bras pivotant arrive directement au-dessus du trou du senseur. Une goutte d'époxy à durcissement lent est ensuite placée sur l'aiguille et le couvercle est refermé sur la chambre à vide; la pompe à vide est initiée. La goutte n'est appliquée que lorsque le vide est considérable. Pour s'assurer que la colle mouille bien l'alumine et obtenir une cavité hermétique, un temps de 30 minutes a été déterminé par expérience comme un bon compromis. Cette période permet d'atteindre une pression de 30 millitorrs, ce qui n'est pas un vide important, mais la quantité de gaz dans la cavité est néanmoins réduite 25000 fois par rapport à une cavité scellée à pression ambiante. La colle est laissée encore au moins une heure pour durcir avant que le senseur ne soit sorti et remis à la pression normale. Malgré la durée du temps de séchage, rallongée jusqu'à six heures, les résultats sont toujours les mêmes, la membrane est bien en contact, comme il est prévu, mais elle est collée au fond et la capacité ne varie pas en fonction de la pression. Il est constaté qu'une partie de la colle s'introduit dans le trou et adhère à la membrane. Plusieurs tentatives ont été effectuées avec les mêmes résultats. Il est possible que la colle utilisée ait laissé une partie liquide et collante qui se soit rendue de l'autre côté du trou par capillarité ou encore, que la colle soit légèrement volatile et qu'elle ait condensé à l'intérieur de la cavité. L'option de sceller la cavité pour mesurer la réponse du senseur a donc été écartée et une autre solution pour tester le senseur a été recherchée.

Un autre système pour prendre les mesures a été développé. Il s'agit plutôt alors d'appliquer une sous-pression au senseur en aspirant l'air par le dessous du senseur au

moyen d'une seringue. Une jauge de pression est ajoutée au système afin de connaître la pression dans la cavité du senseur. Dans ce cas, les dés de 3 mm de côtés sur lesquels se situent les senseurs ont été collés sur un tube qui sera relié à la seringue. Nous pouvons voir ce système à la figure 5-6. Puisque la pression ambiante est exercée sur l'autre face



Figure 5-6 Système de test par aspiration

du senseur, la différence de pression fera fléchir la membrane. Encore une fois, il n'a pas été possible de mesurer une quelconque variation de la capacité mesurée par l'analyseur de réseau. Par contre, nous pouvions voir la membrane fléchir lors de l'application de la sous-pression, au moyen de la caméra à fort grossissement de la station de mesure sous pointes. Ces observations indiquent à nouveau que la membrane

ne parvient pas à toucher le fond de la cavité. Par contre, la sous-pression exercée par la seringue pouvait ne pas être suffisante dans ce cas, puisque la différence de pression produite était très près de la pression de contact simulée (soit 35 kPa).

Après tous ces échecs, il était justifié de remettre en doute la fonctionnalité du capteur. Pour s'assurer que les échecs de mesures étaient dus à la méthode employée pour les obtenir et pour démontrer que le capteur pouvait réellement répondre à une pression appliquée, un test très simple a été réalisé. Il s'agit simplement d'employer une fine pointe pour aller appliquer une pression sur la membrane. Il n'a pas été possible de connaître la pression exercée sur la membrane, mais le simple fait d'observer une variation de la capacité permettrait d'indiquer que le capteur peut fonctionner correctement. Le résultat a été un bond très important de la capacité lue par l'analyseur de réseau. La capacité a effectivement monté jusqu'à 300 pF, alors que la capacité au repos était de 25 pF. Ces chiffres correspondent bien aux valeurs attendues, puisque la valeur simulée au repos est de 20 pF et qu'une capacité de 300 pF correspond à une pression d'environ 400 kPa pour une pression uniforme.

Ceci n'explique pourtant pas pourquoi il a été impossible de mesurer une variation de la capacité. Tout porte à croire que la membrane n'atteint pas le fond malgré toutes les différentes techniques présentées pour appliquer la pression par l'air. Pourtant, il a été observé que la membrane fléchissait avec la technique de la seringue. Il semble donc y avoir un mécanisme qui repousse la membrane lorsqu'elle s'approche du fond de la cavité. Une explication possible serait la présence de pores dans la membrane qui compromettent son étanchéité. Lors de l'application de la pression, la présence de pores

pourrait faire passer de l'air au travers de la membrane, l'air s'écoulerait alors vers le trou pour retrouver la pression ambiante. Ce flux d'air aurait alors pour conséquence de

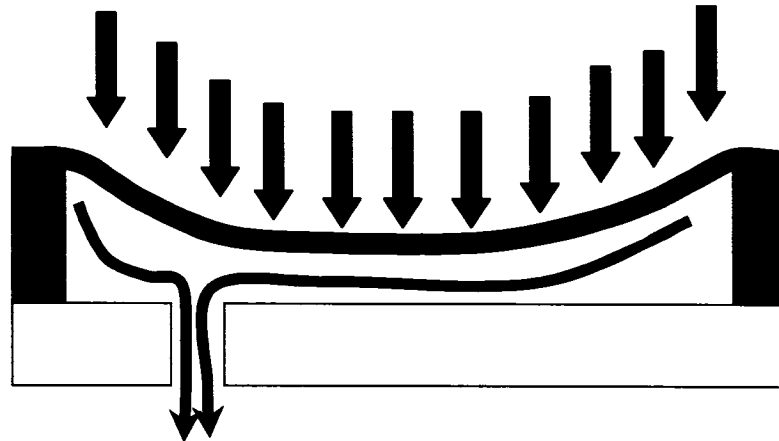


Figure 5-7 Phénomène du coussin d'air

créer un coussin d'air sur lequel la membrane se heurte et l'empêche de toucher le fond. Plus la pression exercée est importante, plus le flux d'air sera puissant et donc l'effet de coussin d'air pourrait perdurer même à des pressions élevées. La situation est illustrée à la figure 5-7. Pour confirmer la porosité de la membrane, un test de profilométrie, à l'aide du *dektak*, a été réalisé en privilégiant une plus grande précision que lorsque nous cherchions simplement à déterminer l'épaisseur de la membrane. Les résultats sont présentés sous forme graphique à la figure 5-8. Nous pouvons clairement constater la présence d'un pore important qui traverse en totalité la membrane (dont l'épaisseur est de 6 μm dans ce cas). Mis à part le pore, nous pouvons remarquer, qu'en général, la surface de la membrane est assez plane, les variations de l'épaisseur sont d'environ 0,2-0,3 μm , soit moins de 5 % de l'épaisseur totale. La tendance décroissante de la courbe provient du porte-échantillon qui n'est pas parfaitement horizontal et ne doit pas être prise en considération. De plus, des photographies sous microscope ont été prises pour

illustrer les pores et sont présentées à la figure 5-9. Il est à noter que les photographies ont été prises de façon à mettre en évidence les pores, en général assez difficiles à voir, même sous un microscope.

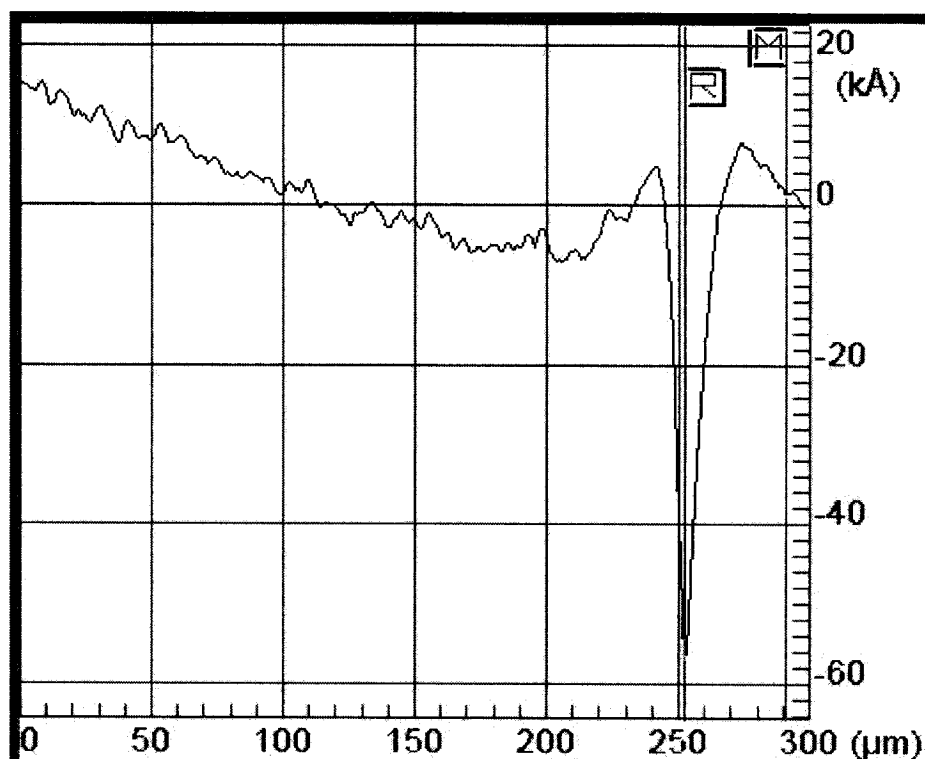


Figure 5-8 Profil de la membrane mesuré au *Dektak*

Ces pores peuvent avoir deux origines différentes. Premièrement, il peut y avoir des impuretés sur le substrat lors de la déposition de l'or. Ces impuretés peuvent empêcher les particules d'or pulvérisées de se fixer à la surface du substrat. Il s'ensuit que le cuivre n'a pas une surface conductrice sur tout le substrat et seules les zones où il y a de l'or seront déposées. Deuxièmement, il est possible que des particules se déposent sur l'or avant le dépôt de cuivre, ces impuretés empêchent la déposition du cuivre de la

même façon qu'expliqué précédemment. Ensuite, la couche d'or n'ayant que quelques dizaines de nanomètres, cette dernière se brise lors du détachement des membranes ou pendant les manipulations. Cette dernière hypothèse semble plus probable puisque le dépôt d'or s'est effectué en salle blanche (classe 1000) alors que l'électroplacage était réalisé sous une atmosphère non contrôlée. Idéalement, les membranes pourraient être fabriquées en utilisant exclusivement la pulvérisation, mais cela peut coûter assez cher et est relativement long. Une autre solution consisterait à effectuer le placage en salle blanche et d'ajouter un système de filtration de la solution de placage. Il reste cependant que l'électroplacage ne représente pas une technique de déposition très propre malgré toutes les précautions prises.



Figure 5-9 Agrandissement de la surface de la membrane (100X)

5.4. Discussion sur l'assemblage

Plusieurs autres techniques d'assemblage ont été tentées au cours de ce projet. Toutes étaient basées sur le principe de la non-adhérence de l'or sur un substrat de verre, comme cela a été expliqué à la section 4.2.2. La première consistait à former le beigne de séparation directement sur la membrane. La fabrication de la partie sur le substrat d'alumine était la même dans toutes les étapes. Puisque le beigne d'espacement devait avoir 10 μm , cette épaisseur a été obtenue en ajoutant une étape d'électroplacage supplémentaire d'environ 8 μm , suivie d'un dépôt par évaporation du mélange eutectique étain/plomb (62%/38% massique) de 2 μm . Un mélange eutectique est un alliage dont la température de fusion est inférieure à celle de ses composantes, ce qui permet la solidification sans séparation des phases. La température de fusion pour cet eutectique est de 183 °C. L'adhérence du composé eutectique s'est avérée très faible, même en utilisant une couche de titane pour stimuler l'adhérence.

Le ruban du composé eutectique or/étain a été acheté comme alternative à l'alliage plomb/étain, mais une couche d'oxyde se formait à la surface et empêchait le métal en fusion de mouiller les parties à souder. La méthode utilisée pour fabriquer les senseurs en se servant du ruban comme moyen d'espacement entre la membrane et le substrat est considérée comme une solution temporaire au problème puisqu'elle demande beaucoup de manipulation et ne saurait être utile pour fabriquer un grand nombre de senseurs. Une technique trouvée dans la littérature scientifique permettrait de résoudre les problèmes

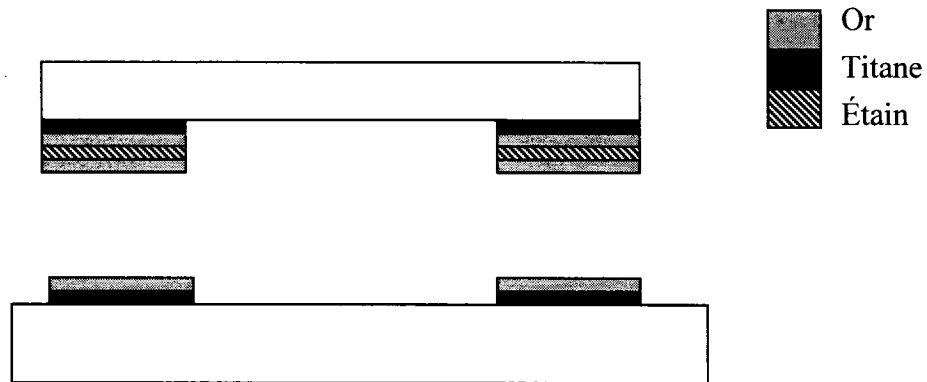


Figure 5-10 Technique de soudure eutectique multicouche

liés à la formation d'oxyde [27]. Il s'agit d'empiler successivement des couches d'or et d'étain de manière à obtenir au total une composition eutectique. La figure 5-10 montre la situation. Dans ce cas, il faut que l'épaisseur totale des couches atteigne les 10 μm que nous recherchons. Pour respecter la stoechiométrie, les épaisseurs des couches doivent respecter certaines proportions. Pour une épaisseur totale de 10 μm , un bon compromis est présenté au tableau 5-2, en utilisant l'ordre des couches présenté à la figure 5-10, de haut en bas.

Couche	Épaisseur (en μm)
Titane	0,03
Or	0,5
Étain	2,25
Or	0,75
Or	6,4
Titane	0,03

Tableau 5-2 Épaisseur des couches pour soudure eutectique

Il faut plusieurs couches pour aider au mélange lors de la fusion. N'avoir que deux couches très épaisses, l'une d'étain et l'autre d'or, rendrait difficile l'obtention d'un alliage uniforme et donc l'eutectique. De plus, les couches sont disposées de façon à ce que seulement l'or soit exposé à l'air ambiant pendant la préparation à la soudure. Puisque l'or est très peu oxydé à l'atmosphère ambiante, il serait alors possible d'effectuer la soudure sans avoir recours à la vibration. La température de fusion de ce composé eutectique est de 278 °C, ce qui permet de ne pas endommager les matériaux qui y sont soumis.

5.5. Considérations biomédicales

Puisque le senseur de pression est destiné à être implanté, il est important de considérer les moyens de le rendre biocompatible pour empêcher des réactions néfastes dans le corps humain. Comme il a déjà été dit, la plupart des matériaux utilisés pour fabriquer le senseur sont biocompatibles. L'alumine, l'or, le titane et l'oxyde de titane sont utilisés dans la fabrication du senseur et sont bioinertes (voir section 4.2.1). Par contre, le cuivre, le beigne de séparation contenant de l'étain, l'époxy conducteur ainsi que l'époxy (non-conducteur) ne sont pas bioinertes et peuvent causer de sérieux problèmes lors d'une implantation. Dans le cas du cuivre, il a déjà été dit que la membrane du senseur final (et non du prototype) serait entièrement faite d'or, ce qui élimine ce problème. L'époxy qui sert à sceller la cavité pourrait être remplacé par un polymère ou un époxy bioinerte. Ces composés ont été développés pour sceller ou enduire des matériaux non biocompatibles avant une implantation [28]. Il s'agit alors d'enduire le

senseur de ce polymère en s'assurant que la membrane reste dégagée. Ainsi, les deux seuls matériaux susceptibles d'entrer en contact avec le corps humain seraient l'or de la membrane et l'époxy ou le polymère biocompatible. La non-biocompatibilité du composé eutectique ou du beigne de séparation n'aurait alors aucune importance.

6. Conclusion et travaux futurs

Le but de ce projet était le design et la fabrication d'un senseur de pression sans fil implantable. Pour la partie design du senseur, un modèle mathématique analytique a été développé pour simuler le comportement du senseur de pression. Cette solution pour les membranes circulaires est originale et constitue l'un des apports de ce travail. Ce modèle a ensuite été implémenté sous la forme d'un programme dans le langage de programmation *Matlab*. Les résultats fournis par ce programme ont ensuite été confrontés aux résultats d'une analyse par éléments finis sur la suite logicielle *Coventor*, spécialisée dans le design et la simulation de microsystèmes électromécaniques. Les résultats des deux modèles sont en accord, mais il faudrait un ordinateur plus puissant afin de démontrer la convergence de la solution du logiciel d'analyse par éléments finis. Ces résultats ont permis le design d'un senseur optimisé pour notre application, tant au niveau des matériaux utilisés que pour les dimensions du senseur.

La fabrication du senseur s'est avérée ardue puisque le laboratoire où la fabrication a été réalisée n'en est pas un de microfabrication. Plusieurs procédés et techniques originaux ont été développés pour pallier ces problèmes. Néanmoins, plusieurs senseurs ont pu être fabriqués à l'aide des techniques classiques de microfabrication. Par contre, il n'a pas été possible de sceller correctement les senseurs sous vide, un trou a été percé dans la cavité afin d'évacuer l'air et de tester le senseur. Plusieurs techniques de mesures ont été tentées afin de caractériser le senseur, toutes sans succès. Pourtant, la sensibilité du senseur a été démontrée par application mécanique de la pression. Ces résultats ont mis

en évidence la présence de micropores dans la membrane qui proviennent d'un mauvais procédé de fabrication. C'est en effet l'électroplacage du cuivre qui semble provoquer ces pores.

Les solutions pour résoudre les problèmes dus aux procédés de fabrication ont été trouvées, mais le temps manquait pour les mettre en application. Il s'agirait seulement de fabriquer les membranes par pulvérisation ou évaporation, sans utiliser l'électroplacage. Par contre, cette solution coûterait assez cher pour des membranes en or.

Plusieurs autres améliorations au senseur de pression ont aussi été suggérées. Premièrement, une technique de soudure eutectique multicouche est proposée pour remplacer le beigne de séparation. Cette soudure permettrait de sceller hermétiquement les cavités en parallèle plutôt que manuellement, comme il a été fait dans ce travail. Il serait alors possible d'aligner les deux substrats (celui contenant les électrodes et celui sur lequel les membranes sont déposées) en profitant de la transparence du verre. Une fois les substrats alignés, l'application d'une légère pression et la chaleur provoqueraient la fusion du mélange eutectique et scelleraient la cavité. Le substrat de verre serait ensuite retiré délicatement pour ne laisser que les membranes sur le substrat d'alumine. La très faible adhérence de l'or sur le verre permettrait cette dernière opération sans trop de bris. La difficulté de cette méthode de fabrication est de réaliser toutes ces étapes sous vide, ce qui demanderait de fabriquer certains appareils expressément dédiés à cette application. Par contre, le développement d'une technique comme celle-ci pourrait s'avérer très intéressante pour diverses applications, comme les circuits multicouches, et

les senseurs en général. Deuxièmement, des modifications ont été proposées pour rendre bioinertes toutes les parties du senseur en contact avec le corps humain.

La réalisation de ce projet a permis de développer les procédés de base servant à la fabrication de senseurs au laboratoire Poly-Grames. Bien qu'il soit possible de fabriquer des senseurs simples au laboratoire, plusieurs outils manquent pour permettre de mener à bien des projets plus complexes, tant au niveau de la fabrication que des techniques de mesures. Par contre, le développement de techniques viables pour fabriquer des cavités et les sceller sous vide serait un atout majeur pour le laboratoire. Effectivement, outre l'application mentionnée dans ce travail, ces techniques permettraient de fabriquer plusieurs dispositifs intéressants: gyroscopes, accéléromètres, commutateurs RF, condensateurs variables pour l'adaptation dynamique de circuits, etc.

Il serait aussi important d'étudier le comportement du senseur dans son environnement réel, c'est-à-dire dans la vessie. Tout d'abord, il faudrait l'assembler avec une inductance dont la valeur permet une résonance dans la gamme de fréquences voulue. Des inductances commerciales qui satisfont nos critères existent déjà qui pourraient servir pour les premiers essais. Une vessie artificielle devra être fabriquée pour tester le système. Cette vessie sera entourée de matériaux imitant le comportement des tissus humains, ces matériaux sont appelés tissus fantômes. Une fois cette étape franchie et que le dispositif a démontré sa fonctionnalité dans le simulateur de vessie, il faudra s'assurer qu'il ne provoque pas de réponse immunitaire en implantant le dispositif sous contrôle médical chez des animaux. Cette étape vise une accréditation qui permettra d'effectuer les premiers tests sur des humains en vue de permettre son utilisation en

hôpital. Il va sans dire qu'il reste beaucoup à faire dans ce projet avant de voir les premiers systèmes utilisés par des urologues.

Références

- [1] Fondation d'aide aux personnes incontinentes (Canada), *Is Urine Leakage Keeping You from Sex, Laughing, Golf, Socializing?*, 1998.
- [2] S. Kulseng-Hanssen, B. Klevmark, "Ambulatory urethra-cysto-rectometry: a new technique", *Neurourology Urodynamics*, 7:119-130, 1988
- [3] E. van Waalwijk van Doorn, K. Anders, V. Khullar, S. Kulseng-Hanssen, F. Pesce, A. Robertson, D. Rosario, W. Schäfer, "Standardisation of ambulatory urodynamics monitoring", *Neurourology and Urodynamics*, 19:113-125, 2000.
- [4] C. Malhaire, *Caractérisation et modélisation de microtransducteurs de pression à hautes performances intégrés sur silicium*, Thèse de doctorat de l'Institut national de Sciences appliquées de Lyon, no 98 ISAL 0014, 1998.
- [5] D. Chen, D. Cui, L. Wang, X. Gao, "SiN beam resonant pressure sensors with a novel structure", *Proceeding of the IEEE Sensors*, vol. 2, June 12-14, pp 994-997, 2002.
- [6] W. Mokwa, U. Schnakenberg, "Micro-transponder systems for medical applications", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 50, no. 6, pp. 1551-1555, December 2001.
- [7] S. Renard, C. Pisella, J. Collet, F. Perruchot, C. Kergueris, P. Destrez, P. Rey, N. Delorme, E. Dallard, "Miniature pressure acquisition microsystem for wireless in vivo measurements", *1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine & Biology*, Lyon, France, October 12-14, 2000.

- [8] W. H. Ko, Q. Wang, "Touch mode capacitive pressure sensors", *Sensors and Actuators*, no. 75, pp 242-251, 1999.
- [9] S. Yamamoto, O. Nakao, H. Nishimura, T. Suzuki, T. Takizawa, R. S. Pollack, "Touch mode capacitive pressure sensors for passive tire monitoring system", *Proceeding of IEEE Sensors*, vol. 2, pp 1582-1586, June 12-14, 2002.
- [10] P. J. Culligan, R. P. Goldberg, D. W. Blackhurst, K. Sasso, S Koduri, P. K. Sand, "Comparison of microtransducer and fiberoptic catheters for urodynamic studies", *Obstetrics & Gynecology*, vol. 98, no. 2, pp. 253-257, August 2001.
- [11] Site web de l'Organisation mondiale de la Santé visité le 2 mai 2005:
http://www.who.int/docstore/peh-emf/publications/facts_press/efact/efs183.html
- [12] Site web de la compagnie Rafsec visité le 5 mai 2005 :
<http://www.rafsec.com/rfidsystems.pdf>
- [13] D. Velten, V. Biehl, F. Aubertin, B. Valeske, W. Possart, J. Breme, "Preparation of TiO₂ layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization", *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 59, no. 1, pp. 18-28, 2001.
- [14] J. J. Yoo, Y. M. Kim, K. Y. Yoon, K. H. Koo, W. S. Song, H. J. Kim, "Alumina on alumina total hip arthroplasty, a five-year minimum follow-up study", *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 87-A, no. 3, pp. 530-535, March 2005.
- [15] A. Dolatabadi, J. Mosatghimi, V. Pershin, "A new design for coating thin film alumina on stainless steel for biomedical applications", *Proceedings of the*

- International Conference on MEMS, NANO and Smart Systems*, pp.94-98, July 20-23, 2003.
- [16] S. Timoshenko, S. Woinowsky-Krieger, *Theory of Plates and Shells*, New York, McGraw-Hill Book Company, pp. 54, 1940.
- [17] S. Timoshenko, S. Woinowsky-Krieger, *Theory of Plates and Shells*, New York, McGraw-Hill Book Company, pp. 400, 1940.
- [18] D. Peters, S. Bechtold, R. Laur, "Optimized behavioral model of a pressure sensor including the touch-down effect", *Technical Proceedings of the 1999 International Conference Modeling and Simulation of Microsystems*, chap. 7, 1999.
- [19] M. Madou, *Fundamentals of Microfabrication*, 2nd edition, CRC Press, pp. 137, 2002.
- [20] M.-K. Lee, J.-J. Huang, Y.-H. Hung, "Variation of electrical characteristics of metallorganic chemical vapor deposited TiO₂ films by postmetallization annealing", *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 152, no.11, pp. 190-193, 2005.
- [21] J.-Y. Kim, E. Barnat, E. J. Rymaszewski, T.-M. Lu, "Frequency-dependent pulsed direct current magnetron sputtering of titanium oxide films", *Journal of Vacuum Science and Technology A*, vol. 19, no. 2, pp. 429-434, 2001.
- [22] W. Merlijn van Spengen, R. Puers, I. De Wolf, "The prediction of stiction failure in MEMS", *IEEE Transactions on Device and Materials Reliability*, vol. 3, no. 4, pp. 167-172, December 2003.

- [23] Y.T. Cheng, L. Lin, K. Najafi, "Localized silicon fusion and eutectic bonding for MEMS fabrication and packaging", *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 9, no. 1, pp. 3-8, March 2000.
- [24] S.P. Beeby, M. Shuttle, N.M. White, "Design and fabrication of a low-cost microengineered silicon pressure sensor with linearised output", *IEEE Proceedings Science, Measurement and Technology*, vol. 147, no. 3, pp. 127-130, May 2000.
- [25] W. Kim, Q. Wang, K. Jung, J. Hwang, C. Moon, "Application of Au-Sn eutectic bonding in hermetic RF MEMS wafer level packaging", *9th International Symposium on Advanced Packaging Materials*, pp. 215-219, 2004.
- [26] M. Nishiguchi, N. Goto, H. Nishizawa, "Highly reliable Au-Sn eutectic bonding with background GaAs LSI chips", *IEEE Transactions on Components, Hybrids and Manufacturing Technology*, vol. 14, no. 3, pp. 523-528, September 1991.
- [27] C.L. Lee, C.Y. Wang, G.S. Matijasevic, "A new bonding technology using gold and tin multilayer composite structures", *IEEE Transactions on Components, Hybrids and Manufacturing Technology*, vol. 14, no. 2, pp. 407-412, June 1991.
- [28] J. F. Mano, R. A. Sousa, L. F. Boesel, N. M. Neves, R. L. Reis, "Bioinert, biodegradable and injectable polymeric matrix composites for hard tissue replacement: state of the art and recent developments", *Composites Science and Technology*, no. 64, pp. 789-817, 2004.

Annexe A : Résultats de mesures de permittivité et tension de claquage du TiO₂

élément	mesure à 13,5 MHz (en nF)	mesure à 27 MHz (en nF)	tension de claquage (V)
1	2,84	2,38	8,2
2	3,03	2,55	7,4
3	3,03	2,59	9
4	2,93	2,47	5,6
5	3,06	2,57	3,6
6	3,25	2,65	4,8
7	3,5	2,78	2,6
8	3,14	2,62	6,8
9	3,02	2,56	9,4
10	3,69	2,85	9,2
11	3,14	2,65	8,6
12	3,85	2,87	6,8
13	3,16	2,65	9,2
14	3,07	2,56	6,2
15	3,12	2,6	8,6
16	3,13	2,62	5,4
17	3,07	2,56	8,6
18	3,47	2,8	6,4
19	3,25	2,68	8
20	3,3	2,81	5,2
21	3,26	2,73	5,8
22	3,23	2,7	9,2
23	3,26	2,76	8,8
24	3,37	2,78	6,4
25	3,44	2,85	3,2
26	3,43	2,85	8,6
27	3,36	2,84	8,8
28	3,38	2,86	5,6
29	3,27	2,72	8,2
30	3,41	2,86	4,6
moyenne	3,248666667	2,692333333	6,96
écart-type	0,218943125	0,131508052	1,978784022