



**HAL**  
open science

# Conception d'un microsysteme d'aide au monitoring per-opératoire dans la chirurgie de l'oreille moyenne

Yoann Arthaud

► **To cite this version:**

Yoann Arthaud. Conception d'un microsysteme d'aide au monitoring per-opératoire dans la chirurgie de l'oreille moyenne. Autre. Université de Grenoble, 2011. Français. NNT : 2011GRENT050 . tel-00829091

**HAL Id: tel-00829091**

**<https://theses.hal.science/tel-00829091>**

Submitted on 2 Jun 2013

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

## THÈSE

Pour obtenir le grade de

## DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE

Spécialité : **Micro et Nanoélectronique**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

**Yoann ARTHAUD**

Thèse dirigée par **Libor RUFER** et  
codirigée par **Salvador MIR**

préparée au sein du **laboratoire TIMA**  
dans l'**École Doctorale EEATS : Electronique, Electrotechnique,**  
**Automatique et Traitement du Signal**

## Conception d'un microsystème d'aide au monitoring per-opérateur dans la chirurgie de l'oreille moyenne

Thèse soutenue publiquement le **19 juillet 2011**  
devant le jury composé de :

**M. Ismaël DIDELON**

PDG de SD-MEDICAL, Frouard

**M. Bertrand DUBUS**

Directeur de recherche à l'IEMN, Lille, Président du jury

**M. Stéphane DURAND**

Maître de conférence au LAUM, Le Mans

**M. Elie LEFEUVRE**

Professeur à l'IEF, Orsay, Rapporteur

**M. Christophe MALHAIRE**

Maître de Conférence à l'INSA de Lyon, Rapporteur

**M. Sébastien SCHMERBER**

Professeur au CHU-UJF, Grenoble

**M. Libor RUFER**

Ingénieur de recherche à l'UJF, Grenoble

**M. Salvador MIR**

Directeur de recherche, CNRS Grenoble





# Remerciements

Le travail présenté dans ce mémoire de thèse a été réalisé au sein des équipes MNS et RMS du laboratoire TIMA de Grenoble. Je tiens à remercier en premier lieu mes encadrant et co-encadrant de thèse Libor Rufer et Salvador Mir pour leur appui, leur aide précieuse et leur conseils. Je tiens également à remercier Skandar Basrouf dont l'aide précieuse a permis de mener à bien mes travaux. Je remercie la directrice du laboratoire TIMA Dominique Borrione et à travers elle tous les personnels administratifs pour leur accueil et leur sympathie.

Je tiens à remercier amicalement Alexandre Chagoya, Delphine Constantin, Stéphane Litaudon, Irène Pheng et Loïc Vincent du CIME pour leur aide que ce soit sur les logiciels d'analyse numérique, en salle blanche, au montage ou en caractérisation. Leur appui a été déterminant.

Je tiens à remercier Christophe Constancias et Thibault Haccart de la PTA pour leur aide relativement aux travaux en salle blanche, leur compétence et leur réactivité.

J'adresse mes remerciements à Patrice Mélé ainsi qu'aux doctorants du laboratoire LMOPS de Chambéry pour leur aide dans la sélection et la caractérisation des matériaux viscoélastiques. Leur disponibilité et leur sympathie ont été nécessaires pour la réussite de ces travaux.

Je tiens à exprimer ma gratitude à Phillippe Marmottant et Danièle Centanni du LYPHI de Grenoble pour leur accompagnement et leur aide précieuse concernant la mise en forme des matériaux viscoélastiques. Je remercie également Ralph Gros et l'équipe de l'atelier mécanique du LYPHI pour la réalisation et la conception des pièces nécessaires à la réalisation et à la caractérisation des différents éléments du capteur.

Pour leur compétence et leur réactivité, je tiens à remercier Didier Rouxel et Laurent Badie de l'Institut Jean Lamour de NANCY dans le cadre de la réalisation des couches de polymères électroactifs.

Je remercie Roger Billat et Pierina Pierotti du CEDMS pour leur aide dans la structuration d'électrodes dans les feuilles de PVDF, leur sympathie et leurs conseils. Je tiens à remercier G2elab Benoit Delinchant et Petr Enciu pour leur aide par rapport à l'utilisation du logiciel CADES, ayant permis de mener à bien l'optimisation du capteur. Je tiens également à remercier Didace Ekeom et Bruno Fernandez pour leur aide dans les travaux de modélisation et de réalisation.

A tous les collègues et amis du laboratoire TIMA, j'adresse un chaleureux merci. Par leur sympathie ils ont contribué à faire de ce doctorat de belles années.

Un dernier merci et non le moindre à ma famille et mes amis qui m'ont soutenu et sans qui rien de ce que j'ai mis dans mon travail n'aurait été.





# Table des matières

Chapitre I	Introduction générale .....	- 1 -
I.1	Les microsystèmes .....	- 1 -
I.2	Histoire et applications des microsystèmes .....	- 3 -
I.3	Les microtechnologies pour le vivant .....	- 6 -
I.4	Motivations du sujet de thèse .....	- 8 -
I.5	Capteur d'effort tri-axe microsystème .....	- 13 -
I.6	Structure du manuscrit .....	- 15 -
Références	.....	- 16 -

Chapitre II	Etat de l'art.....	- 19 -
II.1	Généralités concernant les capteurs de vibration.....	- 19 -
II.1.1	Vibrations de déformation et vibrations de mouvement.....	- 19 -
II.1.2	Mesure par contact et mesure sans contact.....	- 19 -
II.1.3	Capteurs de force et de déplacement.....	- 20 -
II.1.4	Capteurs de vibration microsystèmes .....	- 21 -
II.2	Les différents types de capteurs de vibration microsystème.....	- 21 -
II.2.1	Transduction capacitive .....	- 22 -
II.2.2	Transduction piézoélectrique .....	- 23 -
II.2.3	Transduction piézorésistive .....	- 25 -
II.2.4	Capteurs optiques.....	- 27 -
II.2.5	Capteurs piézo-magnétiques .....	- 29 -
II.2.6	Capteurs à jonctions tunnel.....	- 30 -
II.2.7	Capteurs à structure résonante .....	- 31 -
II.2.8	Capteurs à onde acoustique.....	- 32 -
II.3	Bilan .....	- 33 -
Références	.....	- 36 -

Chapitre III	Modélisation mécanique .....	- 39 -
III.1	Structure du capteur et objectifs du travail de modélisation.....	- 39 -
III.2	Modélisation du comportement statique du capteur.....	- 40 -
III.2.1	Conventions adoptées .....	- 41 -
III.2.2	Expression de la déformée statique du picot.....	- 42 -
III.2.3	Expression de la déformée statique de la membrane .....	- 43 -
III.2.4	Modélisation numérique et simplification de la déformée de la membrane .....	- 46 -
III.2.5	Expression simplifiée de la déformée .....	- 53 -
III.2.6	Expression de la sensibilité statique .....	- 59 -
III.3	Modélisation du comportement harmonique du capteur .....	- 61 -
III.3.1	Hypothèses du modèle .....	- 61 -
III.3.2	Expression des énergies .....	- 64 -
III.3.3	Expression de l'impédance mécanique .....	- 66 -
III.3.4	Expression de la première fréquence de résonance .....	- 69 -
III.4	Bilan de la modélisation mécanique .....	- 77 -
Références	.....	- 79 -

Chapitre IV	Optimisation de la conception du capteur.....	- 81 -
IV.1	Modélisation de l'oreille moyenne .....	- 81 -
IV.1.1	Description acoustique et mécanique de l'oreille moyenne.....	- 82 -
IV.1.2	Principe des modèles équivalents électriques .....	- 85 -
IV.1.3	Bref historique des modèles à paramètres localisés de l'oreille moyenne... -	87 -
IV.1.4	Présentation du modèle synthétique.....	- 90 -
IV.1.5	Utilisation du modèle pour déterminer les contraintes pesant sur capteur .. -	92 -
IV.2	Filtrage mécanique par le picot.....	- 94 -
IV.2.1	Apport des matériaux viscoélastiques au capteur .....	- 95 -
IV.2.2	Viscoélasticité et transition vitreuse .....	- 99 -
IV.2.3	Comportement des polymères thermoplastiques et des polymères thermodurcissables.....	- 102 -
IV.2.4	Sélection des matériaux .....	- 103 -
IV.2.5	Propriétés des matériaux retenus .....	- 105 -
IV.3	Optimisation de la conception du capteur.....	- 108 -
IV.3.1	Définition du problème d'optimisation : critères, objectifs et contraintes. -	108 -
IV.3.2	Stratégie d'optimisation .....	- 111 -
IV.4	Bilan de l'étude d'optimisation.....	- 122 -
Références	.....	- 123 -

Chapitre V	Réalisations technologiques.....	- 125 -
V.1	Réalisation de membranes en résine SU8.....	- 125 -
V.1.1	Procédé de réalisation des membranes .....	- 126 -
V.1.2	Caractérisation des contraintes dans les membranes .....	- 130 -
V.2	Intégration de jauges de déformation nano composite (NC) .....	- 135 -
V.2.1	Couche sensible est matériaux électroactifs nanocomposites.....	- 136 -
V.2.2	Intégration des jauges à la structure du capteur .....	- 137 -
V.2.3	Test des jauges .....	- 140 -
V.3	Réalisation des picots.....	- 141 -
V.3.1	Moule en aluminium .....	- 143 -
V.3.2	Moule sacrificiel .....	- 146 -
V.4	Bilan et perspectives des travaux de réalisation .....	- 149 -
Références	.....	- 150 -

Chapitre VI	Conclusions et perspectives .....	- 153 -
VI.1	Bilan des travaux.....	- 153 -
VI.2	Perspectives.....	- 154 -

Annexe A	Calcul de l'expression de la composante radiale de la déformée .....	- 157 -
A.1	Simplification de l'expression de la déformée.....	- 157 -
A.2	Détermination du coefficient G .....	- 158 -
A.3	Expression de la déformation radiale de la membrane .....	- 163 -
A.4	Calcul des constantes localisés de la structure.....	- 164 -

Annexe B	Calcul des énergies associées à la vibration de la structure.....	- 166 -
B.1	Calcul de l'énergie de déformation de la membrane .....	- 166 -
B.2	Calcul de l'énergie cinétique de la membrane.....	- 172 -
B.3	Calcul de l'énergie cinétique du picot rigide .....	- 176 -
B.4	Calcul de l'énergie cinétique du picot souple .....	- 177 -
B.5	Calcul de l'énergie cinétique « de couplage » .....	- 178 -
B.6	Calcul de l'énergie de déformation du picot souple .....	- 180 -
Annexe C	Calcul des fréquences de résonance de la structure.....	- 181 -
C.1	Calcul de la fréquence de résonance en configuration picot souple .....	- 181 -
C.2	Calcul de la fréquence de résonance en configuration picot rigide .....	- 182 -
Annexe D	Modèle équivalent de l'oreille moyenne.....	- 185 -
D.1	Présentation du modèle équivalent utilisé.....	- 185 -
D.2	Illustration de la méthode de résolution du circuit équivalent.....	- 187 -
D.3	Influence du capteur sur l'amplitude de vibration des osselets .....	- 190 -
Annexe E	Filtrage mécanique par l'utilisation de matériaux viscoélastiques .....	- 194 -
E.1	Estimation de l'apport de l'effet viscoélastique.....	- 194 -
E.2	Caractérisation des propriétés viscoélastiques du matériau.....	- 197 -
Annexe F	Electronique de conditionnement .....	- 203 -



# Chapitre I Introduction générale

## I.1 Les microsystemes

Ces 20 dernières années ont été témoins de l'explosion des moyens d'information et de communication. A tel point que cette explosion constitue un phénomène central, un trait caractéristique de notre société moderne et occidentale, de la même façon que nous pouvons la qualifier de société « industrielle » ou encore « de consommation ». Ce phénomène a été rendu possible d'une part par le développement extrêmement rapide des technologies de l'information (TIC) et leur accessibilité, d'autre part par leur rapide implantation dans le quotidien des consommateurs. Jamais le circuit allant de l'innovation technique, à l'élaboration d'un produit, puis sa mise sur le marché et enfin son introduction dans les moeurs du consommateur n'a été aussi rapide.

La première révolution à l'origine de ce phénomène de « société de l'information » est la fulgurante progression de la microélectronique. Une deuxième révolution pourrait bien être celle de l'interfaçage de la microélectronique avec l'environnement extérieur. En tant que capteurs et actionneurs les microsystemes permettent de percevoir et d'agir sur l'environnement extérieur. Permettant d'associer au sein d'un même dispositif compact des fonctions de traitement de l'information ou encore de récupération de l'énergie disponible dans l'environnement (vibration, chaleur...), ils contribuent à rendre les systèmes intégrés plus autonomes et « intelligents » (par traduction littérale du terme anglo-saxon « smart » : adapté, habile).

L'idée d'une « révolution » est appuyée par le volume et la croissance rapide du marché des microsystemes. La Figure I-1 illustre la croissance constante de ce marché à l'exception notable de la période correspondant aux effets de la récession des années 2007 et 2008. Néanmoins la baisse a été très faible ce qui atteste de la bonne résilience de ce marché.

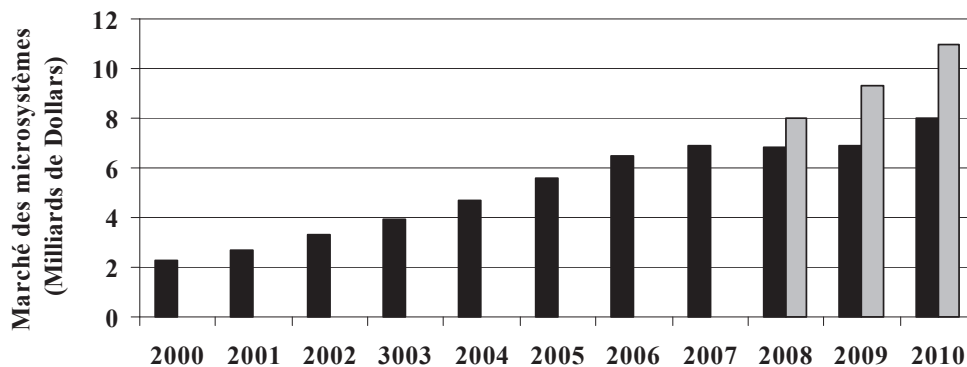


Figure I-1 : Volume du marché des microsystemes. En noir les dix dernières années, en gris les projections de 2007 pour les trois années qui étaient à venir [8, 15, 4].

Il convient de garder à l'esprit que le volume du marché des microsystemes dépend de la définition de ce qui fait la qualité « microsysteme » d'un produit [15]. Les têtes de lecture/écriture de disques durs constituent à ce titre un exemple éloquent. Classés comme microsystemes par le groupe suisse Nexus, elles ne sont pas répertoriées dans l'étude de marché produite par la compagnie de consulting Yole

développement. Ces deux entités compte pourtant parmi les plus importants fournisseurs d'information stratégique concernant les microsystèmes. D'un point de vue technique il est pratique de définir les microsystèmes comme des dispositifs intégrés dont les dimensions sont comprises entre la centaine de nanomètre et le millimètre. Il est entendu par « intégrés » qu'ils comprennent à la fois des microcomposants et une électronique associée. Les européens les regroupent plutôt sous le vocable de *microsystem technologies* (MST) et les USA sous celui de *micro electro mechanical systems* (MEMS) [23].

Les microcomposants peuvent avoir trait à tous les champs de la physique : optique, mécanique, fluide pour ne citer que ceux-ci. Exception faite pour les microcomposants dont les fonctionnalités sont purement électriques du fait de l'avance historique de la microélectronique sur tous les autres domaines. Une deuxième raison de cette exception est que le domaine électrique est le plus aisé pour traiter l'information. Les signaux sont donc quasi exclusivement convertis en signal électrique pour les fonctions ayant trait à « l'intelligence » (calcul, mémoire, traitement du signal) faisant du domaine purement électrique un domaine à part. Les microsystèmes en tant que microcomposants non purement électriques peuvent jouer des rôles différents que nous distinguons en quatre catégories :

- Fonction de transduction : les microsystèmes jouent un rôle d'interface avec leur environnement en tant que capteur (conversion d'une grandeur physique en une grandeur électrique) ou actionneur (conversion d'une grandeur électrique en une grandeur physique).
- Fonction de communication : le microsystème permet de transmettre ou de recevoir un signal (si l'on considère par exemple une antenne, à la fois réceptrice et émettrice, elle recouvre partiellement les rôles de capteur et d'actionneur).
- Fonction de traitement du signal : fonction d'interface avec l'électronique. Les micro-commutateurs ou encore les filtres à onde de surface ou de volume)
- Fonction structurelle : dans ce cas, c'est la structure mécanique du microsystème qui fait fonction. On peut citer en exemple les surfaces micro et nano structurées destinées à des fonctions de support pour de la croissance cellulaire ou encore des fonctions hydrophobes.

Pour chacun de ses rôles, la réduction d'échelle présente bien évidemment des avantages liés à la diminution du volume des systèmes considérés comme la diminution du poids, de la consommation et des économies de matière première. Ceci conduit à la possibilité de produire en grande série de microsystèmes de façon industrielle améliorant la répétitivité et la qualité. D'autres effets positifs découlent du fait que l'importance relative des différents phénomènes physiques connus dépend de l'échelle considérée. Le Tableau I-1 ci-dessous répertorie la dépendance de quelques unes des principales forces connues avec un facteur d'échelle  $s$ .

Grandeur	Facteur d'échelle
Longueur (L)	$s$
Surface (A)	$s^2$
Volume (V) (équivalent à la masse)	$s^3$
Rigidité mécanique (k)	$s$
Fréquence de résonance ( $f_0$ )	$s^{-1}$
Constante thermique ( $\tau$ )	$s$
Force électrostatique	$s^2$

Tableau I-1 : Exemples de facteur d'échelle associé à quelques grandeurs et phénomènes physiques connus [6].

Les microsystèmes présentent une amélioration par rapport aux systèmes macroscopiques du point de vue de la robustesse mécanique. A partir du tableau I-1 il est possible de constater que la première fréquence de résonance mécanique, gage de robustesse, (les hautes fréquences étant plus difficilement générées par le milieu ambiant) est proportionnelle à  $s^{-1}$ . Le nouvel équilibre entre des phénomènes permet de nouvelles fonctionnalités comme le fait d'utiliser les forces électrostatiques pour déplacer des micro objets (le rapport force électrostatique sur la masse est proportionnel à  $s^{-1}$ ); ou aussi la possibilité d'introduire des gradients de champ magnétique importants pour manipuler des objets magnétiques, comme d'utiliser les effets de dilatation thermique comme actionnement à des échelle de temps très courtes grâce aux faibles inerties thermiques des microcomposants (rapide chauffage, rapide dissipation).

Comme nous l'avons dit plus haut, la microélectronique et les microsystèmes se valorisent mutuellement soit en apportant de l'intelligence à un transducteur, soit en conférant de l'adaptabilité à une électronique. Dans cette optique, les petites dimensions des systèmes intégrés permettent d'implanter le microsystème au plus près de la partie électronique et ainsi de réduire la longueur des lignes de transmission réduisant de fait les effets Joule, pertes diélectriques, capacité et inductances parasites.

Pour les solutions monolithiques, depuis les débuts de la microélectronique dans les années 60 jusqu'à nos jours, il est possible de constater que la densité de transistors intégrés par unité de surface a remarquablement augmenté, ce en bon accord avec la célèbre loi de Moore. Ainsi pour une surface et une fonction électronique données une place considérable a été libérée. Cette place est donc potentiellement libre pour l'intégration des nouvelles fonctionnalités apportées par les microsystèmes sur silicium dans le cadre de solutions monolithiques.

Les solutions monolithiques ne sont possibles que pour les filières microsystèmes basées sur silicium. Favorisée par des origines communes sur lesquelles nous reviendrons dans la partie historique, la filière silicium domine toujours largement le marché des microsystèmes. Néanmoins, ces dix dernières années, de plus en plus de microsystèmes basés sur d'autres filières sont apparus. Celles-ci ne sont pas toujours compatibles avec les procédés et matériaux employés en micro électronique (exemple : les propriétés des matériaux polymères tels que le PDMS ou la SU8 sont dégradés lorsqu'ils sont trempés dans du KOH ou du HF).

La diversité des mécanismes de dégradation des microsystèmes (corrosion, radiation...) basés sur des filières silicium rendaient difficile l'évaluation de leur fiabilité [23]. La relative jeunesse du secteur, sa difficile standardisation et sa rapide évolution permettent difficilement de disposer du recul nécessaire. Si à cela s'ajoute la diversification des matériaux, la tâche devient proprement herculéenne.

L'avenir des microsystèmes se dessine donc autour de deux grandes problématiques qui sont l'encapsulation et le développement de filières diversifiées. L'encapsulation devra se réaliser sur deux fronts sous forme d'un compromis : permettre de faire barrière aux agressions extérieures tout en permettant au microsystème d'être en lien avec son environnement, ainsi que de permettre au microsystème de toujours bénéficier de la proximité de l'électronique. La diversification des microsystèmes devra trouver un équilibre entre le développement de filières éprouvées pour des applications exigeantes en terme de fiabilité et des applications *low-cost* dans lesquelles la rapidité de mise sur le marché de produits opérationnels est cruciale.

## **I.2 Histoire et applications des microsystèmes**

C'est à Caltech en 1959 lors de la conférence « There is plenty of room at the bottom » que R. Feynman présente le concept de la manipulation de la matière à très petite échelle [12]. Evoquant à la fois les contraintes mais aussi les possibilités offertes par la physique aux petites échelles, il avait



conceptualisé des dispositifs tels le micro ordinateur ou des machines chirurgicales implantables. Si les moyens techniques disponibles à l'époque ne permettaient pas encore de mettre en application les idées de Feynman, cette conférence fut l'occasion de lancer un défi à la communauté scientifique en soulignant qu'aucune loi physique ne s'opposait à une miniaturisation de la technologie à l'échelle du micromètre ou du nanomètre. En préfigurant de ce qui allait devenir les micro et nano techniques, Feynman a sans aucun doute participé à donner l'impulsion à la recherche en un domaine aux abords intimidants car gourmands en équipements modernes et nécessitant des investissements importants.

Sur cette lancée, les années 60 verront l'apparition des premiers microsystèmes tels que le premier capteur de pression en silicium par Kulite en 1961 ou la mise au point d'un transistor à grille résonante par Nathanson *et al.* en 1967 [26]. Des progrès importants sont fait dans l'utilisation du silicium comme matériau de transduction avec les premières jauges piézorésistives en silicium par Tufte, Chapman et Long en 1963 [29].

L'avènement à l'échelle industrielle des circuits intégrés basés sur la miniaturisation du transistor dans les années 70 va permettre aux microsystèmes d'émerger. En effet, les microsystèmes sont alors développés sur la base de technologies dévolues à la réalisation des transistors, d'autant que les propriétés mécaniques du silicium s'avèrent très bonnes. Les années 70 verront naître le premier capteur de pression capacitif (développé en 1977 à Stanford) et l'accéléromètre électrostatique sur silicium ou encore la réalisation d'un chromatographe miniaturisé intégrant des parties fluide, électronique et mécanique de dimensions micrométriques préfigurant de ce qu'allaient être les laboratoires sur puce [28].

Dans les années 80, les microsystèmes vont bénéficier de l'amélioration des techniques de micro usinage du silicium tant en volume qu'en surface (exemple du procédé LIGA en 1985). Ceci va permettre de réaliser des structures mécaniques de plus en plus complexes et reproductibles conduisant aux premiers micromoteurs rotatifs (1989), accéléromètres, capteurs de pression avec électronique intégrée (par Honeywell en 1988).

Les années 90 sont marquées par l'apparition de microsystèmes sur des marchés industriels de gros volume comme l'automobile ou l'informatique. Les dispositifs intégrés dans l'airbag sont à ce titre illustratifs car ils associent un capteur (accéléromètre), une électronique de traitement (puce électronique) et un actionneur (percuteur de la cartouche de gaz). On note en vrac l'apparition des premiers réseaux optiques en 1992, des réseaux de micro miroirs en 1993 ou encore des premiers commutateurs capacitifs en 1995. Les années 90 marqueront le développement des microsystèmes piézoélectriques

Le début des années 2000 verra le boom des microsystèmes RF optiques, l'apparition et l'utilisation des microsystèmes médicaux (puce à ADN, laboratoires sur puce). On notera aussi l'apparition de fonderies microsystèmes, usines dont l'outil de production est dédié aux microsystèmes. En effet, certaines sociétés proposent des filières adoptant une approche MUMPS (Multi User MEMS Processes) [22, 9].

D'une façon générale, ces 10 dernières années ont été le théâtre d'une grande diversification des dispositifs microsystèmes en grande partie due à l'arrivée à maturité commerciale de plusieurs domaines d'applications (voir Figure I-2).

De nombreux analystes s'accordent à dire qu'un trait caractéristique du marché des microsystèmes dans les 5 années à venir est qu'une portion importante de la croissance de ce marché sera concentrée sur des applications ou des dispositifs non commercialisés à l'heure actuelle. Ceci introduira une certaine forme de diversité : le nombre de dispositifs sur lequel l'essentiel du marché est concentré va augmenter mais les principaux domaines d'applications resteront essentiellement les mêmes. Parmi les dispositifs les plus attendus, on compte les micro afficheurs, les lentilles liquides pour appareil photo, les horloges RF micro système, les mémoires, les micro piles à combustible et le refroidisseur

pour puce. Il est à noter que l'essentiel de la croissance du secteur est attendu pour l'électronique de consommation ainsi que l'illustre la Figure I-3.

Product	Discovery	Product Evolution	Cost Reduction	Full Commerc.
Pressure Sensors	1954-1960	1960-1975	1975-1990	1990
Accelerometers	1974-1985	1985-1990	1990-1998	1998
Gas Sensors	1986-1994	1994-1998	1998-2005	2005
Valves	1980-1988	1988-1996	1996-2002	2002
Nozzles	1972-1984	1984-1990	1990-2002	2002
Photonics/Displays	1980-1986	1986-1998	1998-2005	2005
Bio/Chemical Sensors	1980-1994	1994-2000	2000-2010	2010
Radio Frequency (R.F.)	1994-1998	1998-2001	2001-2008	2008
Rate Sensors	1982-1990	1990-1996	1996-2006	2006
Micro Relays	1977-1993	1993-1998	1998-2008	2008
Oscillators	1965-1980	1980-1995	1995-2009	2009

Figure I-2: Périodes de recherches, maturation, réduction des coûts et commercialisation de quelques microsystèmes aujourd'hui bien répandus [2]

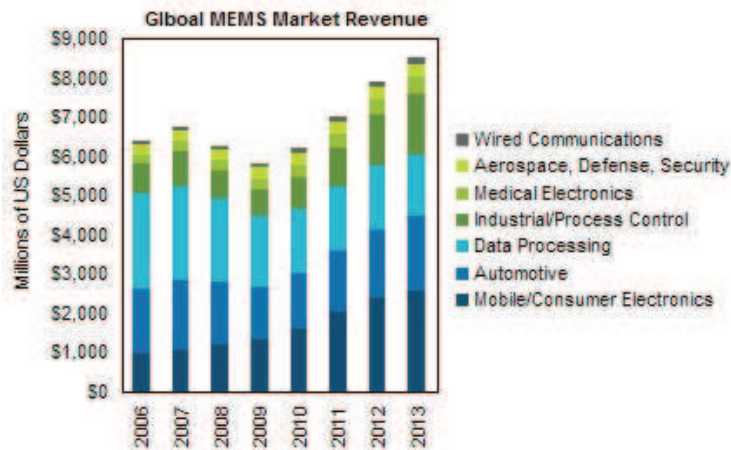


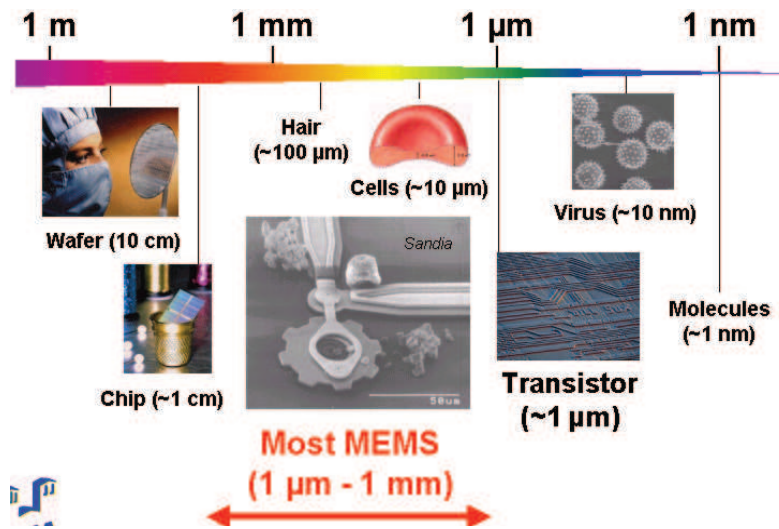
Figure I-3 : Composition du marché des microsystème par secteur [4]

Deux grands traits caractérisant les dispositifs microsystèmes actuels sont leur diversification (matériaux, procédés) et une frontière plus floue de ce qui fait la qualité « microsystème » d'un produit. La taille du marché considéré varie ainsi dans des proportions du simple au double [15]. Selon les définitions, un ensemble peut être considéré comme micro système à partir du moment où il intègre un ou plusieurs microsystèmes, ou alors et considéré comme microsystème un système dont la précision des plus petits composants est micrométrique. Relativement à la seconde définition, il est à noter que pour continuer à interagir avec leur environnement, les microsystèmes doivent présenter un volume ou une surface suffisante. Ainsi la réduction de taille des dispositifs rencontre une limite qui sera celle des composants agissant comme interface avec l'environnement.

Parallèlement, ces dernières années ont été témoins de la progression continue des précisions atteintes par les microtechniques issues de l'horlogerie, la plasturgie, l'imprimerie, la robotique, la métrologie et encore l'usinage conventionnel (découpe, tournage, fraisage). De plus en plus, les microtechniques complètent le schéma d'élaboration des microsystèmes dérivés de la microélectronique. À la séquence d'empilement de couches planes successivement structurées s'ajoute désormais la stéréolithographie, l'emboutissage, le moulage, afin de réaliser des structures 3D. Il est juste de parler de convergence entre les microtechniques dérivées de la microélectronique sur silicium et celles issues des domaines mentionnés précédemment. Parmi les réalisations permises par ces microtechniques, on compte l'utilisation croissante des microsystèmes en matériaux polymères et nanocomposites, les matériaux micro et nanostructurés.

### I.3 Les microtechnologies pour le vivant

La Figure I-4 ci-dessous permet de situer les dimensions des microsystèmes par rapport à certains constituants du corps humain et organismes vivants tels que les virus. On constate que la plupart des microsystèmes ont des dimensions comprises entre le diamètre d'un cheveu et celui d'un globule rouge. Il convient de se rappeler que les dimensions d'un globule rouge sont celles de la plupart des cellules du corps humain mais aussi de la majorité des bactéries. Les plus petits organismes vivants connus sont les virus. Leurs tailles de quelques dizaines de nanomètres les situent à la même échelle que les nanotechnologies.



Ces considérations d'échelle mettent en avant que les micros et nanotechnologies offrent la possibilité d'interagir avec les plus petits éléments du vivant. Les années 90 et 2000 sont témoins de l'explosion des composants et systèmes construits sur la base de techniques inspirées des micro et nanotechnologies et destinées à exploiter, manipuler, analyser, administrer ou construire des entités biologiques ou chimiques (pour la chimie organique, il n'est pas évident de placer une limite claire entre vivant et non-vivant). Sous le vocable un peu flou de biomems ont été regroupées un large éventail de microtechnologies pour le médical incluant parfois des systèmes macroscopiques intégrant au moins un micro composant. D'une façon générale ces technologies englobent ce qui a trait à l'interfaçage du domaine biomédical avec les micro et nano systèmes. Comme on peut l'imaginer ce champ est extrêmement large et il recouvre des domaines de recherches et d'applications que l'on peut distinguer en plusieurs catégories:

- Outils de diagnostic comme les micro réseau puce a ADN et protéines
- Nouveaux matériaux pour les bioMEMS
- Outils d'aide à la chirurgie et à l'ingénierie des tissus (capteurs intégrés, coupe, manipulation, cautérisation, cicatrisation)
- Fonctionnalisation biologique des surfaces
- BioMEMS implantables
- Systèmes d'administration de médicament (systèmes d'injection, administration ciblée)

Le domaine est caractérisé par un grand niveau d'exigence tant au niveau de la fiabilité que des performances et une grande diversité des champs disciplinaires. Comme l'illustre la Figure I-5, le marché comprend tant des composants fluide, qu'optique, mécanique ou chimique. Il concentre donc toutes les difficultés de conception, de réalisation et de fiabilité.

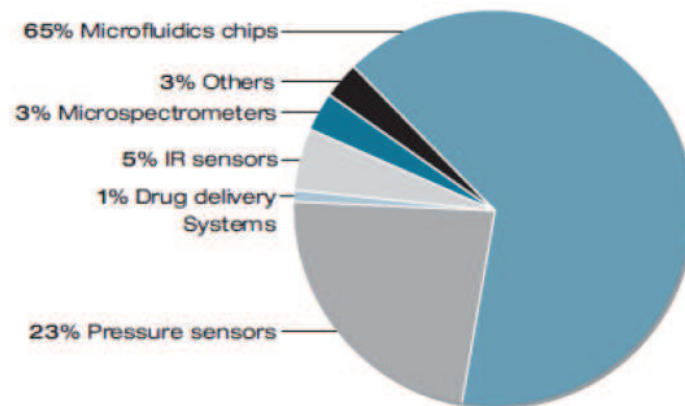


Figure I-5 : Répartition du marché des bioMEMS entre les dispositifs les plus représentatifs [10]

D'une façon générale, on distingue au sein des BioMEMS deux grandes catégories d'applications [14]. La première concerne les applications de la biologie aux micro et nano systèmes (électronique moléculaire, matériaux bio-inspirés, chambres d'auto assemblage d'ADN ou de protéines). La seconde concerne les applications des micro et nano systèmes à des problèmes médicaux ou de biologie (outils de diagnostic, outils de thérapeutique, biocomposants hybrides comme structure de croissance pour tissus biologiques). Etant donné notre champ disciplinaire, dans la suite de ce manuscrit nous tiendrons pour bioMEMS les systèmes qui découlent de l'application des micro et nanotechniques aux problèmes médicaux.

Le domaine est porteur d'espoirs car permet d'élaborer des systèmes complexes couplant du monitoring (capteurs facilement intégrables) à un traitement de données (électronique intégrée) et une thérapeutique (système compacte d'administration médicamenteuse ou de stimulation électrique et endocrinienne). Dans ce cadre, les applications peuvent être aussi variées que :

- Surveillance des maladies cardiovasculaires
- Applications dans le cadre de l'épilepsie ou la maladie de parkinson
- Diagnostic et traitement des maladies lombaires
- Traitement de l'obésité
- Gastroentérologie, urologie
- Applications ophtalmologiques ou auditives

A ces applications il faut ajouter un domaine en plein développement qui est celui des microcomposants pour la chirurgie. Si l'on recense aujourd'hui un faible nombre d'applications à des stades peu avancés de commercialisation, il ne fait en revanche aucun doute que l'éventail des possibilités offertes par la miniaturisation est immense. La possibilité de réaliser des opérations de chirurgie sur des volumes extrêmement réduits s'articule autour de trois grands axes: la compatibilité des matériaux, l'automatisation/contrôle et la miniaturisation des instruments. Les MEMS présentent des avantages sur les trois tableaux.

De part leur dimensions ils permettent des interventions chirurgicales sur des volumes réduits ou même d'être implantés tout en tirant avantage de la physique à petite échelle. Un bon exemple est celui d'une lame piézoélectrique mise en vibration haute fréquence afin de réduire la force de pénétration et de localiser l'énergie mécanique de la coupe [5]. Un dispositif macroscopique ne

permettrait pas d'obtenir les bonnes fréquences de vibration. La taille réduite des microsystèmes permet de faire de la micro stimulation. Leurs petites dimensions font des microélectrodes de bonnes interfaces électriques avec le système nerveux tandis que les micros aiguilles font de bonnes interfaces biochimiques avec le système endocrinien [13].

La possibilité d'opérer au niveau micrométrique requiert un certain degré d'automatisation pour filtrer les imprécisions des mouvements humains tels que les tremblements et les forces d'appui ou de contact. Le couplage des microsystèmes avec des capteurs et des micromanipulateurs de façon à être plus sensibles et délicats est facilité par l'interfaçage aisé des microsystèmes avec l'électronique. Les cathéters équipés de microcapteur de pression ou le scalpel équipé de jauge de déformation développé par Verimetra en sont de bons exemples [5]. De plus la proximité des champs disciplinaires de l'automatique et de la robotique facilite la conception de ces systèmes.

Pour être intégré à un microsystème chirurgical, un matériau doit être fonctionnel, biocompatible et biostable pour les composants implantables. La microchirurgie est donc potentiellement bonne consommatrice de matériaux de pointe, appelés à se renouveler sans cesse. L'organisation du flux de conception microsystème et la possibilité de produire en grande série permettent d'envisager l'introduction de matériaux nouveaux tout en conservant des coûts raisonnables.

## I.4 Motivations du sujet de thèse

Le sujet de thèse traité illustre bien les potentiels apports des technologies microsystèmes dans le domaine de la chirurgie, comme ici celle de l'oreille moyenne. En effet, le manuscrit présente le travail de conception et de réalisation d'un capteur d'aide au diagnostique per-opératoire dans le cadre d'opérations des osselets de l'oreille moyenne. Cette partie débute par quelques notions d'anatomie de l'oreille moyenne, avant de présenter les enjeux et challenges liés aux opérations des osselets. Seront présentés les moyens existants d'évaluation du bon fonctionnement de la chaîne des osselets qui permettront par la suite de mieux situer le concept de capteur que nous avons développé.

### Brève anatomie de l'oreille moyenne

L'oreille moyenne est la portion de l'appareil auditif comprise entre le tympan, qui reçoit l'onde acoustique de pression, et la fenêtre ovale, qui est l'entrée de l'oreille interne, là où les vibrations sont converties en influx nerveux. L'élément central de l'oreille moyenne est constitué par la chaîne ossiculaire qu'illustre la Figure I-6. Celle-ci est constituée de trois osselets de petite taille: le marteau, l'enclume et l'étrier. L'étrier, qui est le plus petit d'entre eux, ne mesure en effet que 2,5 à 3,5 mm selon les individus [20]. La chaîne ossiculaire réalise en temps normal une fonction de transfert, de filtration en un mot d'adaptation d'impédance entre le tympan et l'oreille interne.

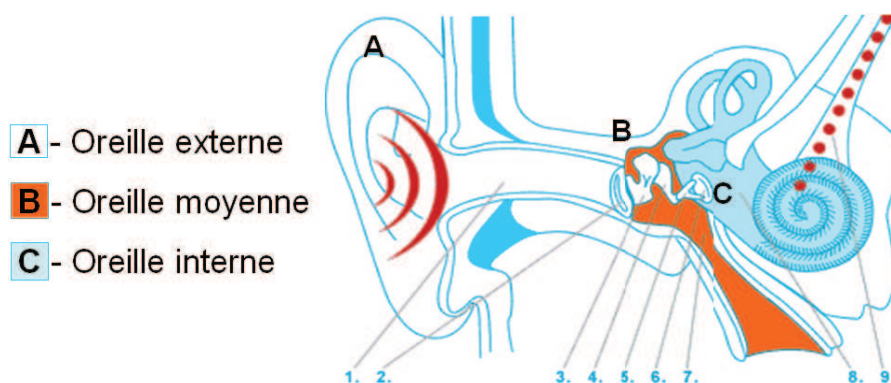


Figure I-6 : Dénomination des différentes portions de l'appareil auditif [19].



## Opérations d'ossiculoplastie

Certains problèmes d'audition, certaines formes de surdités sont dus à l'endommagement de la chaîne des osselets qui ne réalise alors plus le transfert de l'énergie acoustique jusqu'à la cochlée. Il se pratique aujourd'hui des opérations visant à reconstruire cette chaîne, par exemple en remplaçant un osselet endommagé par un osselet synthétique en titane ou en téflon (voir Figure I-7).

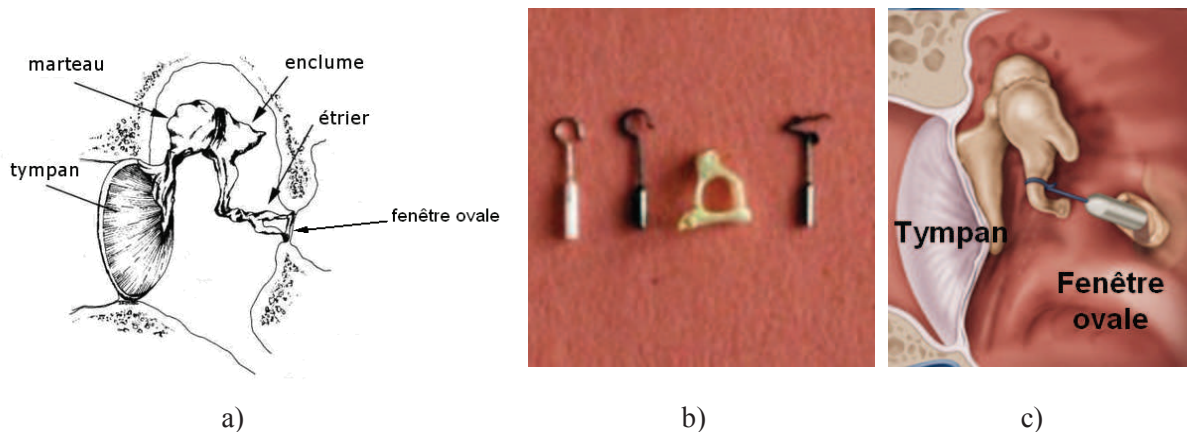


Figure I-7 : Illustrations de la position normale des osselets (a). Exemple de prothèses employées dans le cadre d'opérations d'ossiculoplastie (b). Schéma représentant le résultat d'une ossiculoplastie de l'étrier.

## Enjeux et challenges associés à l'ossiculoplastie

La bonne intégration d'un osselet synthétique est liée à son positionnement dans la chaîne, par rapport à la cavité ou encore sur la fenêtré ovale. Cette opération est délicate car les osselets sont petits (de l'ordre de quelques millimètres). De plus, contrairement à ce que les schémas présentés incitent à penser leur agencement ne se situe pas selon un même plan qui serait celui de la page, mais il est tridimensionnel et complexe.

Il est donc délicat de juger du degré de réussite d'une opération d'ossiculoplastie. Ces opérations peuvent se pratiquer sous anesthésie locale ou générale en fonction de facteurs variés tels que la pathologie à traiter ou l'accès disponible aux osselets. Dans le cas le plus favorable, le patient éveillé peut renseigner le chirurgien sur la qualité de son audition. Lorsque le patient est anesthésié en revanche, la réussite de l'opération est jugée à l'aune d'un protocole opératoire et de l'expérience du chirurgien. Ces deux moyens ne permettent d'obtenir qu'une mesure relativement subjective du gain d'audition du patient. La mesure de l'amplitude de vibration des osselets permettrait d'évaluer plus objectivement le gain de transmission de l'énergie acoustique le long de la chaîne des osselets. Le chirurgien pourrait alors optimiser le gain d'audition en jouant finement sur le placement des osselets.

## Moyens existants de mesure des vibrations des osselets

Les recherches bibliographiques que nous avons menées nous ont permis de répertorier seulement deux types de dispositifs permettant la mesure d'amplitude de vibration des osselets.

- Les vibromètres laser tels que ceux développés par le fabricant Polytec® permettent une mesure optique de l'amplitude de vibration des osselets [21].
- Le testeur de mobilité ossiculaire développé au département d'oto-rhino-laryngologie de l'université de médecine de Tokyo au Japon permettant de mesurer l'impédance mécanique de la chaîne ossiculaire [17].

Les vibromètres lasers utilisent un faisceau laser réfléchi par la surface de l'osselet à tester. De l'interférence entre les faisceaux incident et réfléchis l'amplitude de vibration des osselets peut être déterminée avec une précision supérieure au nanomètre. De tels vibromètres lasers existent à des stades d'industrialisation avancés. Le fabricant Polytec a même développé une gamme d'appareils spécifiquement dédiés à la chirurgie comme l'illustre la Figure I-8.

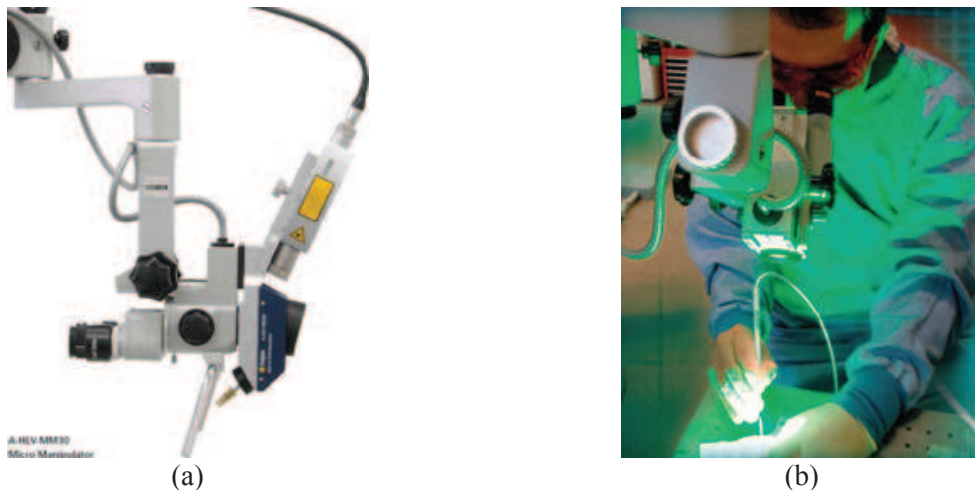


Figure I-8 : Vibromètre laser Polytec HLV-1000 dédié à l'étude de l'oreille moyenne (a) Illustration de l'utilisation de cet appareil par un chirurgien (b).

Le testeur de mobilité ossiculaire de l'université de Tokyo peut être tenu en main par le chirurgien. Il est constitué d'un corps cylindrique contenant une bobine mettant en vibration une tige qui est placée au contact des osselets. Un capteur piézoélectrique situé dans la tige permet de connaître le déplacement de son extrémité, comme l'illustre la Figure I-9. Pour une excitation donnée, la résistance au déplacement des osselets fournit une image de la mobilité de l'ensemble de la chaîne. Il convient de noter que ce dispositif existe à un stade de recherche avancée comme démonstrateur ayant permis des essais cliniques.

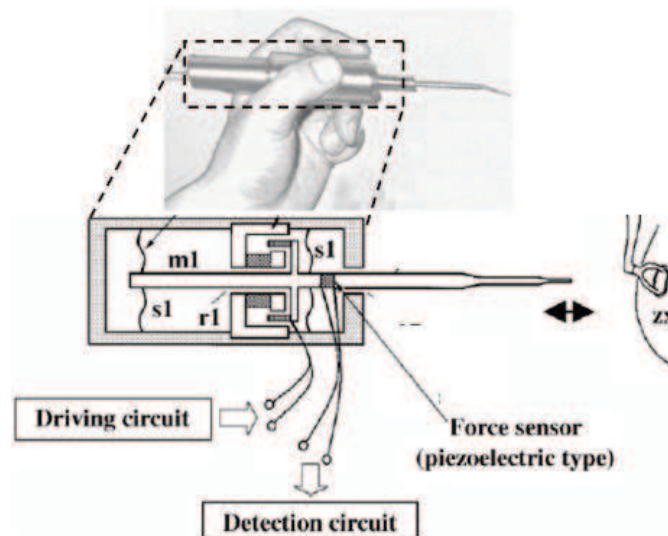


Figure I-9 : Vibromètre laser Polytec HLV-1000 dédié à l'étude de l'oreille moyenne (a) Illustration de l'utilisation de cet appareil par un chirurgien (b).

## Cahier des charges

Les deux types de dispositifs présentés précédemment comportent chacun des inconvénients qui en limite l'utilisation pour le diagnostic per-opératoire dans le cadre d'opérations d'ossiculoplastie. C'est ce qui a motivé la demande de chirurgiens tels que le professeur Schmerber exerçant au CHU de Grenoble et partenaire du laboratoire TIMA dans le cadre de ce projet de thèse visant à la conception d'un capteur. En s'appuyant sur son expertise, nous avons élaboré le cahier des charges présenté dans cette partie.

Ainsi nous savons que l'amplitude de vibration des osselets dans la gamme 1-3 kHz permet de juger de la qualité du transfert de l'énergie acoustique par les osselets pour l'ensemble des fréquences audibles. Il convient de noter que lorsqu'ils vibrent, les osselets ne sont pas animés d'un mouvement unidirectionnel de piston mais d'une combinaison de rotation et de translation. Les composantes de ces mouvements évoluent avec la fréquence, comme en atteste la Figure I-10. Il sera par conséquent important de pouvoir évaluer le mouvement des osselets dans des conditions qui sont les plus proches possibles d'un fonctionnement « normal ». Par « normal » nous entendons des vibrations provoquées par une onde acoustique, selon les trois directions de l'espace.

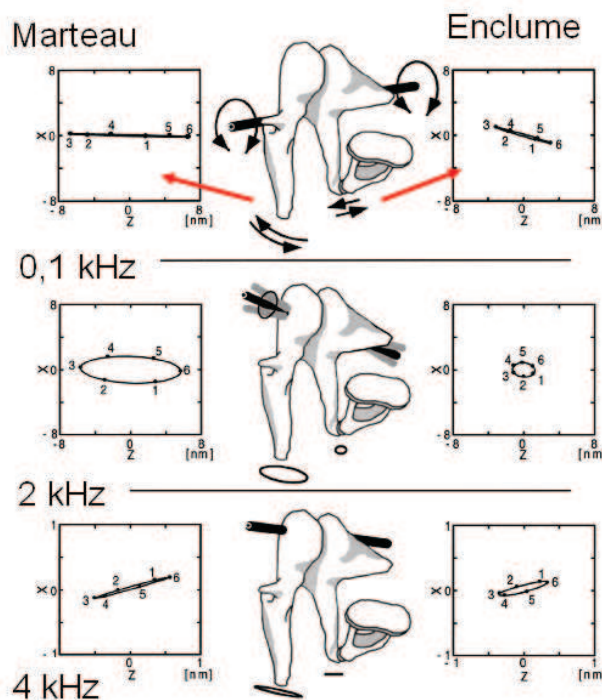


Figure I-10 : Trajectoires simulées des extrémités du marteau et de l'enclume pour les fréquences 0,1 ; 2 et 4 kHz projetées dans le plan horizontal [1].

Afin de satisfaire au cadre chirurgical des opérations, il convient que les mesures puissent être réalisées indépendamment de l'état de surface des osselets et sans risque de lésion pour les organes de l'oreille moyenne. Les différentes contraintes qui constituent le cahier des charges ont été résumées dans le Tableau I-2 ci après. Ce comparatif permet de mettre en évidence qu'aucune des solutions proposées à l'heure actuellement n'est pleinement satisfaisante.

Les vibromètres laser présente une excellente résolution et un risque d'endommagement nul lié à l'absence de contact mécanique avec les osselets. Leur principal handicap est la dépendance de la précision de la mesure avec l'état de surface des osselets. Cet état de surface est très difficile à contrôler lors d'une opération en raison de la présence des fluides corporels.



	Cahier des charges	Vibromètre laser Polytec®	Testeur de mobilité ossiculaire
<b>Fréquences accessibles</b>	Plage 1-3 kHz	Plage 0,2 - 20 kHz	Fixe 1,6 kHz (résonance)
<b>Mesure</b>	Mouvement 3D	Vitesse 1D (direction de propagation du faisceau laser)	Force de réaction 1D (direction de stimulation des osselets)
<b>Stimulation</b>	Onde acoustique au tympan (mouvement « vrai »)	Onde acoustique au tympan	Vibrations mécaniques appliquées au contact des osselets
<b>Précision</b>	10-100 nm, Indépendante de l'état de surface	~1nm, Très dépendante de l'état de surface	+/- 5% sur la force pour un déplacement de 50 nm, Indépendante de l'état de surface
<b>Risque lésions</b>	Faible	Nul	Élevé

Tableau I-2 : Résumé du cahier des charge et comparaison avec les performances des deux types de dispositifs existants.

Le testeur de mobilité ossiculaire ne présente pas ce désavantage, mais sa rigidité importante implique qu'il ne peut être utilisé qu'à sa fréquence de résonance et en comportant des risques importants d'endommagement des structures de l'oreille moyenne. Sa maniabilité, lié au fait qu'il peut être tenu à la main, en est altérée. De plus, il ne permet pas de distinguer le comportement individuel des osselets mais réalise une mesure globale de l'opposition de la chaîne à sa mise en mouvement.

### Dispositif proposé

Le dispositif que nous proposons reprend l'idée d'une sonde tenue à la main et placé au contact des osselets. Ceux-ci sont stimulés de façon acoustique et une unité de traitement du signal permet de fournir au chirurgien des informations sur l'amplitude et la direction de vibration des osselets conformément au schéma présenté Figure I-11. L'extrémité de la sonde intègre une pointe sensible constituée d'un capteur permettant de mesurer les déplacements du point de contact avec les osselets selon des trois dimensions de l'espace.

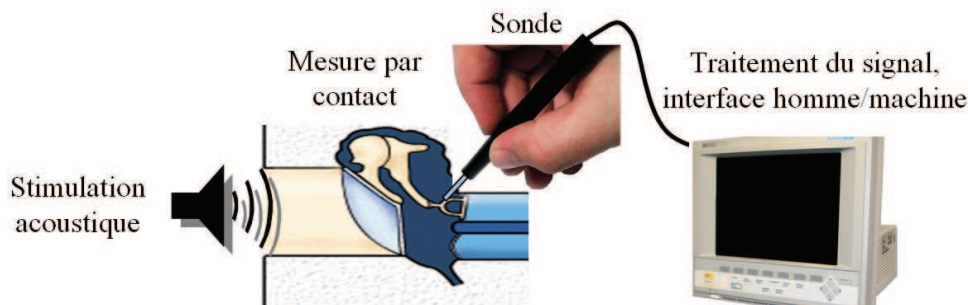


Figure I-11 : Trajectoires simulés des extrémités du marteau et de l'enclume pour les fréquence 0,1 ; 2 et 4 kHz projetés selon un plan xOz.

Les petites dimensions des microsystèmes permettent de satisfaire aux exigences de faible encombrement et de minimiser les risques de lésions de l'oreille moyenne. Le travail effectué durant la thèse a consisté au développement du capteur microsystème placé à l'extrémité de la sonde permettant des mesures des vibrations des osselets.

## I.5 Capteur d'effort tri-axe microsysteme

Le type de capteur nécessaire pour venir tester l'amplitude de vibration des osselets peut être défini par quatre grandes caractéristiques regroupées sous les termes: microsysteme, capteur d'effort, capteur tactile et tri-axe. Le premier fait référence aux capteurs dont la structure présente des dimensions caractéristiques inférieures au millimètre. Le second aux capteurs permettant de mesurer des forces et/ou des déplacements. Les troisième et quatrième termes soulignent le fait que le capteur est placé au contact de l'objet à caractériser et permet de mesurer les efforts mécaniques exercés sur le capteur selon les trois directions de l'espace.

Au cours de nos recherches bibliographiques, nous avons mis en évidence deux types de structures parmi les capteurs présentant les quatre caractéristiques précédemment décrites. Le premier type correspond aux structures planes [7, 25]. Précisément en raison de leur structure planaire, leur rigidité est fortement anisotrope. Nous leur préférons le second type de structure, en deux parties, associant une base planaire sur laquelle est implantée perpendiculairement un élément de transmission, généralement une tige. Leur structure confère à ces capteurs l'allure d'un poil comme l'illustre la Figure I-12. Certaines de ces structures sont d'ailleurs désignées sous le vocable « haircell » [11, 16].



Figure I-12 : Capteur de force développé par Engel et al (a) Elément d'une matrice de capteur développé par Han et al (b).

En adaptant la base sur laquelle repose le « poil », en la rendant plus déformable il est possible de conférer au capteur une plus grande souplesse, d'augmenter la surface déformée et partant la sensibilité. Certains dispositifs ainsi obtenus présentent une base constituée par une membrane pleine, carrée ou circulaire [3, 30].

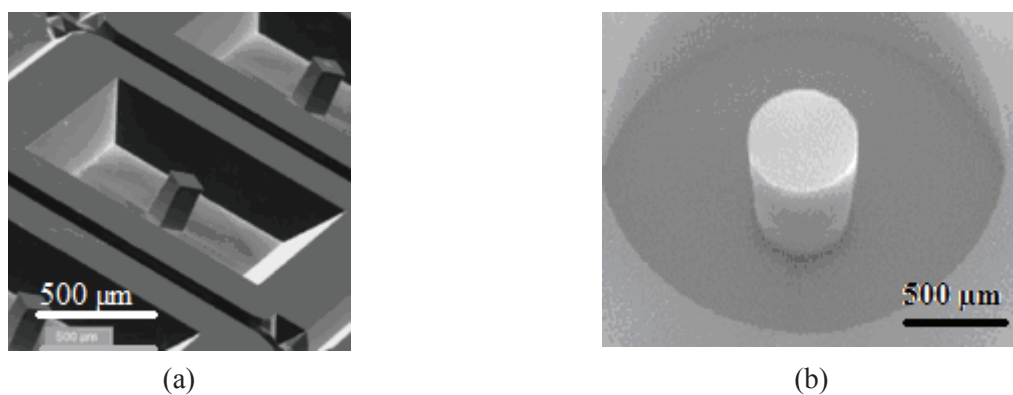


Figure I-13 : Capteur de force développé par Vázsonyi et al (a). Capteur de force « clou » développé au CEA-LETI par Boissieu et al (b).

D'autres capteurs présentent une base constituée de bras, ce qui leur permet d'augmenter encore leur souplesse [18, 27]. Parmi les capteurs présentés précédemment, seuls ceux présentant une symétrie de révolution sont susceptibles de correspondre à nos besoins. En effet, notre capteur peut potentiellement être stimulé selon n'importe quelle direction : cela dépend du mouvement des osselets et du positionnement de la sonde. La rigidité du capteur devra donc être la plus isotrope possible autour de l'axe de la tige.

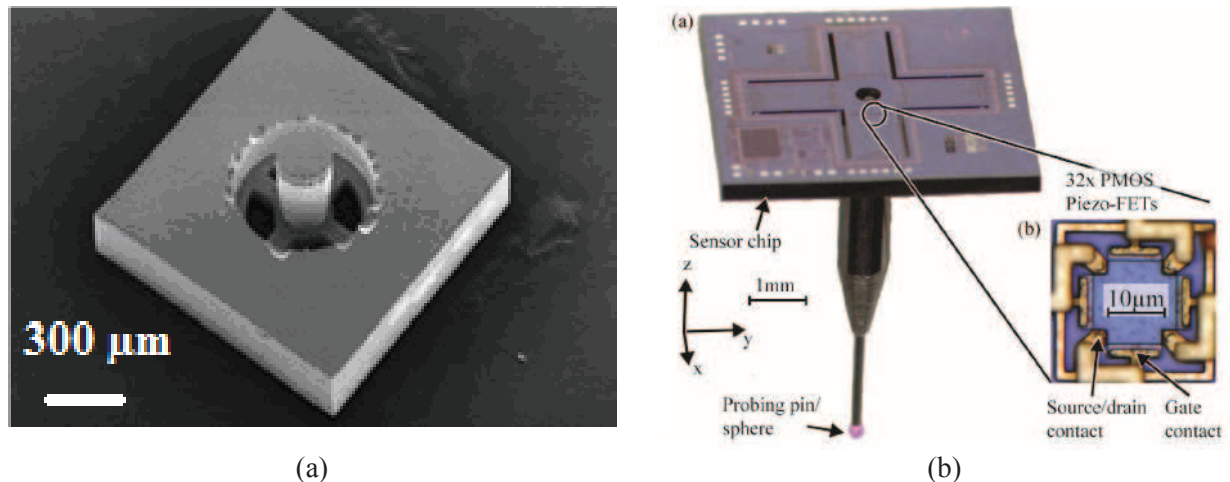


Figure I-14 : Capteur de force développé par Sieber et al (a). Capteur de force développé par Hermann et al (b).

Au cours de nos recherches bibliographiques nous avons identifié plusieurs capteurs présentant les caractéristiques précédemment décrites : tige de transmission, base déformable et structure à symétrie de révolution. Néanmoins, ceux-ci étaient réalisés par des procédés dérivés de la microélectronique et s'ils présentent des caractéristiques stables et de bonnes sensibilités, ils sont en revanche rigides et cassants. L'utilisation des matériaux polymère et l'absence de base déformable confère aux dispositifs de type « haircell » une robustesse et une déformabilité supérieure malheureusement au prix d'une sensibilité insuffisante pour notre application.

La nécessité de développer un capteur spécifique pour à l'évaluation de l'amplitude de vibration des osselets constitue donc la motivation de ces travaux de thèse. Le capteur que nous proposons conserve une structure de type « cellule pileuse » en s'appuyant sur des considérations biomimétiques. Dans l'objectif de conférer une sensibilité et une souplesse maximum à notre capteur, la structure présentée Figure I-15 a été retenue.



Figure I-15 : Trajectoires simulées des extrémités du marteau et de l'enclume pour les fréquences 0,1 ; 2 et 4 kHz projetés selon un plan xOz.

Le capteur doit fonctionner en régime harmonique dans la gamme 1-3kHz tout en opposant une faible résistance aux osselets, structures légères vibrant avec de faibles amplitudes. Or, notre étude bibliographique nous a permis de mettre en évidence qu'aucun des capteurs similaires n'était étudié pour un fonctionnement en régime vibratoire. Ceci impose une conception spécifique au fonctionnement en régime harmonique.

Pour des raisons de maniabilité nous avons souhaité que la sonde puisse être tenue en main. Par conséquent elle doit être à la fois très souple et déformable pour absorber les forces d'appui et les tremblements de la main du chirurgien. Pour la conception de la sonde, nous ne nous sommes pas limités aux matériaux dérivés de la microélectronique. Au contraire, nous nous sommes orientés vers les matériaux polymères.

Enfin il convient de noter qu'un seul capteur est nécessaire par sonde. Et comme nous l'avons déjà souligné, de par sa conception celui-ci est dédié à une application très spécifique. Par conséquent nous n'avons d'intérêt particulier à nous limiter à des procédés de production en masse. Il est même prudent, afin de ne pas nous limiter quand aux matériaux employés de ne pas nous restreindre aux procédés dérivés de la microélectronique.

## **I.6 Structure du manuscrit**

Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit sera celui de la modélisation, conception et réalisation du capteur microsysteme à la base de ce projet de sonde adaptée à la chirurgie de l'oreille moyenne. Il se compose de 5 chapitres.

A la suite de ce premier chapitre introductif, nous présentons dans un deuxième chapitre un état de l'art des dispositifs intégrés pour la mesure de déformations. Cet état de l'art constitue un panorama des différents dispositifs intégrés pour la mesure de déformations

Le troisième chapitre nous permet de présenter le travail de modélisation de la structure mécanique du capteur en régime harmonique. L'objectif de ce travail est de réaliser une description du comportement du capteur que nous utiliserons pour l'étude d'optimisation.

C'est dans le quatrième chapitre que nous réalisons l'étude d'optimisation proprement dite. Nous présenterons un modèle de l'oreille moyenne qui a été utilisé afin de décrire du point de vue mécanique l'interaction de l'oreille moyenne avec le capteur. Dans ce chapitre, nous présentons un dispositif de filtrage mécanique des vibrations basses fréquences. Ce dispositif sera pris en compte dans l'étude d'optimisation de façon à en tirer le meilleur parti.

Le cinquième chapitre présente une synthèse des travaux de réalisation technologiques réalisés au cours de la thèse.

Nous concluons quand à la viabilité du concept de capteur présenté et à sa réalisation. Nous ne manquerons d'évoquer les nécessaires développements futurs et perspectives d'applications du concept présenté.

## Références

- [1] T. Koike, H. Wada, and T. Kobayashi. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *Journal of The Acoustical Society of America*, 111:1306–1317, 2002.
- [2] Roger Grace Associate. The 2006 report card on the barriers to the commercialization of mems and nanotechnology, 2006. <http://www.rgrace.com/>.
- [3] Florian De Boissieu, Christelle Godin, Bernard Guilhamat, Dominique David, Christine Serviere, and Daniel Baudois. Tactile texture recognition with a 3-axial force mems integrated artificial finger.
- [4] J. Bouchaud. Memes enters new cycle of double-digit growth. *IsuppliNEWS*, January 17 2011. <http://www.isuppli.com/MEMS-and-Sensors>.
- [5] W.C. Chang and S.D. Wretavan. Microtechnology in medicine: The emergence of surgical microdevices. *Clinical Neurosurgery*, 54:137–147, 2007.
- [6] F. Chollet and H.B. Liu. *A (not so) short introduction to MEMS*. 4.0 version, version 4.0 edition, 2010. <http://memscyclopedia.org/introMEMS.html>.
- [7] B W Chui, T W Kenny, H J Mamin, B D Terris, and D Rugar. Independent detection of vertical and lateral forces with a sidewall-implanted dual-axis piezoresistive cantilever. *Applied Physics Letters*, 72(11):1388, 1998.
- [8] Yole Développement. Memes market and industry trends what are the remaining growth areas? Analyse du marché des microsystèmes, forum EURIPIDES, Barcelone, octobre 2009. <http://www.euripidesforum2009.org/>.
- [9] T. Ebefors and E.K. Šlvesten, editors. *Teaching sensor technology and MEMS-processing using an in-house educational MPW-process*, volume 3894. proc. SPIE, Australia, Octobre 1999.
- [10] 4M2C Patric Salomon GmbH / EnablingMNT. Microsensors-world wide markets and economic impact. Euroensors, Göteborg, September 2006. <http://www.enablingmnt.com>.
- [11] J.M. Engel, J. Chen, Chang Liu, and D. Bullen. Polyurethane rubber all-polymer artificial hair cell sensor. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 15(4):729–736, aug. 2006.
- [12] R.P. Feynman. There's plenty of room at the bottom [data storage]. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 1(1):60–66, March 1992.
- [13] Y. B. Gianchandani, O. Tabata, and H. Zappe. *Comprehensive Microsystems*. Elsevier Science & Technology, 2007. ISBN: 978-0-444-52190-3.
- [14] Grayson and al. A biomemes review: Memes technology for physiologically integrated devices. *Proceedings of the IEEE*, 92(1):6–21, January 2004.
- [15] NEXUS Group. Nexus market analysis for mems and microsystems iii, 2005-2009. Task Force Report, september 2003. <http://www.memsinfo.jp>.

- [16] Ji-Eun Han, Dongil Kim, and Kwang-Seok Yun. Artificial hair cell with embedded piezoresistive force sensors. In *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference (TRANSDUCERS), 2011 16th International*, pages 2054–2057, june 2011.
- [17] Hato, Kohno and Okada, Habuka, Gyo, Iwakura, and Tateno. A new tool for testing ossicular mobility during middle ear surgery: Preliminary report of four cases. *Otology & Neurotology*, 27:592–595, 2006.
- [18] M. Herrmann, P. Gieschke, P. Ruther, and O. Paul. Cmos-integrated three-axis force sensor for coordinate measurement applications. In *Sensors, 2010 IEEE*, pages 2648–2652, nov. 2010.
- [19] [http://anso.pagesperso-orange.fr/corps\\_le\\_fonctionnement.htm](http://anso.pagesperso-orange.fr/corps_le_fonctionnement.htm).
- [20] <http://www.cnebm.jussieu.fr>.
- [21] <http://www.polytec.com>.
- [22] G. Menozzi. European r & d programs for mst/mems-nexus europractice and european mst/mems success stories. In *Micromechatronics and Human Science, 2000. MHS 2000. Proceedings of 2000 International Symposium on*, pages 11–22, 2000.
- [23] S. Mir. *Dispositifs et physique des microsystèmes sur silicium (Traité EGEM, série Electronique et micro-électronique)*. Hermes, 2002.
- [24] P. Morfouli. *Microsystèmes: la microélectronique du futur?*, 2007. Cours IMEP ENSRG-GrenobleINP.
- [25] S Muntwyler, F Beyeler, and B J Nelson. Three-axis micro-force sensor with sub-micronewton measurement uncertainty and tunable force range. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 20(2):025011, 2010.
- [26] H.C. Nathanson, W.E. Newell, R.A Wickstrom, and J.R. Davis Jr. The resonant gate transistor. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, 14(3):117–133, March 1967.
- [27] Arne Sieber, Pietro Valdastrì, Keith Houston, Clemens Eder, Oliver Tonet, Arianna Menciassi, and Paolo Dario. A novel haptic platform for real time bilateral biomanipulation with a mems sensor for triaxial force feedback. *Sensors and Actuators A: Physical*, 142(1):19–27, 2008.
- [28] S.C. Terry, J.H. Jerman, and J.B. Angell. A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, 26(12):1880–1886, December 1979.
- [29] O. N. Tufte and D. Long. Recent developments in semiconductor piezoresistive devices. *Solid-State Electronics*, 6(4):323–338, 1963.
- [30] É. Vázsonyi, M. Ádám, Cs. Dücs?, Z. Vízváry, A.L. Tóth, and I. Bársony. Three-dimensional force sensor by novel alkaline etching technique. *Sensors and Actuators A: Physical*, 123-124(0):620–626, 2005.





# Chapitre II Etat de l'art

Ce chapitre présente le travail de sélection du type de capteur qui va être réalisé et du principe de transduction utilisé pour convertir le déplacement des osselets en signal électrique. La première partie présente quelques généralités sur les capteurs de vibration qui permettront de définir précisément le type de capteur adapté à la mesure de vibration des osselets de l'oreille moyenne. La deuxième partie est un état de l'art des dispositifs employés pour la mesure de vibrations. Elle consistera en une mise en perspective de ces différents dispositifs par rapport aux contraintes spécifiques à la mesure des vibrations des osselets de l'oreille moyenne. Ce chapitre se termine par une partie permettant de synthétiser les informations présentées et la présentation du principe de transduction mis en œuvre tout au long du travail de thèse.

## II.1 Généralités concernant les capteurs de vibration

### II.1.1 Vibrations de déformation et vibrations de mouvement

Sous le terme capteur de vibrations sont regroupés à la fois les capteurs de déformations et les capteurs de mouvement. Les vibrations de déformation renvoient plutôt aux modes de vibration d'un corps, tandis que le terme « vibrations de mouvement » fait référence aux déplacements, vitesses et accélérations d'un corps rigide dans l'espace. Les deux catégories ne sont pas hermétiques ; c'est notamment le cas lorsque les déformations d'un corps renseignent sur le déplacement d'un objet. Par exemple le déplacement de l'extrémité d'une poutre encastrée peut être connu en mesurant les déformations à son encastrement.

### II.1.2 Mesure par contact et mesure sans contact

Dans le cadre de notre étude, il paraît difficile de mesurer le déplacement des osselets sans contact mécanique, par exemple en utilisant une onde électromagnétique ou une onde sonore. En effet, le milieu que constitue l'oreille moyenne oppose plusieurs difficultés à une telle méthode. Celles-ci sont dues à sa forme irrégulière (cavités, circonvolutions), à l'hétérogénéité des états surface (fluides corporels, os, différents tissus corporels) et enfin à son confinement compromettant les manœuvres trop délicates. Dans un tel milieu, il paraît peu réaliste que nous puissions prédire les réflexions, absorptions et dispersions d'une onde avec la précision nécessaire.

Il paraît en revanche possible de placer un dispositif de mesure de petites dimensions directement sur un osselet, et qui vibrera à son contact. Une bonne connaissance des modes de vibration de ce dispositif nous permettra alors de remonter aux vibrations de l'osselet. La mesure par contact (mécanique) permet ainsi de ramener les vibrations de l'élément à caractériser (osselets) à un corps de référence connu (dispositif).

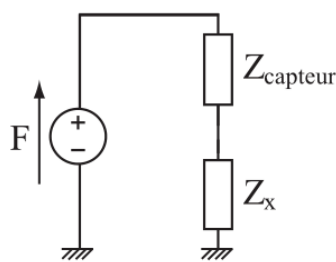


### II.1.3 Capteurs de force et de déplacement

Parmi les dispositifs de mesure par contact mécanique, une distinction est généralement faite entre les capteurs de déplacement et les capteurs de force [5]. Il convient de noter qu'une même structure –par exemple un cantilever- peut être employée pour mesurer une force ou un déplacement. Par conséquent, l'appellation choisie dépend bien entendu de la grandeur physique que l'on souhaite mesurer.

Le principe fondamental de la dynamique établit une correspondance entre force et mouvement. Ainsi, il convient de se demander ce que l'on souhaite caractériser de l'objet en mouvement. Souhaite-t-on connaître la force qu'il est capable de développer ou l'amplitude de son déplacement ? Ces deux informations sont relatives au même objet et peuvent avoir leur importance. Ainsi pour un actionneur piézoélectrique fournit-on la force nécessaire pour le bloquer, ainsi que le déplacement maximal atteint lorsqu'il est libre de se déformer.

Pour connaître l'amplitude de déplacement d'un objet, la force opposée à son déplacement doit être minimale. Au contraire, la connaissance de la force qu'il développe implique de lui opposer une réaction égale à la force développée, afin de se placer à l'équilibre. Cette notion s'illustre bien par l'utilisation de schémas électriques équivalents. Considérons une source de force  $F$  correspondant à l'effet d'une onde acoustique de pression sur le tympan. Soit  $Z_x$  l'impédance des éléments situés en aval du tympan et  $Z_{\text{capteur}}$  l'impédance du capteur.



*Figure II-1 : Schéma électrique équivalent de l'ensemble composé de la chaîne des osselets et du capteur. Le point de réduction choisi est le point de contact entre le capteur et l'osselet. La convention adoptée est l'équivalence courant-déplacement, force-tension.*

Les impédances du capteur et des osselets sont associées en série car au point de réduction considéré (voir Figure II-1) capteur et osselet partagent le même déplacement (soit le même courant selon la convention adoptée). Considérant ce schéma, nous constatons que la force est intégralement reportée aux bornes du capteur lorsque son impédance est grande devant celle de l'ensemble osselet et oreille moyenne. De même lorsque l'impédance du capteur est négligeable, le déplacement est imposé par la valeur de l'impédance de l'oreille moyenne.

Découlent de ces considérations des contraintes sur la conception mécanique du comportement mécanique du capteur. Si l'on souhaite mesurer la force développée par les osselets sous l'effet de l'onde acoustique incidente au tympan, l'impédance mécanique du capteur devra être grande devant celle des osselets. A contrario, si nous souhaitons connaître l'amplitude de vibration des osselets, l'impédance mécanique du capteur devra être négligeable devant celle des osselets.

## II.1.4 Capteurs de vibration microsystèmes

Les capteurs de vibration microsystèmes présentent deux avantages par rapport à leurs homologues macroscopiques. Premièrement, ils sont mieux adaptés pour mesurer de hautes fréquences en raison de leur fréquence de résonance naturellement plus élevée (effet dû aux petites dimensions, voir le chapitre précédent). Ces fréquences de résonance élevées les rendent en outre plus robustes car moins sensibles aux basses fréquences générées par l'environnement. De plus à hautes fréquences, leurs impédances mécaniques sont plus faibles (dûes aux faibles masses). Enfin ils présentent une meilleure résolution, car ils sont moins influencés par l'environnement extérieur.

Néanmoins, ils présentent des ratios entre étendue de mesure (déplacement maximal mesurable) et résolution (le plus petit déplacement mesurable) inférieurs à ceux des systèmes macroscopiques. En effet, ce ratio est de  $10^9$  pour les systèmes macroscopiques et de  $10^6$  pour les microsystèmes [5]. Ceci est en partie dû aux principes de transduction utilisés mais aussi au fait que la précision des procédés approche des dimensions caractéristiques des systèmes lorsque l'on descend à de petites échelles.

## II.2 Les différents types de capteurs de vibration microsysteme

Les considérations générales de la partie précédente nous ont permis d'établir que le capteur que nous souhaitons concevoir sera une structure mécanique de taille réduite qui sera placée au contact des osselets que nous souhaitons caractériser.

Nous savons que lorsqu'elle vibre, cette structure mécanique doit avoir un comportement mécanique linéaire et simple à décrire. Ainsi ces fréquences de résonance doivent être suffisamment élevées pour assurer la linéarité du capteur dans la gamme des fréquences qui nous intéresse (nous reviendrons sur ce point lorsque nous comparerons entre eux les différents types de transducteur). Dans les régimes basses fréquences c'est la raideur du système mécanique qui conditionne son comportement. Par conséquent, la structure de notre capteur doit être suffisamment souple pour ne pas perturber le comportement des osselets. De plus, les dimensions de la structure du capteur devront être suffisamment réduites pour pouvoir choisir avec précision l'élément de l'oreille moyenne sur lequel on veut la placer.

Ajoutons à cela une dernière chose. Pour faciliter la conception du microsysteme il serait favorable de pouvoir découpler le comportement mécanique du corps du capteur de l'influence des éléments réalisant la transduction. Ainsi la structure qui convient le mieux sera une structure mécanique équipée de jauges de déformation dont l'influence sur le comportement mécanique est négligeable.

Nous allons présenter dans ce qui suit les dispositifs existants, utilisés pour évaluer les déformations et déplacement d'une structure mécanique de dimensions micrométriques. Afin de bien comprendre les contraintes qui pèsent sur le choix du moyen de transduction utilisé, rappelons que nous situons que notre approche au niveau du « système » : nous ne recherchons pas le dispositif présentant les meilleures performances « pures » mais les performances les mieux adaptées à nos besoins et accessibles avec les moyens technologiques disponibles. Pour cette raison, l'ensemble des dispositifs présenté dans cette partie peut paraître au premier abord hétéroclite. Chaque sous partie décrira brièvement le principe physique utilisé, discutera la potentielle intégration du dispositif présenté à notre capteur et fournira enfin quelques performances représentatives.

## II.2.1 Transduction capacitive

Le principe de la transduction capacitive repose sur la variation du flux électrique induit entre deux électrodes sous l'effet d'une déformation mécanique. Cette variation est due pour une partie à des modifications géométriques de la configuration des électrodes. Il peut s'agir d'une variation de la surface des électrodes, ou de leur recouvrement, ou encore de la distance séparant les électrodes. Pour une variation de capacité uniquement due aux variations géométriques, le facteur de jauge<sup>1</sup> est faible, de l'ordre de l'unité [25]. Dans le même temps, les capacités ne dissipant pas de puissance, le seul bruit généré par les jauges capacitives est le bruit thermique associé aux résistances parallèles parasites [9]. Celui-ci étant très faible, les jauges capacitives présentent de très bonnes résolutions (les meilleures réalisations dans ce domaine font état de 0,1 microstrain<sup>2</sup> [18]).

La valeur de la capacité est également sensible à la permittivité électrique du milieu dans lequel s'étend le champ électrique. Dans le cas où le champ électrique induit entre les électrodes s'étend dans un matériau électroactif, la variation de la capacité associée aux électrodes est aussi due à des modifications des propriétés électriques du dit matériau sous l'effet de la contrainte appliquée. C'est par exemple le cas d'un matériau électrostrictif présentant une variation de la permittivité diélectrique sous l'effet de la contrainte appliquée. Si cette caractéristique permet d'augmenter la sensibilité des jauges à l'effort mécanique, elle introduit aussi toutes les variations des propriétés du matériau à la température, à l'environnement chimique ou encore à l'humidité [3].

Parce qu'ils sont capacitifs, ces capteurs interagissent de façon importante avec l'environnement électromagnétique. Si cette caractéristique, couplée aux très faibles puissances consommées, autorise des possibilités de lecture sans fils de la valeur de la capacité, elle rend aussi ce type de capteur sensible aux perturbations électromagnétiques. Dans le cadre des microsystèmes, les petites dimensions conduisent à de faibles valeurs de capacité (généralement inférieure au microfarad) et du même ordre de grandeur que les capacités parasites habituelles. Cela impose une conception soignée de l'électronique de conditionnement du capteur ainsi que du packaging.

Sous réserve que le comportement mécanique de la structure le permette, les jauges de déformation capacitives sont bien adaptées tant pour les régimes statiques et quasi statiques qu'aux vibrations à des fréquences élevées. Des exemples de capteur de déplacements capacitif fonctionnant dans des fréquences allant jusqu'au mégahertz ont été réalisés [5]].

Il existe un grand nombre de structures et de configurations différentes des électrodes. En raison de l'absence de pièces mobiles, de leur compatibilité du procédé de fabrication avec les technologies microsysteme et leur bonne compacité, les structures les plus répandues dans les jauges microsystèmes sont les peignes et les capacité plane (« sandwich ») représentées Figure II-2.

Considérant une déformation du substrat selon la direction 1, nous observons que la capacité de la jauge en peigne (interdigitée) va alors évoluer de façon inversement proportionnelle à la distance entre les « doigts », donc l'allongement de la jauge. Dans le même temps, la capacité de la jauge plane va évoluer proportionnellement à sa surface, donc à l'allongement de la jauge. Ainsi, dans le domaine des très petites déformations, la capacité de la jauge interdigitée est plus sensible à l'allongement que la jauge plane. Cependant, sa variation n'est pas linéaire avec l'allongement, et l'utilisation d'une telle jauge requiert donc l'utilisation d'une structure de type pont capacitif différentiel, complexifiant l'électronique de conditionnement. [37]. De plus, la rapide décroissance de la capacité de la jauge

---

<sup>1</sup> Facteur de jauge : variation relative d'un paramètre d'intérêt (résistance, capacité, flux magnétique...) rapporté à la déformation. Il s'agit d'une manière pratique de comparer les sensibilités de jauges de déformations reposant sur des principes de transduction différents.

<sup>2</sup> Strain : Unité communément employée pour les déformations. 1 strain= 1 m/m

interdigitée limite la gamme de déformation accessible, la valeur de la capacité devenant rapidement très faible.

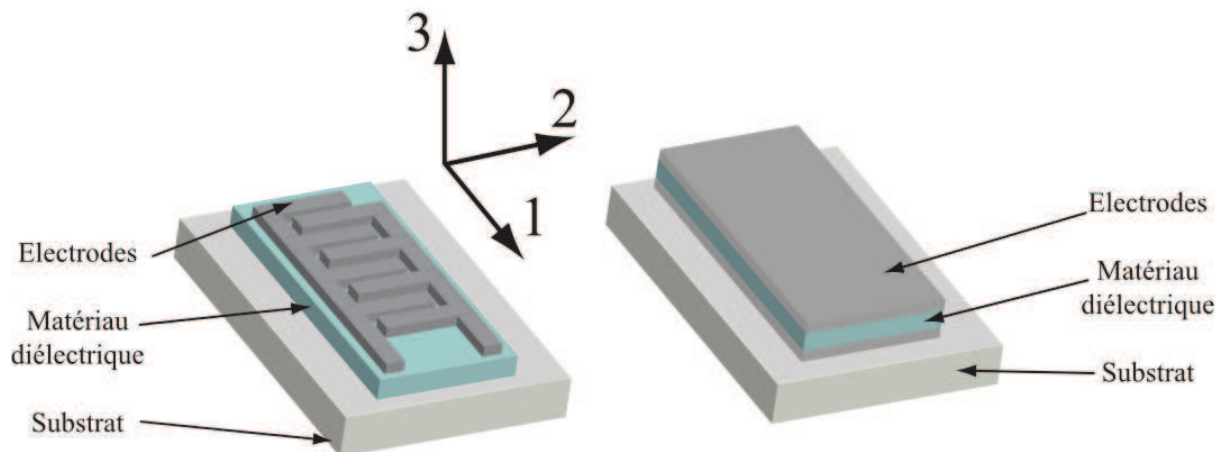


Figure II-2 : Structure de jauge capacitive en « peigne » (a), structure plane ou sandwich (b).

Les procédés de micro fabrication permettent de réaliser dans le plan des électrodes dont les dimensions sont de l'ordre de plusieurs millimètres. En revanche les dimensions hors plan des électrodes sont limitées par l'épaisseur réalisable des couches métalliques à quelques microns [39]. Ainsi, les valeurs des capacités interdigitées sont limitées à des valeurs plus petites que les capacités planaires. Or, la précision atteignable est tributaire de l'influence des capacités parasites, qui est d'autant plus réduite que la valeur de la capacité est grande.

Les motifs des capacités planes sont plus faciles à réaliser et permettent d'obtenir des capacités de valeur généralement plus importantes et dont la variation dépend linéairement des déformations dans le plan. De plus, leur sensibilité peut être améliorée par l'introduction d'un matériau électroactif en couche la plus fine possible entre les électrodes. La contrepartie de l'introduction de ce matériau serait la dépendance de ses propriétés avec la température. Cependant, cela ne constitue pas un obstacle, car nous travaillons à température ambiante fixée.

## II.2.2 Transduction piézoélectrique

Les jauges piézoélectriques exploitent la propriété de certains matériaux à présenter une polarisation sous l'effet d'une déformation mécanique. Ce principe est intéressant tout particulièrement en raison de sa réversibilité dans des applications qui requièrent simultanément des fonctions de capteur et d'actionneur, comme les structures résonnantes tels que les micros résonateurs utilisés dans les horloges [39].

Les matériaux piézoélectriques présentent un couplage linéaire entre la polarisation et la déformation jusqu'à des niveaux de déformation importants. Ce comportement confère aux jauges piézoélectriques une excellente linéarité et une large dynamique, [5] ce qui en fait d'excellents candidats pour mesurer des gammes de déformation étendues.

Les jauges piézoélectriques sont généralement modélisées comme l'association en parallèle d'une source de charge, une capacité et une résistance permettant de tenir compte des courants de fuites, comme indiqué sur la Figure II-3.

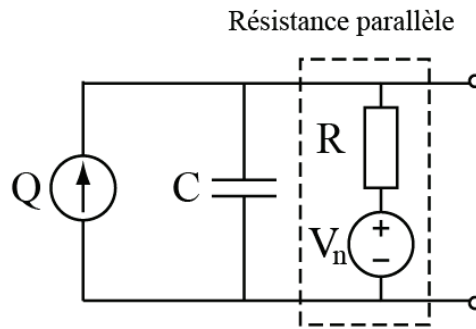


Figure II-3 : Schéma électrique équivalent d'un élément piézoélectrique [23].

Ce modèle permet de démontrer que le capteur piézoélectrique a un comportement de filtre passe haut, les courants de fuite rendant inefficaces les jauges piézoélectriques pour des déformations lentes. Bien qu'il existe des techniques d'intégration de charges compensant ces fuites à basses fréquences [13], les jauges piézoélectriques sont mieux adaptées aux mesures en régime dynamique et mesures de vibrations [39]. Ainsi, une grande partie des accéléromètres repose sur ce principe de transduction. Les accéléromètres piézoélectriques atteignent facilement des fréquences de fonctionnement de l'ordre de plusieurs dizaines de kHz et l'on recense des applications en capteur de déplacement fonctionnant jusqu'à quelques MHz [5].

Les jauges sont quasiment immunisées contre le bruit électromagnétique ambiant. De la même façon que pour les jauges capacitives, l'énergie électrique dissipée dans la jauge est négligeable. Seule la résistance associée aux courants de fuite de la jauge est le siège d'un bruit d'origine thermique. Des jauges de déformation piézoélectriques font état de résolution de 40 nanostrains [19]. Leur principal défaut est qu'elles dépendent fortement de l'électronique de conditionnement utilisée. Nous distinguons deux types de montages de l'électronique de conditionnement représentés dans la Figure II-4 ci-dessous : l'amplificateur de charge et l'amplificateur de tension.

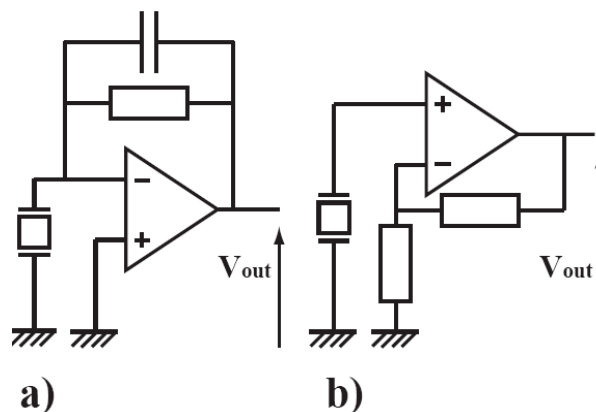


Figure II-4 : Schéma de l'électronique de conditionnement de l'élément piézoélectrique.  
a) Amplificateur de charge et b) amplificateur de tension.

Il est possible de montrer que l'amplificateur de charge se ramène à une configuration selon laquelle les charges générées sont rapidement compensées et l'élément piézoélectrique se comporte comme si ses deux bornes étaient en court circuit [23]. Pour les capteurs macroscopiques, l'amplificateur de charge est préféré à l'amplificateur de tension car moins sensible à l'influence des capacités parasites des connectiques entre l'élément piézoélectrique et l'étage d'amplification [23].

En revanche, compte tenu de leurs faibles surfaces, les capteurs microscopiques génèrent des quantités de charge extrêmement faibles. Par conséquent, on préférera un montage réalisant l'amplification des signaux du capteur tout en maintenant les courants à des valeurs aussi basses que possible. Parce que son impédance d'entrée est supérieure à celle de l'amplificateur de charge, un montage en amplificateur de tension est généralement préféré pour mesurer les faibles charges générées par les microsystèmes [19]. Il est à noter que les performances de ce montage sont plus sensibles aux capacités parasites ; par conséquent, l'implantation de l'électronique de conditionnement au plus près de l'élément piézoélectrique est un facteur déterminant des performances de ces dispositifs.

Les jauges piézoélectriques sont généralement des dispositifs robustes, ce qui s'explique par la simplicité de leur structure et par les bonnes propriétés mécaniques des matériaux piézoélectriques. La structure typique de ces jauges est « sandwich » : métal - matériau piézoélectrique - métal. Pour de bonnes performances, il est recommandé d'avoir une capacité importante, permettant de maximiser la quantité de charge récupérée pour une déformation donnée. Les dimensions dans le plan sont généralement imposées par des contraintes spécifiques à l'application considérée (encombrement, homogénéité des contraintes), la valeur de la capacité dépend donc de l'épaisseur du matériau séparant les électrodes. Celle-ci est limitée par la qualité de la couche piézoélectrique en termes d'homogénéité, d'impuretés, etc.

Parmi les matériaux piézoélectriques utilisés dans les microsystèmes, on distingue trois grandes classes : les cristaux piézoélectriques (tels que le quartz ou le niobate de lithium), les piézoélectriques en couche mince (oxyde de zinc, nitrure d'aluminium et PZT) ou encore les polymères piézoélectrique (tels que le PVDF). Plusieurs de ces matériaux présentent simultanément des propriétés pyroélectriques, c'est-à-dire que leur polarisation varie avec la température. C'est notamment le cas des ferroélectriques pour lesquels la dépendance en température peut être un sérieux inconvénient, selon les applications visées. Les conditions de réalisation de couches de matériaux piézoélectriques (température, pression, chimie) ont été assouplies par l'utilisation de composés polymères pouvant être déposés par *screen printing* ou *spin coating* comme le PVDF ou des composé ZnO / polymère... [11, 14].

### II.2.3 Transduction piézorésistive

La transduction piézorésistive (PZR) exploite les propriétés de certains matériaux dont la résistivité varie avec la contrainte appliquée. Historiquement, il s'agit du premier principe de transduction utilisé dans les microsystèmes et il reste le plus largement répandu à ce jour, à tel point que le vocable « strain gauges » employé sans plus de précision renvoie généralement aux jauges piézorésistives.

Les jauges piézorésistives se prêtent bien à la miniaturisation car il est possible d'obtenir des valeurs de résistance importantes à petite échelle. On peut même montrer qu'à proportions fixées, une réduction des dimensions conduit à augmenter la valeur des résistances. L'intégration des jauges est aussi facilitée par la simplicité de l'électronique de conditionnement qui leur est généralement associée telle que le pont de Wheatstone.

Il existe cependant une limite aux avantages de la miniaturisation des jauges piézorésistives. Elle est liée à l'augmentation des densités de courant avec la miniaturisation. En effet, les niveaux de tensions disponibles dans les systèmes intégrés étant standards, à résistance égale, la réduction d'échelle s'accompagne d'une augmentation de la densité de courant. Celle-ci provoque dans des proportions variables un auto-échauffement, source de dérive des caractéristiques des jauges et d'augmentation des niveaux de bruit.

Les matériaux utilisés dans le cadre de dispositifs piézorésistifs sont très nombreux. Historiquement les métaux (or, platine) sont à la base des premières jauges de déformation. Plus tard, la découverte de



la piézorésistivité dans le silicium dopé (monocristallin ou polycristallin) à permis le développement des jauges implantés. Parmi les plus utilisées encore à ce jour, on compte aussi les oxydes métalliques. De nombreux matériaux viennent désormais compléter cette palette, tels que le carbure de silicium [31], le silicium amorphe [28], certains matériaux polymères [21], les matériaux composites tels que les céramiques [24], les pâtes conductrices ou encore les polymères intégrant des dispersions de particules solides [12].

Le comportement des jauges dépend principalement du matériau utilisé et du procédé de réalisation employé. La diversité que permet d'obtenir tous les procédés et matériaux peut être distinguée en trois grands types : les jauges en film mince (dite « foil » ou « thin film »), les jauges en film épais (« thick film ») ou encore les jauges implantées. Dans ce qui suit, nous expliquerons brièvement les spécificités de chaque type et donnerons quelques performances typiques.

### **Jauges piézorésistives en film mince**

L'épaisseur des jauges en film mince est inférieure au micron. Dans une large majorité des cas, ces jauges sont obtenues à partir de films métalliques. Les films minces sont généralement réalisées par des procédés physiques tels que évaporation (cas des métaux) et pulvérisation (cas des oxydes ou nitrures). Le film est ensuite structuré par une gravure ou par une technique « lift-off ». Les jauges métalliques représentant la quasi-totalité des jauges en films minces, elles seules seront discutées ici.

Le principal atout de ce type de jauge réside dans la simplicité de leur procédé de réalisation et sa bonne reproductibilité. De plus, la finesse des couches déposées permet de maintenir les coûts liés à la consommation de matériau à un niveau relativement bas, et ce, même pour des matériaux onéreux tels que les métaux nobles. Ainsi les jauges en film mince sont les jauges piézoresistives les moins chères. Cependant ce type de jauge présente deux principaux inconvénients liés aux propriétés des métaux employés.

Le principal désavantage est la faiblesse du facteur de jauge, généralement de l'ordre de quelques unités [36]. Les métaux ne présentant que de faibles propriétés piézorésistives, il est principalement dû aux variations géométriques des jauges. Le deuxième inconvénient est lié à la grande conductivité des métaux. Pour fonctionner de façon satisfaisante, les résistances composant le pont de Wheatstone ne doivent pas être trop faibles, car une petite différence de leur valeur nominale entraînerait un déséquilibre important du pont. Afin de garantir une résistance suffisante en dépit de la faible résistivité des matériaux, les jauges doivent être très fines, ce qui augmente la densité de courant traversant les jauges, accélérant les mécanismes de dégradation et augmentant les exigences pesant sur l'alimentation.

La ductilité et la finesse de la couche métallique permettent d'atteindre de grandes déformations, seulement limitées par l'adhésion de cette couche métallique à son substrat.

### **Jauges piézorésistives en film épais**

Contrairement aux jauges en film mince qui font principalement intervenir les effets géométriques dans la variation de résistance, les jauges de déformation en film épais font principalement intervenir la variation de résistivité du matériau. Ces films ont des épaisseurs de plusieurs microns. Le terme « couche épaisse » peut désigner des couche réalisées à partir d'un liquide ou d'une pâte (enduction, *spin coating*) ou solide (pulvérisation). La plupart des jauges en film épais étant réalisées à partir de matériaux fluides, nous avons restreint le paragraphe présent à cette catégorie.

Les fluides employés sont en grande majorité des pâtes ou des encres. De façon non exhaustive, ils se composent d'une matrice polymère (liquide pour les encres, fluide pour les pâtes) dans laquelle peuvent être incorporés : des particules d'oxydes métalliques, des nanotubes de carbones, des poudres céramiques. Les propriétés piézorésistives peuvent avoir diverses origines, comme les propriétés intrinsèques du polymère ou l'effet tunnel entre particules conductrices au sein d'une matrice

polymère isolante. Les procédés de réalisation de ces jauges comme l'enduction, le *spin coating* ou encore l'impression par jet sont relativement peu coûteux. Néanmoins, la structuration du matériau est relativement peu précise et la précision de la valeur de la résistance obtenue est moyenne. Combiné aux problématiques de dispersion et d'homogénéité des matériaux, cela rend les caractéristiques de ces jauges difficiles à reproduire, réduisant la résolution maximale accessible.

En revanche, la matrice polymère peut conférer à ces particules une bonne souplesse leur permettant d'atteindre des niveaux de déformation importants [12]. Le principal avantage de ce type de jauge et la grande diversité des matériaux employables et la qualité des facteurs de jauge obtenus, généralement de l'ordre de quelques dizaines. En outre, l'épaisseur de ces jauges offre une section plus importante, contribuant à diminuer la densité de courant qui les traverse.

### **Jauges piézorésistives implantées**

Nous nous limiterons dans ce paragraphe à présenter les jauges en silicium implantées qui constituent la très large majorité de ce type de jauge. Elles sont obtenues par implantation d'ions dans une matrice de silicium, qui peut être poly cristallin ou mono cristallin. Les meilleures performances sont obtenues pour le silicium monocristallin [41].

Ce type de jauge présente des facteurs de jauge de l'ordre de la centaine pour le silicium monocristallin, et quelques dizaines pour le silicium poly cristallin. Leur principal désavantage est la dérive en température de leurs caractéristiques (résistance nominale et sensibilité à la contrainte). Cette dérive est moins importante pour le silicium poly cristallin qui reste ainsi intéressant en dépit de son moindre facteur de jauge [39] (volume 2 p110).

Les jauges implantées sur silicium monocristallin sont réalisées sur un substrat de base relativement coûteux (silicium monocristallin) et quasiment impossible à reporter sur une structure existante. Ceci rend leur procédé de réalisation peu flexible.

Le silicium poly cristallin peut en revanche être déposé sur des structures existantes pour servir de base à des couches piézoresistives. Les conditions de dépôt peuvent être ajustées de façon à être suffisamment peu agressives pour être réalisées sur des supports polymère par exemple.

Il est à noter que si les facteurs de jauge de ce type de jauge sont relativement bons, la déformation à la rupture du silicium poly cristallin et du silicium monocristallin est basse (de l'ordre de 1% [32, 2, 40]). Si l'on ajoute un module d'Young élevé, alors on conclue que ces jauges cassantes sont mieux adaptées à un usage en détection de contrainte qu'en détection de déformation.

## **II.2.4 Capteurs optiques**

Les méthodes optiques pour la mesure de contraintes incluent une grande diversité de dispositifs ayant en commun la transduction entre les domaines optiques et mécaniques appliquée à la mesure de déformations. Par optique intégrée, nous entendons que la propagation de la lumière a lieu à l'intérieur même du système considéré, et que ce système est lui-même de taille réduite.

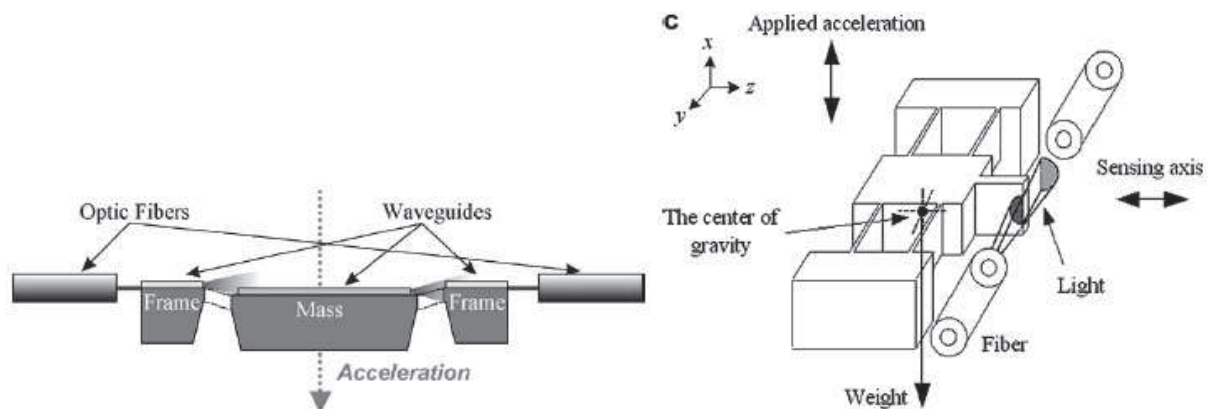
Les principes à la base du fonctionnement des différents dispositifs sont divers. Néanmoins ces dispositifs possèdent en commun une immunité aux perturbations électromagnétiques, et de hautes limites théoriques de résolution [39]. Fibres optiques et cavités sont à la base de ces systèmes et leur confèrent une bonne robustesse. Il est possible de classer les méthodes d'optique intégrée en deux catégories. La première recouvre les méthodes interférométriques telles que les interféromètres de Michelson, cavité de Fabry Perot ou encore les réseaux de Bragg. La seconde recouvre les méthodes basées sur la modulation de l'intensité lumineuse d'un faisceau.



Parmi les méthodes d'interférométrie, le principe de l'interféromètre de Fabry Perot est le plus largement utilisé dans les systèmes intégrés en raison de sa compacité et sa haute résolution. Il se présente sous la forme d'une cavité délimitée par deux miroirs partiellement réfléchissants. Les caractéristiques optiques d'une telle cavité pour une longueur d'onde donnée (transmissivité, réflectivité) dépendent de la distance entre les deux éléments réfléchissants. Ainsi, la connaissance du spectre transmis ou l'intensité transmise renseigne sur la déformation de cette cavité. Ce type d'interféromètre peut être intégré à une fibre optique [34, 10] ou encore être intégré sous une forme plane [33]. Des exemples de réalisations de dispositifs microsystemes recensent des capteurs de pression, de contraintes mais aussi de déformation. Des résolutions en déplacement supérieures à 10 nm ont été démontrées [10].

Un autre principe largement utilisé est le réseau de diffraction de Bragg. Ces réseaux sont des éléments optiques transparents présentant un indice de réfraction périodique. Ces réseaux peuvent se présenter sous forme de guide plane ou dans une fibre optique (souvent désigné sous le terme « Fibre Bragg Grating »). La déformation de la fibre (élongation ou courbure) modifie le pas du réseau, induisant un décalage du spectre transmis ou réfléchi par rapport au spectre du faisceau incident. Ce type de capteur est extrêmement compact. Des résolutions de 1,4 microstrain ont été atteintes [16, 30].

Les méthodes basées sur la modulation d'intensité reposent sur le déplacement d'un élément placé dans le faisceau lumineux sous l'effet de la déformation appliquée. Il peut s'agir d'un élément de transmission ou d'occlusion comme l'illustre la FigureII-5. Les méthodes par modulation d'amplitude sont généralement constituées de structures simples pour des coûts de réalisation modiques et présentent une bonne linéarité [39].



FigureII-5 : Schéma de principe de deux modulateurs d'intensité intégrés à des accéléromètres microsysteme

De tels capteurs ont l'avantage de pouvoir fonctionner avec des sources au spectre étendu. Plusieurs exemples d'accéléromètres illustrent les différentes configurations possibles [29, 22].

Si la sensibilité de ces dispositifs reste très bonne (de l'ordre du microstrain), une comparaison avec les meilleurs capteurs piézorésistifs sur silicium donne l'avantage aux capteurs piézorésistifs en termes de résolution et de linéarité [30]. Si à l'échelle macroscopique, les dispositifs basés sur des méthodes optiques sont les plus précis, de nombreuses difficultés se présentent lorsqu'il s'agit de les miniaturiser. En effet les résolutions atteintes par les différentes techniques de lithographie sont du même ordre de grandeur que les longueurs d'onde utilisées, rendant les dispositifs sensibles aux variations des procédés.

Un autre désavantage est lié à la complexité de ces dispositifs en raison de la complexité de l'interface de la partie optique avec l'électronique de traitement des signaux. Globalement cela compromet fortement la compacité du système complet. La consommation importante des sources lumineuses est un autre important inconvénient. Pour conclure, nous rappellerons que ces dispositifs sont encore en développement, bien qu'avancés [39].

## II.2.5 Capteurs piézo-magnétiques

Les méthodes piézo-magnétiques reposent sur la variation d'un flux magnétique induit sous l'effet d'une déformation mécanique. Pour cela, la déformation mécanique peut modifier la valeur de l'inductance ou encore le flux induit entre deux inductances ou encore l'effet magnéto-élastique, autrement appelé magnétostriction.

Dans le premier cas ce sont les déformations géométriques de l'inductance qui vont modifier sa valeur. Dans le second cas, le flux induit entre les enroulements va être sensible à la distance qui sépare ces enroulements, donc à la déformation. Dans le dernier cas, de façon analogue à ce qui se produit avec l'électrostriction, l'application d'un champ magnétique entraîne la déformation du matériau magnétostrictif. La principale différence réside dans le fait que l'effet magnétostrictif est parfaitement réversible pour tous les matériaux. Ainsi la déformation du matériau magnétique entraîne une variation de sa susceptibilité magnétique. De tels effets sont déjà exploités dans des dispositifs macroscopiques en tant que capteurs, actionneurs, pompes, moteurs linéaires pour développer des forces importantes, ou sonars.

Il existe quelques exemples de dispositifs intégrés pour la détection de contrainte [1]. Ces dispositifs ne sont pas à proprement parler des microsystèmes, car de dimensions millimétriques. En revanche, ils sont à des stades de recherches déjà bien abouties. L'avantage de ces dispositifs est leur très bonne sensibilité sur une large gamme de déformation et de fréquence. Ils présentent en outre l'intéressante possibilité d'une détection sans fil [20]. Malheureusement, ceci est au prix d'une grande sensibilité à l'environnement électromagnétique. Pour l'instant, la surface importante nécessaire à l'obtention de bonnes inductances limite l'intégration de ces capteurs ainsi que l'illustre la Figure II-6.

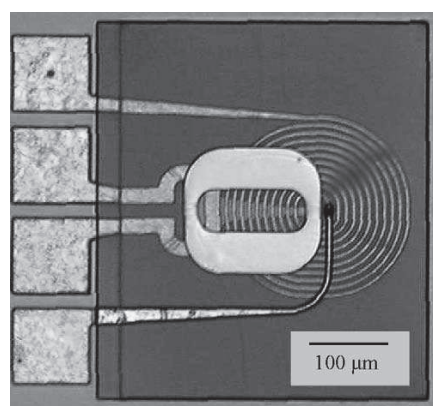


Figure II-6 : Jauge de contrainte piézo-magnétique. On distingue les deux enroulements : primaire et secondaire.

## II.2.6 Capteurs à jonctions tunnel

Les méthodes basées sur l'effet tunnel reposent sur le phénomène prédit par la physique quantique de courant tunnel. Pour deux électrodes séparées par un milieu isolant, cela revient à dire que la probabilité pour qu'un électron passe d'une électrode à l'autre est non nulle. Cet effet s'applique à toute barrière de potentiel associée au trajet d'un électron. Ainsi on peut calculer une « résistance tunnel » associée à cette barrière, dont l'expression est rappelée ci-dessous par l'Expression II-1.

$$R_T \propto \exp(\alpha \cdot w \cdot \Phi_s^{1/2}) \quad \text{II-1}$$

On constate ainsi que la résistance tunnel dépend exponentiellement de la racine de la hauteur de barrière  $\Phi_s$  et de  $w$  la largeur de la barrière tunnel. La formule illustre bien les multiples façons d'utiliser l'effet tunnel pour la mesure de déformations. Dans la partie qui suit, nous présentons un éventail des dispositifs dévolus à la mesure de vibration, illustrant différentes façons de tirer profit de l'effet tunnel. Cet éventail est non-exhaustif et vise à illustrer la diversité des méthodes employées.

La structure « tunnel » la plus simple est constituée de deux électrodes séparées par de l'air ou du vide. La distance entre les deux électrodes dépend de la déformation de la structure sur laquelle reposent les électrodes. Des structures de ce genre ont été utilisées afin de concevoir des accéléromètres [17].

Les jauges en matériaux nanocomposites sont constituées d'une matrice isolante dans laquelle sont dispersées des particules conductrices. Un courant tunnel entre particules conductrices est à l'origine d'un effet piézorésistif pouvant être appliqué à la mesure de déformation. La résistance de l'échantillon dépendant de la distance moyenne entre particules conductrices [12].

Les magnétorésistances à effet tunnel (TMR) et les magnétorésistances géantes (GMR) peuvent elles aussi être utilisées en mesure de déformation. Leur structure de base est constituée d'une couche magnétique de référence stable et d'une couche magnétostrictive, séparées par une couche non-magnétique dans le cas des GMR, ou par une couche isolante dans le cas des TMR. La résistance tunnel de l'empilement varie en fonction de l'orientation relative des couches inférieure et supérieure, donc de la déformation appliquée à la couche magnétostrictive [26].

Il existe un courant tunnel dans les diodes polarisées en inverse. La structure de bande de la jonction polarisée en inverse est modifiée par la déformation mécanique appliquée et la dépendance de la résistivité de la diode en fonction de la déformation appliquée peut être appliquée à la mesure de déformation [8]. Deux jonctions tunnel peuvent être associées en série et constituer ainsi un puits de potentiel. La déformation appliquée va jouer sur la résonance du puits de potentiel constitué. L'avantage de cette structure par rapport à une jonction tunnel simple réside dans une moindre décroissance du courant tunnel avec la déformation appliquée, ce qui permet d'élargir la gamme de déformations accessibles [38].

Les dispositifs reposant sur l'effet tunnel direct présentent une résolution ultime. Son utilisation en capteur de déplacement permet de mesurer les déplacements d'ordre de l'angström [17]. Enfin, le bruit de basse fréquence de ces jauges est élevé en raison de la sensibilité au bruit brownien. Les déplacements dus au bruit brownien des structures mécaniques supportant les jauges devenant du même ordre de grandeur que les déplacements situés dans la gamme de mesure. En revanche, la réalisation de ces jauges est délicate car celles-ci sont extrêmement sensibles aux variations du procédé : une erreur inférieure au micron lors de la lithographie ou la présence de contraintes résiduelles peuvent modifier radicalement le comportement du dispositif. De plus, la gamme des déplacements et de déformation est extrêmement réduite en raison de la forte décroissance du courant tunnel avec la largeur de la barrière.

On recense quelques réalisations technologiques de dispositifs microsystème intégrant des diodes à effet tunnel résonnant pour la mesure de vibrations acoustiques [38]. Nous n'avons trouvé que peu de travaux sur le sujet. En revanche, les jauges TMR et GMR pour la mesure de contrainte sont plus courantes. Les meilleures réalisations font états de facteur de jauge de 30 pour les jauges GMR et 600 pour les jauges TMR pour des gammes de déformations étendues [35]. Les procédés sont compatibles avec les filières CMOS et permettent d'obtenir des jauges compactes et reproductibles.

## II.2.7 Capteurs à structure résonante

Le fonctionnement de cette catégorie de capteurs repose sur la modification des vibrations d'une structure mécanique (structure résonante) ou des vibrations dans un milieu donné sous l'effet d'une déformation appliquée. Afin de distinguer clairement ces dispositifs des capteurs optiques ou des jonctions tunnel résonante, nous rappelons que dans cette partie nous avons limité la notion de « structure résonante » aux structures mécaniques résonantes.

Les structures résonantes utilisées pour la mesure de contrainte dans les technologies microsystème sont généralement des structures relâchées de type poutres et structures interdigitées, ancrées sur le corps d'épreuve [42, 4]. Les structures sont actionnées pour entrer en vibration et un asservissement permet de les placer à leur résonance. Sous l'effet de la contrainte appliquée, un décalage de cette fréquence de résonance va avoir lieu.

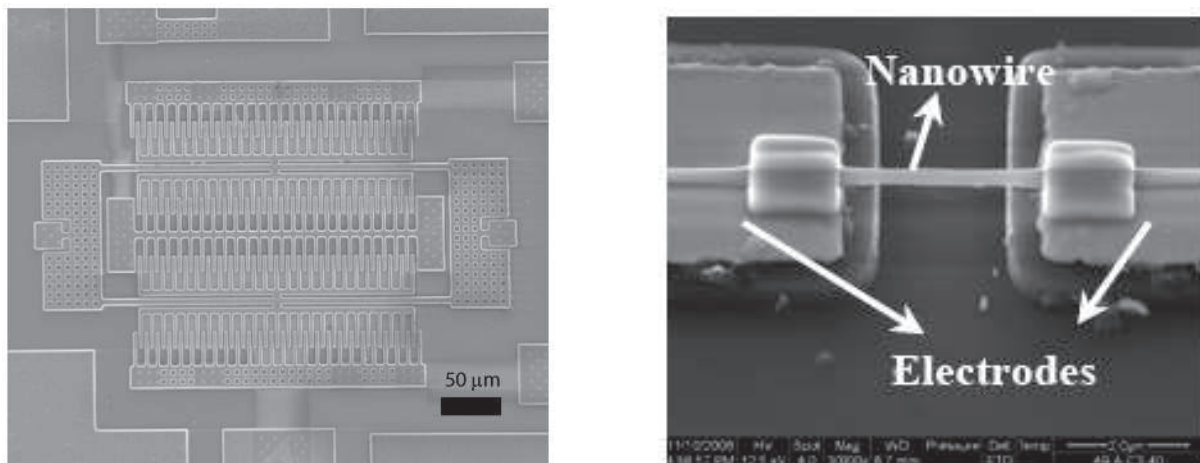


Figure II-7 : Aperçu de deux capteurs de déformation à structure résonante. À gauche un peigne électrostatique et à droite un nanofil d'oxyde de zinc.

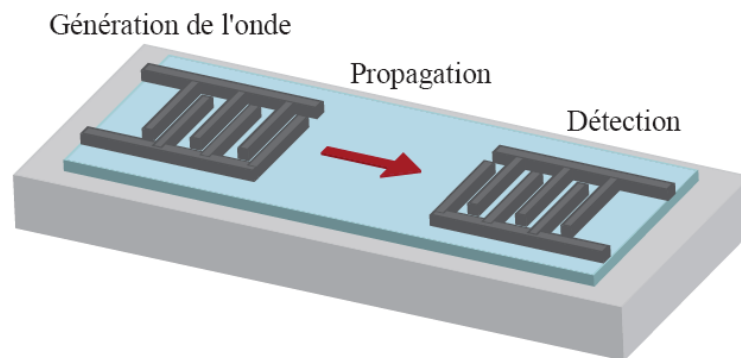
Du fait de l'emplacement de la structure résonante au cœur de la boucle d'asservissement, la mesure peut être directement numérisée, conférant à l'ensemble du capteur une bonne immunité aux bruits. De plus, les fréquences d'opération étant généralement situées dans le domaine des radiofréquences, une détection sans fil reste possible. En choisissant soigneusement les matériaux utilisés, on peut obtenir des capteurs relativement insensibles à la température, tout en conservant une sensibilité de l'ordre d'une fraction de microstrain [4].

Les capteurs de cette catégorie généralement de type poutre ou « double ended tuning fork » sont sensibles à une contrainte uni axiale. Ce type de capteur est particulièrement sensible à ce qui peut affecter le facteur de qualité de la structure, tel que l'amortissement dû à l'air, les poussières qui se déposent sur la structure, ou encore le contact avec tout autre élément. Par conséquent, la qualité du packaging est cruciale pour la robustesse du dispositif et limite les possibilités d'intégration.

## II.2.8 Capteurs à onde acoustique

Un capteur à onde acoustique se compose typiquement d'un élément de génération d'une onde acoustique et d'un élément de détection distant. Les caractéristiques de l'onde acoustique (amplitude, phase, amortissement) sont sensibles aux propriétés du milieu dans lequel elle se propage, et par conséquent aux grandeurs physiques qui peuvent perturber ces propriétés. Selon les besoins, ce milieu de propagation peut être sensible à certains composés chimiques, à la température, la contrainte mécanique... cette diversité confère aux capteurs acoustiques une grande versatilité.

Il en existe de nombreux types, [7] mais les structures de capteurs acoustiques les plus utilisées à ce jour sont les capteurs à ondes acoustique de surface (SAW), et dans une moindre mesure les capteurs à onde acoustique de volume (BAW). La structure d'un SAW représentée dans la *FigureII-8* se compose généralement d'un peigne générant l'onde acoustique, de la surface de propagation et d'un autre peigne, de détection cette fois.



*FigureII-8 : Schéma de la structure typique d'un capteur à onde acoustique de surface*

La déformation du milieu de propagation va modifier une des caractéristiques de l'onde acoustique telles que la vitesse de propagation ou la phase. Les structures SAW peuvent résonner, et les applications exploitant la variation de la valeur de cette fréquence de résonance sont plutôt à classer dans la catégorie des capteurs résonants.

Plusieurs exemples d'utilisation de capteur SAW pour la mesure de contrainte ont été référencés. Ceux-ci utilisent la structure SAW en ligne de délai [27, 6]. Le temps de propagation de l'onde acoustique est directement proportionnel à la distance parcourue, ce qui permet de remonter à la déformation. Les dispositifs les plus performants affichent une bonne résolution de l'ordre de 10microstrains.

Cette résolution est directement dépendante de la distance de propagation, [27] qui doit être d'au moins plusieurs dizaines de fois celle de la longueur d'onde. Les épaisseurs, les propriétés des matériaux utilisés ainsi que les performances de l'électronique associée au capteur limitent la gamme des fréquences acoustiques accessibles. Ainsi les compromis entre la résolution et la compacité imposent aux dispositifs actuels des dimensions de plusieurs millimètres.

Ces capteurs sont complexes du point de vue de leur modélisation, de leurs procédés de réalisation et de l'électronique associée ; de ce fait, la plupart de ces dispositifs sont encore à un stade expérimental. Ce type de capteur présente des potentialités intéressantes, telles que la mesure de déformations selon plusieurs axes simultanément en un même point, ou encore la possibilité d'une lecture sans fil.

## II.3 Bilan

Dans ce qui précède nous avons vu un panorama des différentes solutions de dispositifs intégrés adaptés à la mesure de déformations. Dans cette partie nous mettons en perspective ces différentes possibilités en regard des contraintes spécifiques au capteur que nous concevons. Nous avons résumé ces contraintes aux 7 critères que nous détaillons.

- **La résolution** du capteur devra être importante. En effet, le capteur devra permettre la détection des déplacements des osselets de l'ordre du dixième de microns, auxquels se superposent les tremblements basses fréquences de la main de l'opérateur de l'ordre d'une centaine de microns.
- **Les déformations maximales** à supporter par les jauges devront être importantes en raison des tremblements de la main de l'opérateur et des forces de contact avec les osselets.
- **La linéarité du signal** fourni par les jauges avec la déformation appliquée devra être vérifiée sur une gamme de déformations couvrant 4 ordres de grandeur (rapport de l'amplitude des tremblements de l'opérateur à l'amplitude de vibration des osselets).
- **La fréquence maximale de vibration** que le dispositif retenu permettra de mesurer doit être de l'ordre de 10 kHz afin d'étudier les vibrations des osselets sur toute la gamme audible.
- **La compacité et la capacité d'intégration** des dispositifs doivent être bonnes de façon à pouvoir les intégrer sur la structure mécanique qui servira de support. Ainsi ce n'est pas seulement la taille de la partie sensible qui importe mais celle de l'ensemble incluant la partie sensible, l'électronique de conditionnement et éventuellement l'encapsulation.
- Nous avons enfin ajouté un critère quelque peu subjectif lié à **l'accessibilité des dispositifs** présenté en terme de réalisation au laboratoire TIMA. Nous intégrerons dans ce critère les questions de savoir faire et de moyens technologiques disponibles.

Afin de comparer facilement les performances des dispositifs retenus, nous les avons représentés sous forme d'un tableau pour lequel nous avons adopté une échelle de 5 niveaux explicité dans le Tableau II-1. La notation adoptée est volontairement souple afin de refléter les disparités existant au sein d'une même catégorie de dispositifs.

--	Ne peut en aucun cas satisfaire au critère
-	Mal adapté
0	A la rigueur
+	Bien adapté
++	Excellentes performances
x	Informations non disponibles

*Tableau II-1 : Récapitulatif du système de notation employé*

Nous avons présenté l'évaluation des différentes catégories de dispositif dans le tableau Tableau II-2.



		<b>Linéarité</b>	<b>Résolution</b>	<b>Déformation maximale</b>	<b>Fréquence maximale accessible</b>	<b>Compacité</b>	<b>Accessibilité</b>
	<b>Capacitif</b>	+	+	+	+	+	+
	<b>Piézoélectrique</b>	++	+	++	++	+	+
<b>Piézorésistif</b>	<b>Films minces</b>	+	0	+	+	++	+
	<b>Films épais</b>	+	0	+	+	+	+
	<b>Implanté</b>	+	+	0	+	++	+
	<b>Optique</b>	+	++	0	0	-	-
	<b>Piézomagnétique</b>	+	+	0	x	0	--
	<b>Effet tunnel</b>	-	++	--	+	+	0
	<b>Structure résonnante</b>	+	+	-	-	0	0
	<b>Ondes acoustiques</b>	+	+	+	-	0	0

*Tableau II-2 : Comparatif des différents types de dispositifs microsysteme employés pour la mesure de déformations.*

Les dispositifs reposant sur l'effet tunnel peuvent être écartés car sont restreints à des déformations de faible amplitude. La décroissance rapide du courant tunnel avec la distance séparant les électrodes condamne l'utilisation de ces dispositifs dans notre cas pour lequel des déformations quasi-statiques de grande amplitude sont superposées aux petites déformations dynamiques à mesurer.

Les dispositifs à structures résonnantes sont aussi eux limités du point de vue de l'amplitude de déformation, mais dans une moindre mesure. On leur compte d'autres inconvénients parmi lesquels la nécessité d'une encapsulation liée à la présence des structures vibrantes, ce qui limite la capacité d'intégration des ces dispositifs.

Il n'y a pas au laboratoire TIMA de travaux spécifiquement dédiés aux transducteurs piézomagnétiques ou aux systèmes d'optique intégrée. En revanche, le laboratoire fait état de compétences poussées et de partenariats actifs en matière de dispositifs capacitifs, piézoélectriques et piézorésistifs. Ces travaux ont conduit à la modélisation et à la réalisation de dispositifs opérationnels tels que des microphones piézorésistifs et capacitifs, des récupérateurs d'énergie piézoélectrique ou encore des capteurs SAW. L'encombrement des capteurs SAW étant important, notre choix s'est focalisé sur les dispositifs plus compacts que sont les capteurs piézoélectriques, piézorésistifs et capacitifs.

Nous avons écarté les piézorésistances implantées en raison des propriétés mécaniques des substrats sur lesquels elles sont habituellement réalisées. En effet, les siliciums poly et monocristallin sont trop rigides et cassants pour supporter les grandes déformations appliquées. Nous avons aussi écarté les

jauges en film mince en raison de leur faible résolution et de leur vulnérabilité au bruit. Les jauges en film épais sont généralement constituées de pâtes ou d'encre dont les propriétés sont peu reproductibles. Nous avons par conséquent écarté ce type de dispositifs.

La structure planaire des dispositifs capacitifs et piézoélectriques est intéressante car compacte et robuste. Si les céramiques et les oxydes sont les matériaux les plus utilisés pour cette catégorie de capteurs les polymères y sont aussi intéressants à plus d'un titre. Ceux-ci présentent un module d'Young plus faible que les oxydes et les céramiques permettant un bon transfert des déformations : fixés sur un corps déformable, ils ne constituent aucun « point dur » du fait de leur faible rigidité. Par conséquent l'utilisation de ces matériaux est à même de conférer aux jauges de déformation capacitives la souplesse requise par notre application.

Les polymères électroactifs sont des matériaux présentant un couplage important entre les domaines électriques et mécaniques. Ces polymères sont classés en 2 familles : la famille électronique dont les propriétés sont activées par un champ électrique extérieur ; et la famille ionique dont les propriétés sont basées sur la diffusion d'ions ou de molécules au sein du matériau [15]. Dans le cadre de l'application à la mesure de déformation, nous nous intéressons à la première famille. Celle-ci contient notamment :

- **Les électrets** présentant une polarisation électrique quasiment permanente après avoir été exposés à un fort champ électrique. Ils sont l'équivalent électrique des aimants permanents.
- **Les diélectriques** présentant une polarisation induite lorsque soumis à un champ électrique. Cette propriété se traduit par une augmentation de la permittivité du matériau due à sa polarisabilité.
- **Les ferroélectriques** présentent des propriétés piézoélectriques et électrostrictives en raison de moments dipolaires permanents à l'échelle de la microstructure du matériau.

Certains matériaux tel que le copolymère PVDF-TrFE semi cristallin présentent des propriétés électrostrictives ou piézoélectriques selon qu'il ait été polarisé ou non. Notons que la structure de l'électronique de détection capacitive et piézoélectrique sont relativement similaires (amplificateurs de charge ou de tension). Ainsi la structure planaire intégrant un polymère électroactif semble être la meilleure réponse à nos spécifications car elle est robuste et adaptable : selon le matériau utilisé, les jauges planaires peuvent être capacitives ou piézoélectriques. La mise au point du matériau polymère et l'optimisation de ses propriétés seront déterminantes pour les performances des jauges. C'est dans ce cadre qu'un partenariat a été engagé avec le département P2M de l'Institut Jean Lamour de Nancy. Nous reviendrons sur ce point dans le chapitre V présentant les réalisations technologiques.



## Références

- [1] A. Ben Amor, T. Budde, and H.H. Gatzert. A magnetoelastic microtransformer-based microstrain gauge. *Sensors and Actuators A: Physical*, 129(1-2):41 – 44, 2006. EMSA 2004 - Selected Papers from the 5th European Magnetic Sensors & Actuators Conference - EMSA 2004, Cardiff, UK, 4-6 July 2004.
- [2] T. Ando, K. Sato, M. Shikida, T. Yoshioka, Y. Yoshikawa, and T. Kawabata. Orientation-dependent fracture strain in single-crystal silicon beams under uniaxial tensile conditions. In *Micromechatronics and Human Science, 1997. Proceedings of the 1997 International Symposium on*, pages 55 –60, 1997.
- [3] A. Arshak, K. Arshak, D. Morris, O. Korostynska, and E. Jafer. Investigation of tio2 thick film capacitors for use as strain gauge sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 122(2):242 – 249, 2005.
- [4] R.G. Azevedo, D.G. Jones, A.V. Jog, B. Jamshidi, D.R. Myers, L. Chen, X.A. Fu, M. Mehregany, M.B.J. Wijesundara, and A.P. Pisano. A sic mems resonant strain sensor for harsh environment applications. *Sensors Journal, IEEE*, 7(4):568 –576, 2007.
- [5] D.J. Bell, T.J. Lu, N.A. Fleck, and S.M. Spearing. MemS actuators and sensors: observations on their performance and selection for purpose. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 15(7):S153, 2005.
- [6] B. Donohoe, D. Geraghty, and G.E. O'Donnell. Wireless calibration of a surface acoustic wave resonator as a strain sensor. *Sensors Journal, IEEE*, 11(4):1026 –1032, 2011.
- [7] V. Ferrari and R. Lucklum. *Piezoelectric Transducers and Applications*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008. Chap. 2: Overview of Acoustic-Wave Microsensors.
- [8] A.P. Friedrich, P.A. Besse, E. Fullin, and R.S. Popovic. Lateral backward diodes as strain sensors. In *Electron Devices Meeting, 1995., International*, pages 597 –600, December 1995.
- [9] P.R. Gray, P.J. Hurst, S.H. Lewis, and R.G. Meyer. *Analysis and design of analog integrated circuits*. Number 759-760. John Wiley and Sons, INC., 2000. Fourth edition.
- [10] G.C. Hill, R. Melamud, F.E. Declercq, A.A. Davenport, I.H. Chan, P.G. Hartwell, and B.L. Pruitt. Su-8 mems fabry-perot pressure sensor. *Sensors and Actuators A: Physical*, 138(1):52 – 62, 2007.
- [11] C.C. Hindrichsen, E.V. Thomsen, R. Lou-Moller, and T. Bove. MemS accelerometer with screen printed piezoelectric thick film. In *Sensors, 2006. 5th IEEE Conference on*, pages 1477 –1480, 2006.
- [12] N. Hu, Y. Karube, C. Yan, Z. Masuda, and H. Fukunaga. Tunneling effect in a polymer/carbon nanotube nanocomposite strain sensor. *Acta Materialia*, 56(13):2929 – 2936, 2008.
- [13] D Isarakorn, M Linder, D Briand, and N F de Rooij. Evaluation of static measurement in piezoelectric cantilever sensors using a charge integration technique for chemical and biological detection. *Measurement Science and Technology*, 21(7):075801, 2010.
- [14] L. Kenneth J. and C. Donghee. Zinc oxide nanoparticle-polymeric thin films for dynamic strain sensing. *Journal of materials science*, 46(1):228–237, 2011.

- [15] C. Jean-Mistral. *Récupération d'énergie mécanique par polymères électroactifs pour microsystèmes autonomes communicants*. PhD thesis, Université Joseph Fourier Grenoble I, 2008.
- [16] J.J. Lee, J.S. Heo, J.H. Cheung. Flexible force sensors using fiber bragg grating. *Key Engineering Materials (Volumes 326 - 328)*, Experimental Mechanics in Nano and Biotechnology:Pages 1343–1346, Decembrer 2006.
- [17] T.W. Kenny, W.J. Kaiser, H.K. Rockstad, J.K. Reynolds, J.A. Podosek, and E.C. Vote. Wide-bandwidth electromechanical actuators for tunneling displacement transducers. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 3(3):97–104, September 1994.
- [18] W.H. Ko, D.J. Young, J. Guo, M. Suster, H.I. Kuo, and N. Chaimanonart. A high-performance mems capacitive strain sensing system. *Sensors and Actuators A: Physical*, 133(2):272 – 277, 2007. Selected Papers from the 9th International Conference on Materials for Advanced Technologies - ICMAT 2005 SI, Selected Papers from the 9th International Conference on Materials for Advanced Technologies.
- [19] S. Kon and R. Horowitz. A high-resolution mems piezoelectric strain sensor for structural vibration detection. *Sensors Journal, IEEE*, 8(12):2027–2035, 2008.
- [20] D. Kouzoudis and D.E. Mouzakis. A 2826 mb metglas ribbon as a strain sensor for remote and dynamic mechanical measurements. *Sensors and Actuators A: Physical*, 127(2):355 – 359, 2006. MEMS 2005 Special Issue - Special Issue of the Micromechanics Section of Sensors and Actuators (SAMM), based on contributions revised from the technical digest of the IEEE 18th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS-2005).
- [21] G. Latessa, F. Brunetti, A. Reale, G. Saggio, and A. Di Carlo. Piezoresistive behaviour of flexible pedot:pss based sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 139(2):304 – 309, 2009.
- [22] S. J. Lee and D.-W. Cho. Development of a micro-opto-mechanical accelerometer based on intensity modulation. *Microsystem Technologies*, 10:147–154, 2004. 10.1007/s00542-003-0324-9.
- [23] W. Q. Liu, Z. H. Feng, R. B. Liu, and J. Zhang. The influence of preamplifiers on the piezoelectric sensor's dynamic property. *Review of Scientific Instruments*, 78(12):125107–125107-4, December 2007.
- [24] Y. Ma, J. Chen, and M. Li. Bi<sub>2</sub>ru<sub>2</sub>o<sub>7</sub> conductive phase and its effects on the gauge factor of ru<sub>2</sub>-based thick-film resistors. In *Information Acquisition, 2006 IEEE International Conference on*, pages 245–248, 2006.
- [25] R. Matsuzaki, T. Keating, A. Todoroki, and N. Hiraoka. Rubber-based strain sensor fabricated using photolithography for intelligent tires. *Sensors and Actuators A: Physical*, 148(1):1 – 9, 2008.
- [26] D. Meyners, T. von Hofe, M. Vieth, M. Ruhrig, S. Schmitt, and E. Quandt. Pressure sensor based on magnetic tunnel junctions. *Journal of Applied Physics*, 105(7):07C914–07C914-3, April 2009.
- [27] T. Nomura, K. Kawasaki, and A. Saitoh. Wireless passive strain sensor based on surface acoustic wave devices. *Sensors & Transducers Journal*, 90 Special Issue:61–71, April 2008.
- [28] E. Peiner, A. Tibrewala, R. Bandorf, S. Biehl, H. Lüthje, and L. Doering. Micro force sensor with piezoresistive amorphous carbon strain gauge. *Sensors and Actuators A: Physical*, 130-131:75 – 82, 2006. Selected Papers from TRANSDUCERS '05 - The 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems - Seoul, Korea, 5-9 June 2005.

- [29] J.A. Plaza, A. Llobera, C. Dominguez, J. Esteve, I. Salinas, J. Garcia, and J. Berganzo. Besoi-based integrated optical silicon accelerometer. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 13(2):355 – 364, 2004.
- [30] J. Rausch, P. Heinickel, R. Werthschuetzky, B. Koegel, K. Zogal, and P. Meissner. Experimental comparison of piezoresistive mems and fiber bragg grating strain sensors. In *Sensors, 2009 IEEE*, pages 1329 –1333, 2009.
- [31] J.S. Shor, L. Bemis, and A.D. Kurtz. Characterization of monolithic n-type 6h-sic piezoresistive sensing elements. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, 41(5):661 –665, May 1994.
- [32] Y.C. Tai and R.S. Muller. Fracture strain of lpcvd polysilicon. In *Solid-State Sensor and Actuator Workshop, 1988. Technical Digest., IEEE*, pages 88 –91, June 1988.
- [33] F.-G. Tseng and C.-J. Lin. Polymer mems-based fabry-perot shear stress sensor. *Sensors Journal, IEEE*, 3(6):812 – 817, 2003.
- [34] Y. Uno and K. Nakamura. Fabrication and performance of a fiber optic micro-probe for megahertz ultrasonic field measurements. Website of the Optoelectronics Laboratory of Saitama University, August 1998. Precision and Intelligence Laboratory, Tokyo Institute of Technology.
- [35] S.A. Wilson, R.P.J. Jourdain, Q. Zhang, R.A. Dorey, C.R. Bowen, M. Willander, Q. Ul Wahab, S.M. Al-hilli, O. Nur, E. Quandt, C. Johansson, E. Pagounis, M. Kohl, J. Matovic, B. Samel, W. van der Wijngaart, E.W.H. Jager, D. Carlsson, Z. Djinic, M. Wegener, C. Moldovan, R. Iosub, E. Abad, M. Wendlandt, C. Rusu, and K. Persson. New materials for micro-scale sensors and actuators: An engineering review. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 56(1-6):1 – 129, 2007.
- [36] J.D. Wrbanek, G.C. Fralick, and G.W. Hunter. Thin film ceramic strain sensor development for harsh environments. Interim Report on Identification of Candidate Thin Film Ceramic to Test for Viability for Static Strain Sensor Development, December 2006. National Aeronautics and Space Administration, Glenn Research Center, Cleveland, Ohio 44135.
- [37] H. Xie and G.K. Fedder. A cmos z-axis capacitive accelerometer with comb-finger sensing. In *Micro Electro Mechanical Systems, 2000. MEMS 2000. The Thirteenth Annual International Conference on*, pages 496 –501, January 2000.
- [38] C. Xue, Z. Tong, B. Zhang, and W. Zhang. A novel vector hydrophone based on the piezoresistive effect of resonant tunneling diode. *Sensors Journal, IEEE*, 8(4):401 –402, 2008.
- [39] Hans Zappe (editors in chief) Yagesh B. Gianchandani, Osamu Tabata. *Comprehensive Microsystems*. Elsevier Science & Technology, 2007. ISBN: 978-0-444-52190-3.
- [40] T. Yoshioka, M. Yamasaki, M. Shikida, and K. Sato. Tensile testing of thin-film materials on a silicon chip. In *Micro Machine and Human Science, 1996., Proceedings of the Seventh International Symposium*, pages 111 –117, October 1996.
- [41] X. Yu, J. Thaysen, O. Hansen, and A. Boisen. Optimization of sensitivity and noise in piezoresistive cantilevers. *Journal of Applied Physics*, 92(10):6296 –6301, November 2002.
- [42] R. Zhu, G. Zhang, and G. Chen. A novel resonant accelerometer based on nanoelectromechanical oscillator. In *Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2010 IEEE 23rd International Conference on*, pages 440 –443, 2010.

# Chapitre III Modélisation mécanique

Dans l'état de l'art des dispositifs intégrés destinés à la mesure de déformation présenté dans le Chapitre II, nous avons posé comme critère de sélection que l'influence des jauges sur le comportement de la structure mécanique du capteur soit négligeable. Ce critère nous permet maintenant de découpler la conception de la structure mécanique de celle des jauges de déformation. Dans ce chapitre nous présentons la méthode employée pour modéliser le comportement mécanique du capteur.

Celui-ci se s'articule en trois parties. Dans la première, nous commencerons par une présentation générale de la structure mécanique figurant le capteur et définirons les paramètres à modéliser. Dans la seconde partie, nous présenterons une méthode d'élaboration d'un modèle de la déformée statique du capteur. Dans la troisième partie nous présenterons l'extension des résultats statiques au comportement en régime harmonique. Nous concluons quant à la pertinence du modèle à représenter le comportement mécanique du capteur dans les conditions d'utilisation propres à l'oreille moyenne.

## III.1 Structure du capteur et objectifs du travail de modélisation

Le concept à l'origine du capteur est l'idée d'une sorte de poil ou de cil vibratile souple, ne perturbant pas les objets au contact desquels il est placé et qui n'en demeure pas moins extrêmement sensible. Une forme allongée permettra de le placer précisément au contact des osselets dans la géométrie complexe de l'oreille moyenne. Le chirurgien devra pouvoir obtenir une information sur l'amplitude de vibration des osselets quelque soit l'angle d'accès dont il dispose. Or nous savons que le mouvement de ces derniers n'est pas purement un mouvement rectiligne de piston mais un mouvement elliptique fonction de la fréquence [9]. Nous considérons donc important que la structure du capteur présente une symétrie de révolution autour de son axe longitudinal, afin que les propriétés mécaniques du capteur soient les plus isotropes possibles, à minima dans le plan de vibration des osselets. Nous remarquons que la forme cylindrique allongée d'un cil est tout à fait en accord avec ces considérations.

Si une forme cylindrique présente les avantages décrits précédemment, n'étant pas plane, elle complique en revanche l'intégration de jauge à sa surface. En effet la grande majorité des procédés utilisés en microtechnique tels que lithographie, dépôts, enduction centrifuge (*spin coating*) ... sont mal adaptés à des support non plans. De plus, la forme allongée du cylindre limite la surface disponible pour les jauges et par conséquent le signal que nous pouvons en obtenir. Nous pallions à ces inconvénients en plaçant la partie cylindrique décrite auparavant au centre d'une base circulaire souple. Nous escomptons ainsi augmenter la surface déformée sous l'effet de la vibration des osselets tout en facilitant l'intégration des jauges. Nous désignerons par « picot » la partie cylindrique de la structure représentée dans la Figure III-1 et par membrane sa base circulaire.

Dans le cadre de l'utilisation du capteur, l'extrémité libre du picot est placée au contact de l'objet vibrant à caractériser et la membrane est encastrée à son périmètre. Le comportement mécanique de la structure doit alors vérifier quatre contraintes :

- **Linéarité** : Le signal délivré par le capteur ne peut être une image fidèle du déplacement des osselets qu'à la condition que le rapport entre le déplacement à l'extrémité du picot et les déformations de la base soit constant sur la plage d'utilisation que nous aurons définie.

- **Faible influence** : Le fait de placer le capteur au contact des osselets ne doit pas perturber leur vibration, en diminuant excessivement l'amplitude de vibration des osselets ou en entrant en résonance avec eux par exemple. L'impédance mécanique du capteur doit être définie en conséquence.
- **Robustesse mécanique** : Le capteur doit pouvoir être tenu à la main par le chirurgien, et donc résister aux forces d'appui appliquées et aux tremblements qui l'animent. Les déformations de la structure doivent par conséquent être maintenues sous le seuil de rupture des matériaux employés.
- **Sensibilité** : Le capteur doit retourner un signal suffisamment élevé pour pouvoir être détecté. La déformation de la membrane dont le signal est l'image donnée par les jauges doit donc être maintenue supérieure à un seuil de détection.

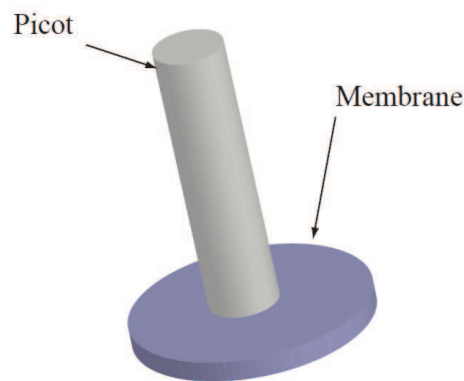


Figure III-1 : Géométrie de la structure mécanique du capteur.

A ce stade, nous comprenons bien que certaines exigences sont contradictoires : maximiser le signal revient à maximiser les déformations de la membrane, tandis que la garantie de l'intégrité de la structure consiste à conserver ces déformations à un niveau relativement bas. De la même façon, l'extension de la gamme de linéarité du capteur obtenue en augmentant la valeur de la première fréquence de résonance peut s'obtenir en rigidifiant la structure du capteur, ce qui est contradictoire avec la volonté de conserver une grande souplesse de façon à minimiser l'influence du capteur. L'objectif de ce chapitre est de relier les dimensions et les propriétés des matériaux de la structure avec son impédance mécanique, sa fréquence de résonance et ses déformations afin de pouvoir par la suite formuler les compromis conduisant à un optimum du comportement mécanique.

### III.2 Modélisation du comportement statique du capteur

Nous présentons dans cette partie la méthode employée pour déterminer l'expression de la déformée statique du capteur. Dans une première partie nous présentons les conventions adoptées pour décrire la structure du capteur. Dans un second temps nous déterminerons l'expression de la déformée du picot. Par la suite, nous poserons les éléments de théorie des plaques minces permettant d'obtenir une expression exacte de la déformée de la membrane. La complexité de l'expression exacte sera discutée de façon à introduire un modèle éléments finis<sup>1</sup> de la structure sur lequel nous nous appuyerons pour

<sup>1</sup> Nous désignerons le modèle aux éléments finis par « FEM » (pour *finite elements model* en anglais)

déterminer une expression approchée de la déformée de la membrane. Cette expression sera utilisée pour calculer la compliance et la déformation maximale statique de la membrane.

### III.2.1 Conventions adoptées

Nous prendrons comme équivalent statique de la sollicitation des osselets l'application d'une force de norme  $F$ , appliquée au sommet du picot et dirigée parallèlement au plan de la membrane. Nous définissons un repère cylindrique conformément à la Figure III-2 ci-dessous.

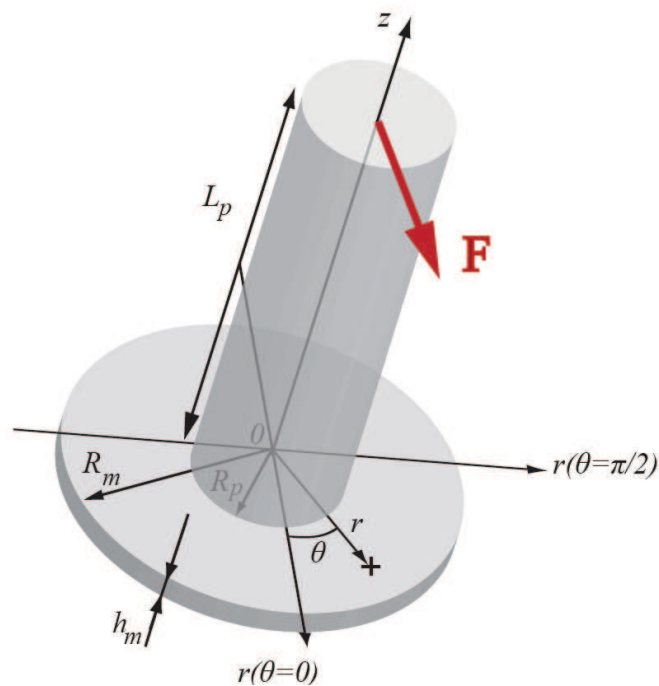


Figure III-2 : Repère adopté pour la modélisation de la structure. La force appliquée est orientée selon la direction angulaire  $\theta=0$ .

Sous l'effet de la force, le picot fléchit et la membrane se déforme de telle sorte que le picot s'incline sur sa base. En vertu du théorème de superposition, la déformée du capteur est la résultante de ces deux effets comme l'illustre la Figure III-3 ci-dessous.

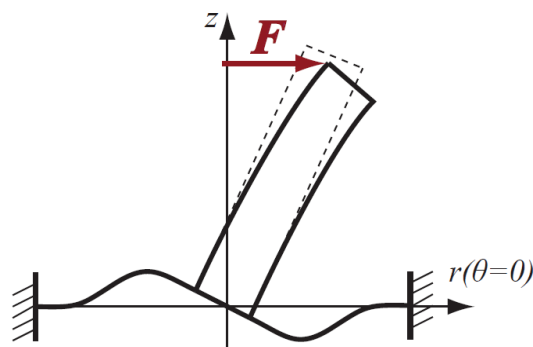


Figure III-3 : Composition des déformations du capteur.



Dans ce qui suit, nous considérons que les propriétés des matériaux composant la structure du capteur sont isotropes et qu'ils ne sont sollicités que dans leur régime de comportement élastique. La déformée de la structure est étudiée comme la somme de la flexion du picot encastré au centre d'une membrane rigide d'une part, et d'une membrane surmonté d'un picot rigide soumise à une force appliquée à son extrémité d'autre part.

### III.2.2 Expression de la déformée statique du picot

Le picot est étudié comme un cylindre encastré à sa base et soumis à une force appliquée à son sommet, perpendiculairement à son axe principal. Les conventions adoptées sont représentées dans le schéma de la Figure III-4 ci-dessous.

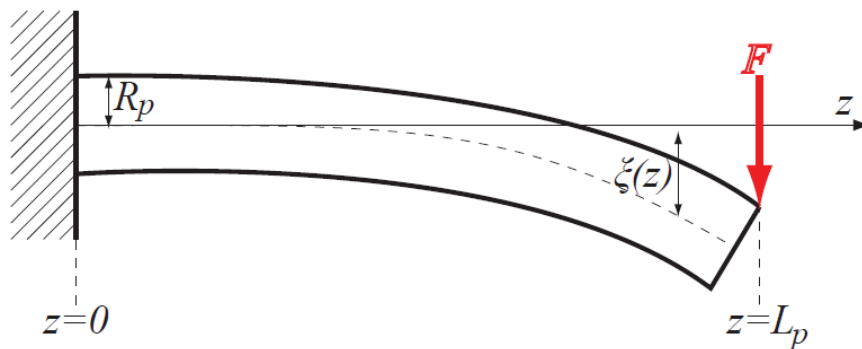


Figure III-4 : Vue schématique du picot déformé par la force appliquée à son sommet.

Nous supposons que le picot peut être assimilé à une poutre, les dimensions de la section du picot étant petits devant sa longueur. La poutre est étudiée en régime de petites déformations (déplacements petits devant les dimensions de la poutre). Enfin nous négligerons l'effet du cisaillement revenant à dire que les sections droites de la poutre restent perpendiculaires à la fibre neutre une fois celle-ci déformée (modèle de Navier-Bernoulli).

Soit les dimensions  $L_p$  et  $R_p$ , respectivement, la longueur et le diamètre du picot. Nous définissons  $E_p$ ,  $\rho_p$  et  $\nu_p$  respectivement module d'Young, masse volumique et coefficient de Poisson du matériau constituant le picot. En conséquence des hypothèses précédemment exposées, la déformée du picot est correctement décrite par le modèle de Bernoulli [3]. Celui-ci lie la dérivée seconde du déplacement vertical  $\xi(z)$  de la section d'abscisse  $z$  avec  $M_f(z)$  le moment fléchissant conformément à l'Equation III-1 ci-dessous :

$$\frac{\partial^2 \xi}{\partial z^2} = - \frac{M_f(z)}{E_p I_p} \quad \text{III-1}$$

Avec  $I_p$  le moment quadratique de la section et  $M_f$  le moment fléchissant, effet de la force  $F$  sur la section d'abscisse  $z$ . Nous rappelons ci-dessous les expressions du moment fléchissant et du moment quadratique :

$$M_f(z) = F(L_p - z) \quad \text{III-2}$$

$$I_p = \frac{\pi R_p^4}{4} \quad \text{III-3}$$



En intégrant l'Equation III-1 par deux fois nous obtenons l'expression de la déformée  $\xi(z)$  du picot indiquée ci dessous :

$$\xi(z) = \frac{4F}{\pi E_p R_p^4} \left( \frac{z^3}{6} - \frac{L_p^2}{2} z \right) + k_1 z + k_2 \quad \text{III-4}$$

Avec  $k_1$  et  $k_2$  des constantes que les conditions aux limites permettent de déterminer. La poutre étant encastrée à l'origine, le déplacement et la pente à l'origine sont nuls. Ceci nous permet d'écrire l'expression de la déformée du picot ci-dessous :

$$\xi(z) = \frac{2F}{\pi E_p R_p^4} \left( \frac{z^3}{3} - L_p^2 z \right) \quad \text{III-5}$$

### III.2.3 Expression de la déformée statique de la membrane

Dans cette partie, nous nous intéressons à l'effet sur la membrane de l'application de la force au sommet du picot, pour cela le picot est considéré parfaitement rigide. Il est possible d'imaginer deux régimes de déformation distincts illustrés par la Figure III-5.

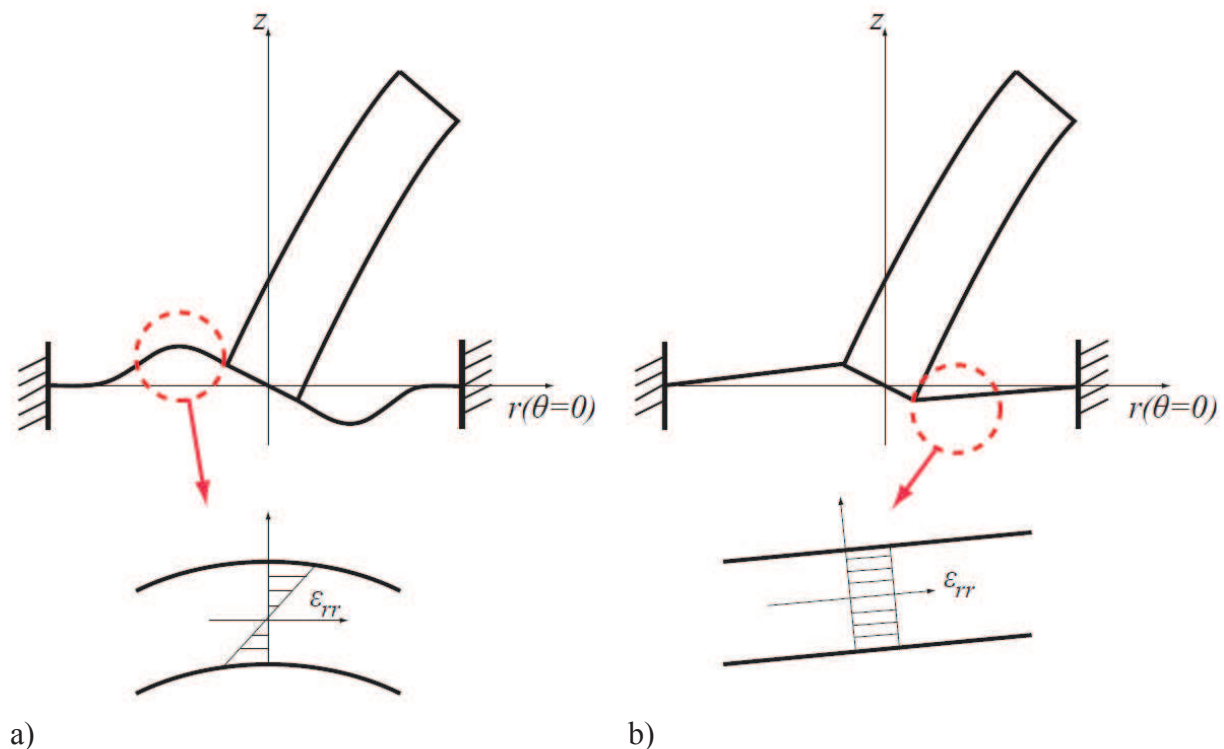


Figure III-5 : Déformées de la base sur laquelle repose le picot et déformations radiales dans son épaisseur : Modèle de Kirchhoff d'une plaque (a), modèle d'une membrane (b).

Nous supposons qu'en l'absence d'effort appliqué, la membrane est initialement plane et non contrainte, non déformée. Nous considérerons un régime de déformation dans lequel les déplacements hors plan de la membrane sont petits devant ses autres dimensions. Selon ces hypothèses, la déformée de la membrane peut être décrite par la théorie des plaques minces (figure de gauche). Nous

reconnaissons que l'appellation « membrane » pour désigner la structure sur laquelle repose le picot peut induire quelques confusions. Elle est à entendre au sens courant du terme, bien qu'inexacte au sens de la théorie mécanique sur laquelle nous nous appuyons dans cette partie. Nous l'avons conservé car la trouvons plus explicite que le mot « plaque ». L'observation attentive de la Figure III-5 permet de se convaincre que la transition d'un régime de déformation de type plaque à un régime de déformation de type membrane, s'opère lorsque l'on augmente la tension de la plaque au repos. La membrane est constituée d'une couche déposée sur un substrat rigide et dont le motif est définie par gravure en face arrière du substrat (Figure III-6).

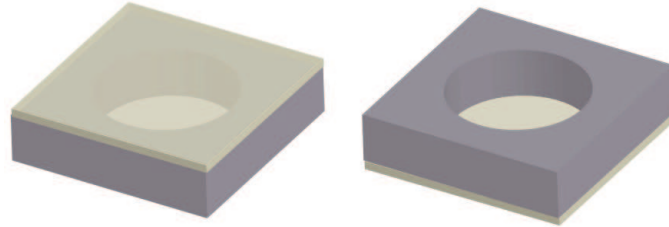


Figure III-6 : Définition du motif de la membrane. La couche de couleur claire qui constitue la membrane est libérée par une gravure du substrat plus rigide situé en dessous et représenté ici par une couleur plus foncée.

En vertu des hypothèses réalisées précédemment, notre « membrane » est bien décrite par la théorie des plaques minces et nous utiliserons pour calculer sa déformée un modèle de Kirchhoff. Celui-ci suppose que les sections normales au feuillet moyen restent normales lors de la déformation ce qui revient à négliger l'effet du cisaillement dans l'épaisseur et suppose en outre une variation linéaire des déformations dans l'épaisseur de la plaque. Ces hypothèses sont confrontées avec les résultats du modèle numérique plus loin.

Nous supposons que la portion de la membrane située sous le picot ne se déforme pas, ainsi la situation modélisée est celle d'une plaque mince annulaire déformée sous l'effet d'un moment appliqué sur un disque rigide placé en son centre. L'application de la force à l'extrémité du picot se traduit par une rotation de la partie rigide. Nous ferons l'hypothèse que ce basculement est tel que le déplacement du centre de la base est nul, comme l'illustre la Figure III-7.

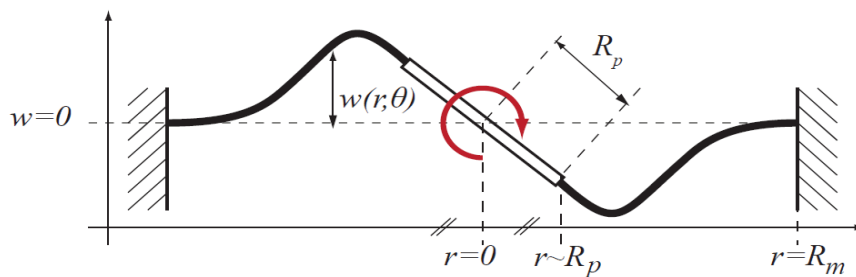


Figure III-7 : Schéma de la déformée de la plaque, vu selon une coupe dans le plan défini par la direction de la force appliquée et l'axe principal du picot.

L'expression du déplacement vertical  $w$  en tout point d'une plaque mince circulaire est donnée par l'Equation III-6 ci-dessous [2] :

$$\left( \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2}{\partial \theta^2} \right) \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \right) = \frac{-p(r, \theta)}{D_m} \quad \text{III-6}$$

Avec  $p(r, \theta)$  la densité de charge, la force surfacique normale au plan de la plaque et  $D_m$ , la rigidité en flexion de la plaque dont l'expression en fonction de  $h_m$ ,  $E_m$  et  $\nu_m$ , respectivement, l'épaisseur, le module d'Young et le coefficient de Poisson est donnée par l'Equation III-7 ci dessous :

$$D_m = \frac{E_m h_m^3}{12(1 - \nu_m^2)} \quad \text{III-7}$$

Il est possible de montrer que l'Equation III-6 admet des solutions à variables séparées, par conséquent le déplacement  $w$  est donné comme le produit d'une fonction angulaire et d'une fonction radiale. En choisissant l'origine de  $\theta$  dans la direction de la force appliquée, l'inclinaison de la portion rigide au centre de la membrane est telle que le déplacement à son périmètre est proportionnel à  $\cos(\theta)$ . En vertu du principe de Curie, les éléments de symétrie des causes se retrouvent dans les effets, ainsi l'hypothèse est faite que l'expression du déplacement est de la forme :

$$w(r, \theta) = W(r) \cos(\theta) \quad \text{III-8}$$

Ainsi, l'équation à résoudre pour déterminer la partie radiale de la déformée de la membrane se ramène à :

$$\frac{\partial^4 W}{\partial r^4} + \frac{2}{r} \frac{\partial^3 W}{\partial r^3} - \frac{3}{r^2} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} + \frac{3}{r^3} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{3W}{r^4} = \frac{p(r)}{D_m} \quad \text{III-9}$$

La plaque est soumise à un moment exercé sur un disque rigide, dans un tel cas, il a été montré que la distribution de charge équivalente est nulle [8]. La partie radiale de la déformée de la membrane est alors la solution homogène de l'Equation III-6.

$$W(r) = k_1 r + \frac{k_2}{r} + k_3 r^3 + k_4 r \ln r \quad \text{III-10}$$

Avec  $k_1$ ,  $k_2$ ,  $k_3$  et  $k_4$  des constantes dépendantes des conditions aux limites. L'encastrement de la membrane impose la nullité du déplacement et de la pente de la déformée à son périmètre. Le basculement du disque rigide central est tel que la pente et le déplacement au périmètre de celui-ci sont liés. Ainsi les conditions aux limites s'expriment comme :

$$W(R_m) = 0 \quad , \quad 0 = \left. \frac{\partial W}{\partial r} \right|_{R_m} \quad , \quad \frac{W(R_p)}{R_p} = \left. \frac{\partial W}{\partial r} \right|_{R_p} \quad \text{III-11}$$

En remplaçant  $W$  par son expression on obtient un système de trois équations liant les constantes  $k_i$  définies précédemment. Un tel système est a priori mal conditionné et pour connaître l'expression des coefficients il nous faudrait disposer d'une quatrième équation. Celle-ci peut être obtenue numériquement en faisant varier un à un les paramètres de la structure comme les dimensions ou les propriétés des matériaux. Cependant en considérant le système tel qu'écrit ci-dessous nous pouvons légitimement supposer que l'expression des constantes auquel il conduit doit être relativement compliquée.

Dans la partie « modélisation du comportement harmonique », nous utilisons une méthode de Rayleigh pour le calcul de la première fréquence de résonance de la structure. La complexité de l'expression de  $W$  nous dissuade de l'utiliser telle quelle. Cependant en imposant le déplacement à l'encastrement du picot, nous avons déterminé complètement l'expression de  $W$  et l'avons tracé Figure III-8.

$$k_1 + \frac{k_2}{R_m^2} + k_3 R_m^2 + k_4 \ln R_m = 0 \quad \text{III-12}$$

$$k_1 - \frac{k_2}{R_m^2} + 3k_3 R_m^2 + k_4(1 + \ln R_m) = 0 \quad \text{III-13}$$

$$\frac{2k_2}{R_p^2} - 2k_3 R_p^2 - k_4 = 0 \quad \text{III-14}$$

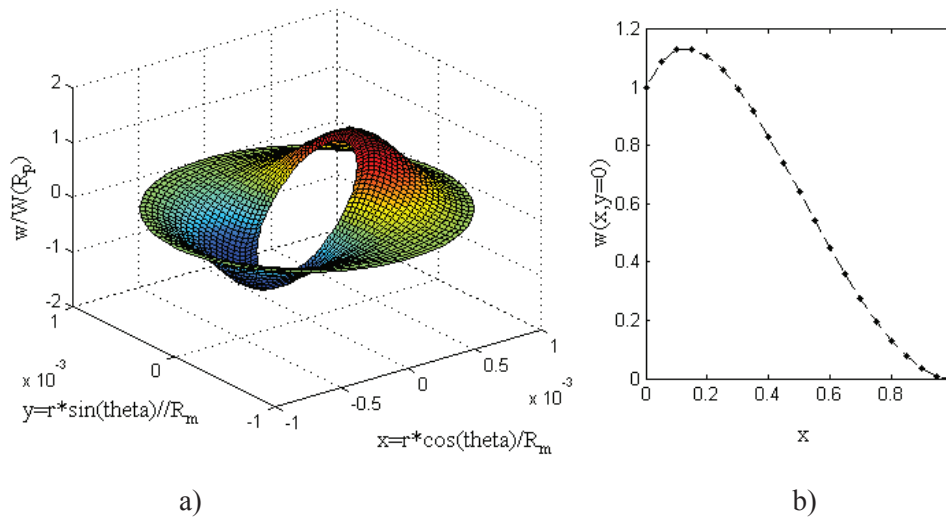


Figure III-8 : Tracé de la déformée de la membrane : représentation normée en trois dimensions du déplacement vertical (a) ; tracé de la composante radiale de l'expression de la déformée entre la base du picot et l'encastrement (b).

Nous constatons que les hypothèses de l'équation des plaques conduisent à une expression de la déformée relativement compliquée. Plus loin dans ce chapitre nous présentons comment nous avons utilisé la méthode de Rayleigh pour estimer la première fréquence de résonance de la structure. Cette méthode se base sur les énergies cinétiques et de déformation, obtenu par l'intégral d'une expression aux dérivées partielles de la déformée.

Nous avons pu vérifier à l'aide des logiciels Maple et Matlab que l'expression de cette intégrale est trop complexe pour être interprétée et par conséquent inutile en regard de l'objectif d'optimisation de la structure que nous nous sommes fixé. En revanche nous avons pu constater que l'expression exacte de la déformée peut être approchée par un polynôme d'ordre 3 avec des coefficients de corrélation R supérieurs à 90%. Dans la partie qui suit nous présentons l'élaboration d'un modèle aux éléments finis que nous utiliserons pour tenter de simplifier l'expression de la déformée.

### III.2.4 Modélisation numérique et simplification de la déformée de la membrane

La réalisation d'un modèle aux éléments finis (FEM) dans le cadre de la modélisation mécanique du capteur revêt deux objectifs. Le premier est de faire apparaître des simplifications dans l'expression de la déformée afin de la rendre plus compacte et ainsi d'explicitier plus clairement les contributions des différents paramètres. Le second est de déterminer le domaine, en terme de dimensions et de propriétés des matériaux dans lesquelles les hypothèses réalisées sont valables. Dans cette partie, nous présentons un modèle FEM que nous avons réalisé sous le logiciel ANSYS. Nous commençons par introduire la

façon dont nous avons modélisé la structure en terme de géométrie, de propriétés des matériaux et de maillage. Dans un second temps nous testons les hypothèses réalisées sur le comportement de la structure puis présentons les résultats obtenus par rapport à la simplification de l'expression de la déformée de la membrane.

## Géométrie

La géométrie du capteur est composée de deux ensembles que sont la membrane et le picot. Conformément à la Figure III-9 ci-dessous, la membrane contient trois volumes concentriques. La couronne extérieure (rouge) et le disque intérieur (bleu) présentent des rayons égaux à celui de la membrane et du picot respectivement. S'intercale entre la couronne et le disque, une zone de transition (violet) permettant de maîtriser la transition entre les maillages de la membrane et du picot. Le picot quant à lui se compose de deux volumes, le plus grand représentant la quasi-totalité du picot, le plus petit permettant de contrôler la transition entre les maillages de la membrane et du picot.

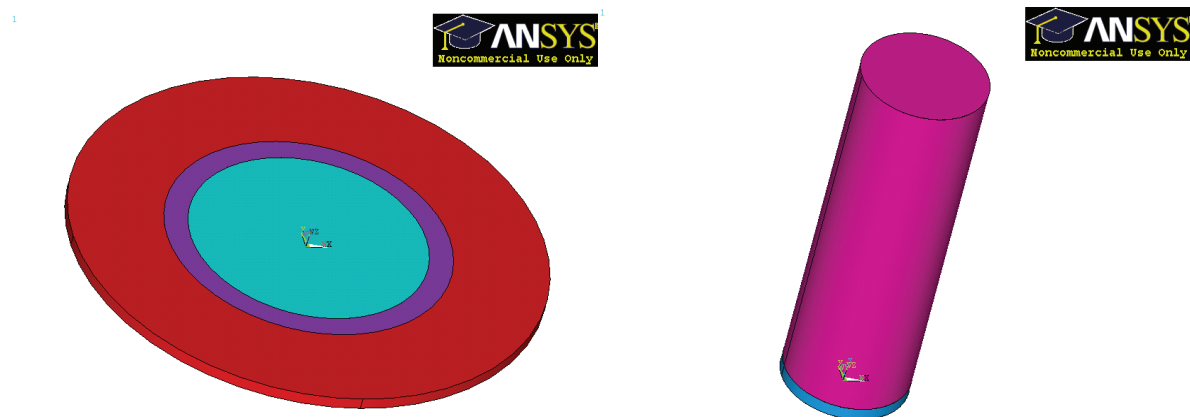


Figure III-9: Ensemble des volumes correspondant à la membrane (a) et ensemble des volumes composant le picot (b).

Dans ce chapitre, nous nous focalisons sur l'effet de la géométrie de la structure, ainsi les propriétés élastiques des matériaux sont représentées par un module d'Young réel et un coefficient de Poisson. Afin de pouvoir mener des études modales et harmoniques, nous avons attribué une masse volumique aux matériaux. Les valeurs attribuées aux matériaux seront discutées dans la partie traitant de l'expression simplifiée de la déformée de la membrane.

## Maillage

Le logiciel ANSYS offre la possibilité de travailler avec des éléments « shell », dont la géométrie est plane bien qu'il comporte des degrés de liberté relatifs aux trois dimensions de l'espace. Le modèle comportemental des éléments « shell » est basé sur les équations des plaques minces où l'épaisseur intervient comme paramètre. Ils permettent ainsi d'adopter un maillage plus large dans le plan de la membrane que des éléments volumiques standard, car la précision du modèle n'est alors plus soumise au rapport d'aspect entre les dimensions planaires et l'épaisseur des éléments<sup>2</sup>. L'hypothèse stipulant que la membrane se déforme selon le régime de plaque mince étant précisément celle que nous testons, nous préférons d'utiliser des éléments volumiques nous obligeant à des densités de maillage et des temps de calcul plus élevés.

La structure présente de fortes discontinuités géométriques. Selon les propriétés des matériaux que nous choisirons, elle pourra aussi présenter de forte discontinuité du module d'Young conduisant à des

<sup>2</sup> Sous le logiciel ANSYS et d'une façon plus générale, ce rapport désigné sous le terme « aspect ratio »

concentrations de contraintes à la jonction des matériaux. Pour cela, nous avons utilisé des éléments dits « doubles » présentant un nœud supplémentaire sur chaque arête ainsi que l'illustre la Figure III-10. Ceux-ci sont particulièrement adaptés dans notre cas car optimisés pour de forts gradients, des arêtes courbes et peuvent tolérer des formes irrégulières comme c'est le cas dans les zones de transitions entre maillage de différentes densités.

Figure 95.1 SOLID95 Geometry

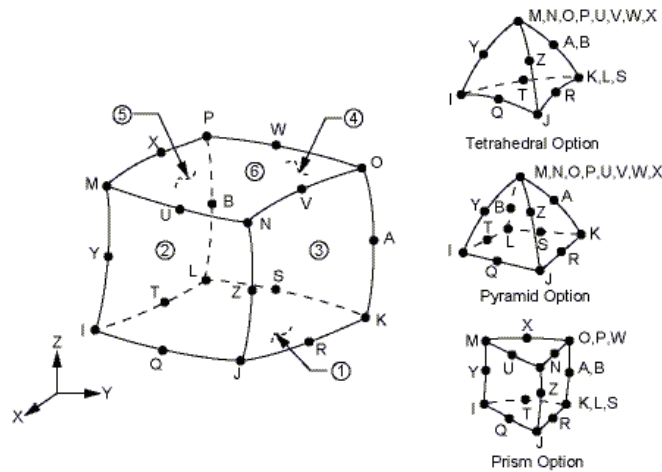


Figure III-10 : Extrait de l'aide d'ANSYS illustrant la structure de l'élément volumique SOLID95 utilisé pour notre modèle.

Toujours dans le but d'adapter au maximum le maillage aux forts gradients, nous avons maillé la structure avec des éléments tétraédriques qui permettent de réaliser des transitions entre des maillages de densité différents tout en produisant des éléments dont les rapport d'aspect garantissent une bonne précision des résultats du modèle. L'utilisation d'éléments tétraédriques impose la génération automatique du maillage par le logiciel. Cependant nous tenons à avoir un contrôle sur celui-ci dans les zones clés que sont l'épaisseur de la membrane et l'encastrement du picot, aussi nous avons défini le nombre de divisions sur le périmètre de la membrane, l'encastrement du picot et le périmètre du picot à son extrémité libre. De cette manière, le maillage est généré par le logiciel sous contrainte des divisions que nous avons imposé. La Figure III-11 ci-dessous illustre cette méthode qui nous permet d'augmenter le nombre d'éléments précisément dans les zones où les gradients sont importants, tout en garantissant une parfaite continuité du maillage.

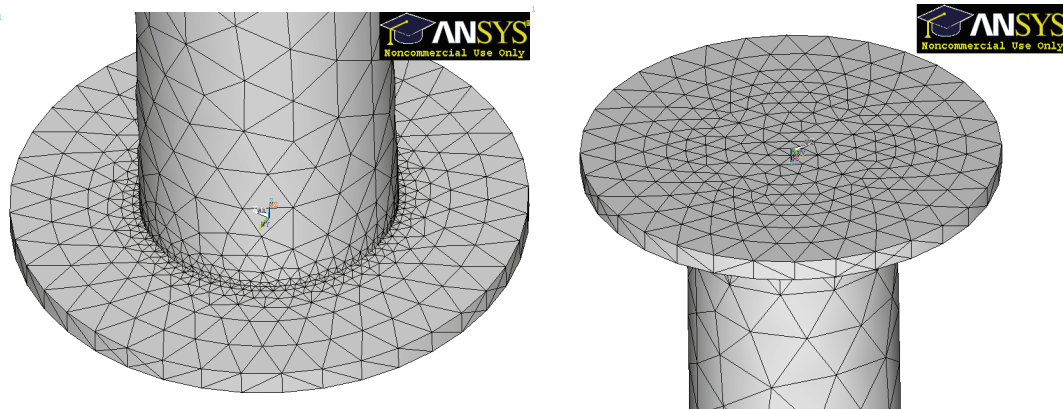


Figure III-11 : Maillage de la membrane et de la base du picot. Nous avons délibérément augmenté la densité de maillage à l'encastrement du picot de façon à mettre en évidence le contraste entre les densités de maillage.



Dans le capteur réel, la membrane est constituée d'une couche uniforme réalisée à la surface d'un support plus rigide (le wafer) et libérée par gravure de celui-ci. Nous faisons l'hypothèse que la membrane peut être considérée comme encastrée à son périmètre, ce qui se traduit dans le modèle par le blocage des degrés de liberté des nœuds concernés. L'action des osselets sur le capteur est représentée par une force appliquée au sommet du picot dirigée dans le plan de la membrane (selon l'axe x conformément aux conventions adoptées). Afin de répartir les efforts et d'optimiser la précision des calculs, il a été choisi de répartir la force entre les nœuds de l'extrémité du picot. Ainsi nous avons appliqué à chaque nœud la force divisée par la surface de la section du picot multipliée par l'aire associée à chaque nœud. Pour un picot court, de section importante, nous pouvons alors limiter des effets du cisaillement qui pourrait résulter d'une répartition inhomogène de la force.

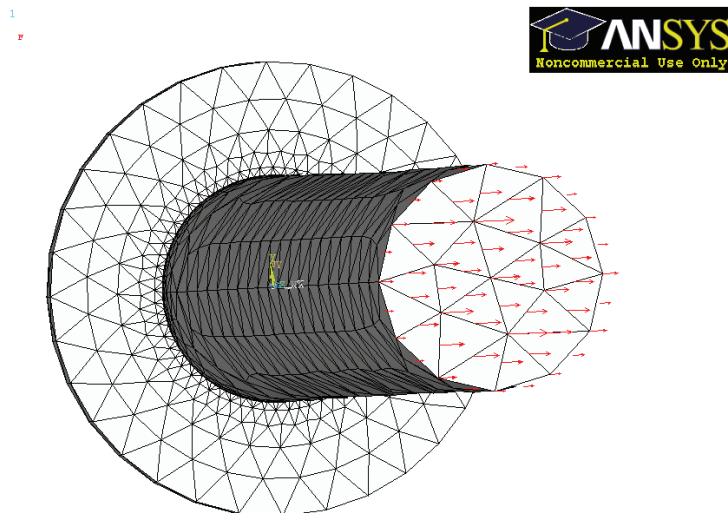


Figure III-12 : Force appliquée au sommet du picot. La longueur des flèches est proportionnelle à la valeur de la force appliquée. On constate qu'elles ne sont pas identiques pour tous les nœuds.

### Etude de Convergence en régime statique

Nous avons mené une étude de convergence afin d'évaluer la qualité du maillage dans le cadre de l'analyse du comportement statique de la structure. Pour cela, nous avons étudié indépendamment la convergence du picot et de la membrane. Dans le premier cas, nous avons isolé le comportement du picot en imposant un déplacement nul à tous les noeuds de la membrane de sorte que seul le picot se déforme. Réciproquement, dans le second cas nous avons défini un module d'Young du picot mille fois supérieur à celui de la membrane, de sorte que seule la membrane se déforme. Pour toute la suite, nous désignerons ces configurations par les expressions « **picot souple** » et « **picot rigide** » respectivement.

Nous avons défini les divisions des lignes dans la longueur du picot de manière à ce que le rapport d'aspect des éléments soient le plus proche possible de l'unité : une division sur le périmètre du picot est de la même longueur qu'une division sur la longueur du picot. Définie de cette manière, le nombre de divisions sur le périmètre du picot est une image de la densité de maillage du picot. Nous avons alors défini une configuration « picot souple » avec des paramètres « plausibles » et relevé la déflexion du picot provoqué par une force appliquée au sommet du picot, parallèlement au plan de la membrane en fonction du nombre de divisions sur le périmètre. Les résultats sont présentés Figure III-13 .



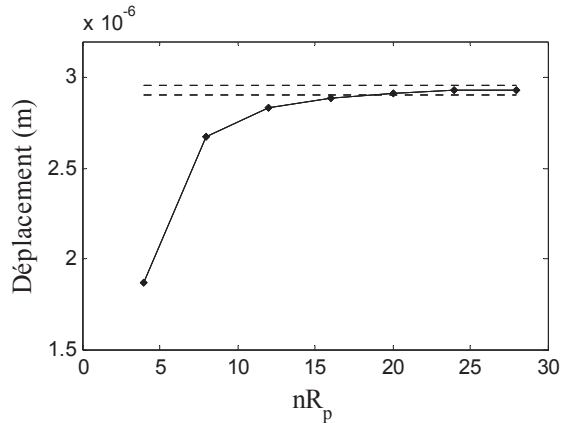


Figure III-13: Déplacement de l'extrémité du picot sous l'effet de sa flexion en fonction du nombre de divisions  $nR_p$  sur son périmètre. Les pointillés délimitent un intervalle de 1% autour de la convergence. Résultats obtenus pour:  $R_p=250 \mu\text{m}$ ,  $R_m=500 \mu\text{m}$ ,  $L_p=3 \text{ mm}$ ,  $h_m=50 \mu\text{m}$ ,  $E_p=1 \text{ MPa}$ ,  $\nu_p=0,2$ ,  $E_m=4 \text{ GPa}$ ,  $\nu_m=0,22$ .

L'étude de convergence nous permet de constater que la déflexion tend asymptotiquement vers une valeur de  $2,93 \mu\text{m}$ . Nous avons comparé cette valeur avec l'expression analytique de la déflexion  $\Delta x$  au sommet d'une poutre de section circulaire, simplement encastree :

$$\Delta x = \frac{4FL_p^3}{3\pi E_p R_p^4} \approx 2,934 \mu\text{m} \quad \text{III-15}$$

Nous pouvons constater que l'écart entre la valeur à la convergence du modèle et la formule analytique est inférieure à 1%. En retenant pour la convergence le critère fréquemment usité d'un écart à la valeur à la convergence inférieure à 1%, nous pouvons considérer que celle-ci est atteinte dès 20 divisions sur le périmètre du picot. Ainsi, la densité de maillage requise pour obtenir de bons résultats correspond à 20 divisions sur le périmètre du picot. En définissant une configuration « picot rigide » pour laquelle le nombre de divisions sur le périmètre de la membrane est imposé, nous avons réalisé une étude de la convergence des résultats de la membrane. La Figure III-14 illustre la variation du déplacement au sommet du picot alors que le nombre de divisions sur le périmètre augmente progressivement.

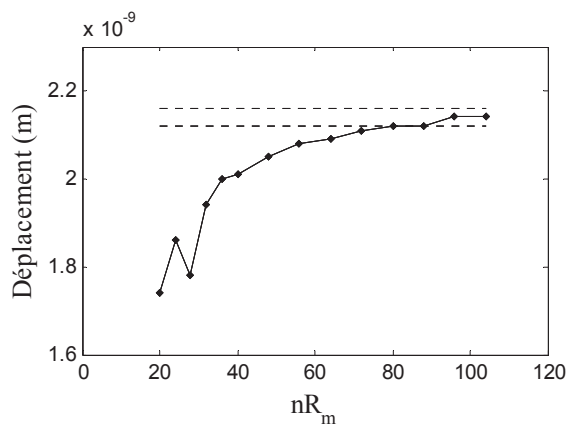


Figure III-14 : Déplacement de l'extrémité du picot sous l'effet de la flexion de la membrane en fonction du nombre de divisions  $nR_m$  sur le périmètre de celle-ci. Les lignes en pointillé délimitent un intervalle de 1% autour de la valeur à la convergence.

En nous appuyant sur les résultats présentés dans la Figure III-14, nous estimons que le critère de convergence est satisfait pour un maillage de 80 divisions sur le périmètre de la membrane. La convergence des résultats du modèle FEM étant établie, nous avons testé les hypothèses sur lesquelles nous avons fait reposer le modèle analytique. Pour cela, nous avons tracé le déplacement vertical de la membrane en fonction des variables  $r$  et  $\theta$  pour une force appliquée au sommet du picot et dirigé parallèlement au plan de la membrane. Le déplacement obtenu est présenté Figure III-15 ci-dessous.

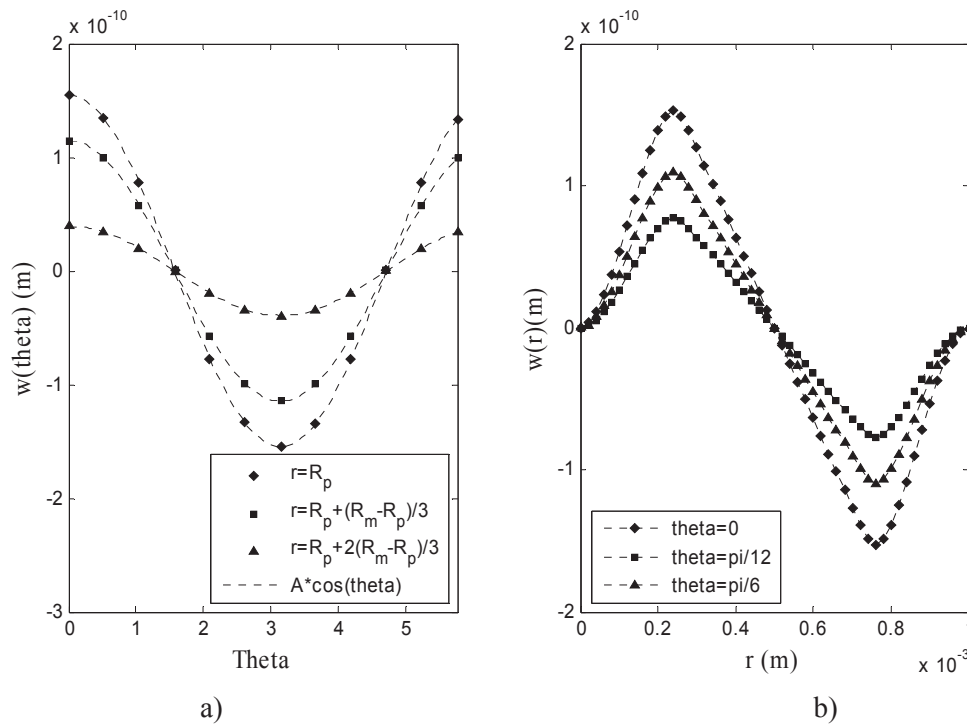


Figure III-15 : Relevé du déplacement vertical : Sur des rayons de différents diamètres (a) ;  
Le long de différents diamètres (b).

Nous constatons que la déformée de la membrane varie bien comme le cosinus de l'angle  $\theta$  et ce pour plusieurs rayons de la membrane, confirmant l'hypothèse de séparation des variables. En nous appuyant sur le principe de Curie nous pouvons valider cette hypothèse pour l'ensemble de la membrane. Sur la Figure III-15 b), la portion rectiligne de la courbe correspond à la partie de la membrane située sous le picot. Nous pouvons alors constater la continuité du déplacement et de sa dérivée première à l'encastrement du picot, ainsi que la nullité du déplacement (horizontal et vertical) de la base du picot. Cela valide les conditions aux limites employées précédemment.

Nous nous intéressons à la variation de la déformation radiale dans l'épaisseur de la membrane. Pour cela nous avons créé un modèle avec un maillage particulier, nous permettant de faire varier le nombre de divisions dans l'épaisseur de la membrane en conservant un ratio d'aspect correct des éléments. La Figure III-16 ci-dessous nous permet de comparer les résultats obtenus pour une division et dix divisions dans l'épaisseur de la membrane. Nous pouvons observer que l'écart entre les deux courbes obtenu pour une et pour dix divisions est négligeable, légitimant l'hypothèse d'une variation linéaire et le fait qu'un unique élément dans l'épaisseur puisse rendre compte du mode de déformation de la membrane. Cette hypothèse nous permet de définir la rigidité en flexion de la membrane et de calculer de l'énergie de déformation. Nous avons constaté que le point situé à l'encastrement du picot s'écarte sensiblement du reste de la courbe. Il s'agit d'un effet propre au modèle FEM : ce point appartient à la fois à la membrane et au picot, or le picot ne se déforme pas car très rigide.

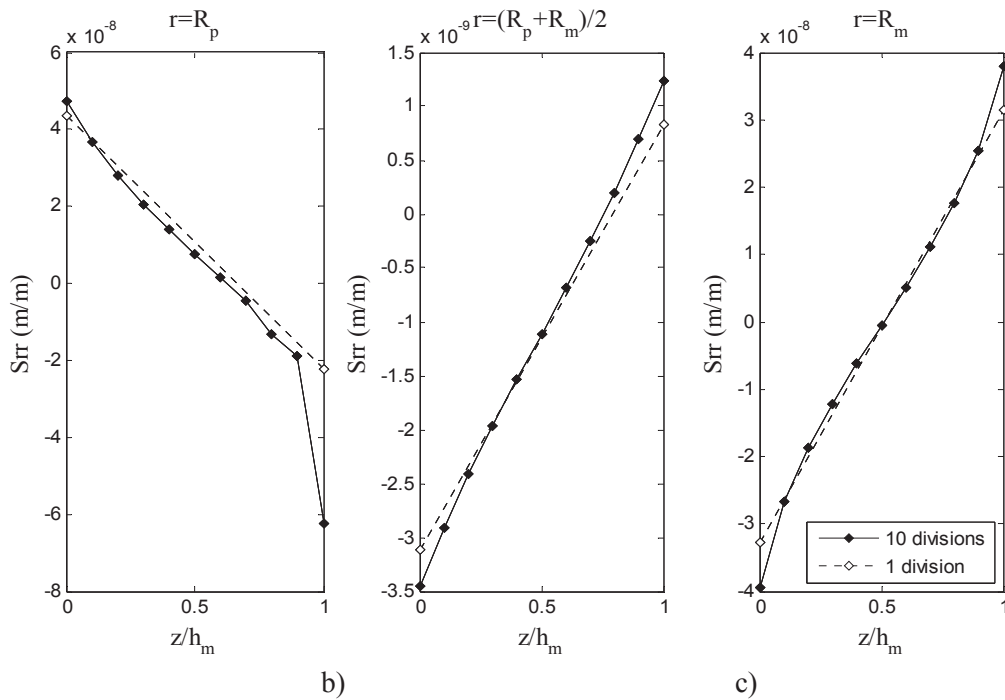


Figure III-16 : Déformation radiale  $S_{rr}$  dans l'épaisseur de la membrane. Cette variation a été relevée à l'encastrement de la membrane ( $r=R_m$ ) (a), à l'encastrement du picot ( $r=R_p$ ) (b) et à équidistance ( $r=(R_m+R_p)/2$ ) (c).

Nous nous intéressons à la distribution de la déformation radiale sur le diamètre de la membrane. Comme nous l'avons constaté, l'encastrement du picot peut intervenir dans la distribution de la déformation dans l'épaisseur de la membrane. Ainsi, nous avons relevé la déformation radiale de la membrane le long du diamètre de la membrane aux surfaces supérieure et inférieure de la membrane ainsi qu'au milieu. Les résultats sont présentés sur la Figure III-17 ci-dessous.

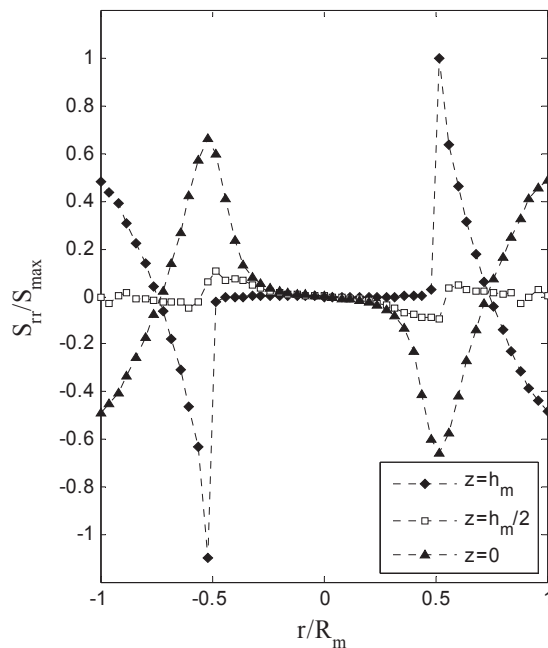


Figure III-17 : Variation de  $S_{rr}$  le long du diamètre pour différentes valeurs dans l'épaisseur.

Nous constatons que les déformations radiales varient brusquement sur la surface de la membrane au contact du picot. Au contraire, sur la face inférieure les déformations s'établissent sous le picot, diminuant ainsi le rayon de courbure de la membrane afin de relaxer les contraintes et minimiser l'énergie de déformation. Dans cette configuration, l'épaisseur de la membrane est relativement élevée par rapport à la distance sur laquelle elle se déforme (différence des rayons). Bien qu'elle atteigne 25 % l'effet de répartition des déformations sous le picot est peu prononcé. Lorsque l'on s'éloigne du périmètre du picot, nous constatons que les déformations radiales tendent à être opposées l'une de l'autre. De plus, la déformation est bien plus petite sur le plan moyen, mais pas négligeable. Ainsi nous faisons une petite erreur en situant le plan neutre sur le plan moyen. Ces observations nous conduisent à penser qu'en nous basant sur des hypothèses de variation linéaire de la contrainte dans l'épaisseur, nous ne surévaluerons l'énergie de déformation que très modérément. La discussion des résultats de la première fréquence de résonance s'appuie sur cette observation.

### Bilan

Dans cette partie, nous avons établi que les hypothèses consistant à situer le plan neutre sur le plan moyen, à supposer une variation linéaire de la déformation dans l'épaisseur de la membrane et l'absence de déformation sous le picot sont des hypothèses simplificatrices réalistes. Cependant elles ne le restent que si l'épaisseur de la membrane est faible devant la différence des rayons. Ainsi la validité des résultats du modèle est soumise à cette condition.

### III.2.5 Expression simplifiée de la déformée

En essayant d'approcher les résultats du modèle FEM par un polynôme, nous avons constaté que la fonction décrivant la partie radiale de la déformée pouvait être approchée par un polynôme d'ordre trois dont nous déterminons l'expression des coefficients dans cette partie. Nous posons ci-dessous l'expression de  $W$ , le polynôme décrivant la dépendance radiale de la déformée.

$$W(r) = A + Br + Cr^2 + Dr^3$$

Afin de réduire le nombre de coefficients à déterminer, nous procédons au changement de variable  $u=R_m-r$  valable pour  $r$  compris entre  $R_p$  et  $R_m$ . plaçant l'origine à l'encastrement de la membrane. Les deux premiers coefficients du polynôme  $Y$  décrivant la dépendance radiale de la déformée dans ce nouveau repère sont par conséquent nuls. La Figure III-18 ci-dessous illustre le changement de repère.

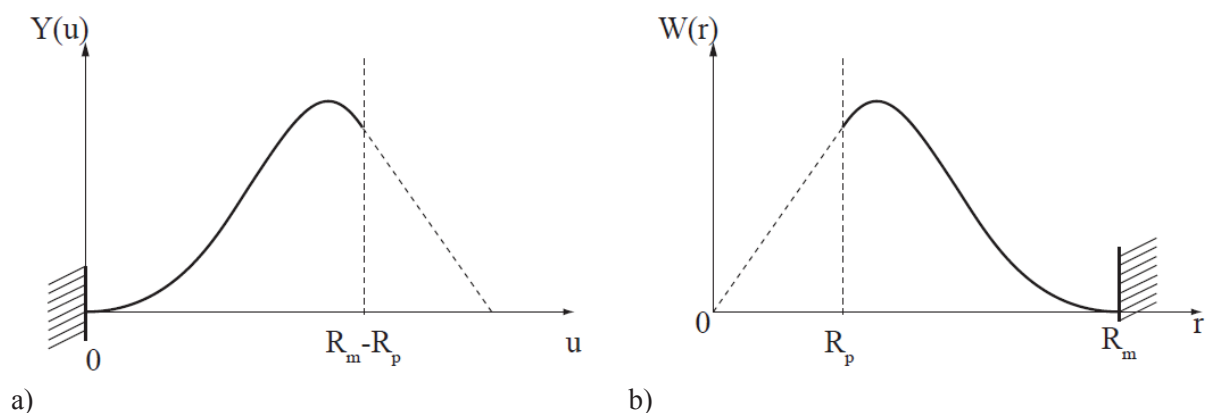


Figure III-18 : Dépendance radiale de la déformée : Dans le nouveau repère (a) ; Dans le repère cylindrique défini précédemment (b).

Nous constatons que l'expression de  $Y$  représentée ci-dessous est plus facile à manipuler que celle de  $W$ .

$$Y(u) = Gu^2 + Hu^3 \quad \text{III-16}$$

En opérant le changement de variable inverse, nous obtenons une expression de  $W$  réduite à deux coefficients :

$$W(r) = Y(R_m - r) = G(R_m - r)^2 + H(R_m - r)^3 \quad \text{III-17}$$

En nous basant sur les résultats du modèle FEM, nous avons pu établir que la pente et le déplacement l'encastrement du picot sur la membrane vérifient bien l'équation ci dessous :

$$\frac{W(R_p)}{R_p} = \left. \frac{\partial W}{\partial r} \right|_{R_p} \quad \text{III-18}$$

Les calculs présentés en Annexe A-1 nous ont permis d'établir que la condition précédente implique que les coefficients  $H$  et  $G$  sont liés de la manière suivante :

$$H = \frac{-G}{R_m} \frac{1 + \alpha}{(1 - \alpha)(1 + 2\alpha)} \quad \text{III-19}$$

Avec  $\alpha$  défini comme le ratio des rayons du picot et de la membrane. Afin de simplifier les expressions ultérieures, nous définissons le paramètre adimensionnel  $\gamma$  tel que :

$$\gamma = \frac{1 + \alpha}{(1 - \alpha)(1 + 2\alpha)} \quad \text{III-20}$$

En intégrant alors dans  $W$  les simplifications établies précédemment, nous obtenons l'expression ci-dessous :

$$W(r) = G \left[ R_m^2(1 - \gamma) + R_m(3\gamma - 2)r + (1 - 3\gamma)r^2 + \frac{\gamma r^3}{R_m} \right] \quad \text{III-21}$$

Nous identifions cette expression avec celle initialement posée de façon à obtenir l'expression des  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$  :

$$A = GR_m^2(1 - \gamma), \quad B = GR_m(3\gamma - 2), \quad C = G(1 - 3\gamma), \quad D = \frac{G\gamma}{R_m} \quad \text{III-22}$$

Afin que l'expression de la déformée soit totalement déterminée, nous avons exprimé le coefficient  $G$  en fonction des paramètres de la structure mécanique. Pour cela, nous avons étudié l'influence des dimensions et les propriétés des matériaux sur le déplacement de la membrane. Nous distinguons l'influence des paramètres de la structure en nous basant sur les trois considérations suivantes :

- En régime linéaire, la membrane devrait se déformer proportionnellement au moment  $M$  appliqué par le picot à la portion centrale de la membrane. Ainsi, le déplacement à l'encastrement du picot est proportionnel à la force  $F$  et à la longueur du picot  $L_p$ .
- En nous basant sur l'équation de la déformée d'une plaque mince soumise à une charge, nous constatons que la solution de cette équation est inversement proportionnelle à la rigidité en

flexion  $D_m$ . Par conséquent, nous nous attendons à ce que le déplacement soit aussi inversement proportionnel à  $D_m$ .

- Nous n'avons pas trouvé de raison de supposer a priori une forme particulière à l'influence des rayons de la membrane et du picot sur la déflexion de la membrane.

En nous basant sur les considérations qui précèdent, à l'exception de l'influence des rayons, nous avons de bonnes raisons de penser que la déflexion de la membrane est liée aux différents paramètres de la structure par une relation de proportionnalité. Dans ce cas, une étude consistant à faire varier les paramètres un à un pour étudier leur influence constitue a priori une démarche adaptée. La méthode choisie consiste à définir une configuration moyenne, pour laquelle les hypothèses des plaques minces sont vérifiées. Nous faisons ensuite varier un des paramètres autour de cette configuration. Nous avons exposé en quelques points ci-dessous la façon dont nous avons choisi les paramètres de la configuration moyenne.

- La longueur du picot de la configuration moyenne est choisie égale à la valeur minimale garantissant un accès aux osselets. En accord avec les observations de notre partenaire chirurgien celle-ci est de 3 mm.
- La valeur de la force appliquée doit être choisie avec soin de façon à ce que nous restions en régime de petites déformations et que le comportement de la structure reste linéaire quelle que soit la configuration choisie. Nous commencerons donc par déterminer la valeur de la force qui garantira ces conditions pour toutes les configurations testées.
- Pour des raisons pratiques de tenu et de facilité de mise en forme sur lesquelles nous reviendrons dans la partie du manuscrit relative aux réalisations technologiques, la membrane du capteur est réalisée en résine négative SU-8. Les travaux de caractérisation sur cette résine concluent à un module d'Young de l'ordre de 4 GPa et un coefficient de Poisson de 0,22 [10, 7, 5, 1]. Nous avons adopté ces valeurs pour définir la configuration moyenne.
- L'épaisseur de la membrane que nous avons choisie pour la configuration moyenne est suffisamment faible pour que les hypothèses de plaque mince soient vérifiées y compris pour de faibles valeurs de la différence des rayons  $R_m-R_p$ . Une valeur de 10  $\mu\text{m}$ , nous paraît adaptée.
- Afin que les hypothèses de plaque mince soient vérifiées, le picot ne doit pas occuper une proportion trop importante ou trop réduite de la membrane. Nous avons choisi pour la configuration moyenne un rayon de picot de moitié inférieur à celui de la membrane, conduisant à la géométrie représentée dans la Figure III-19 ci-dessous.

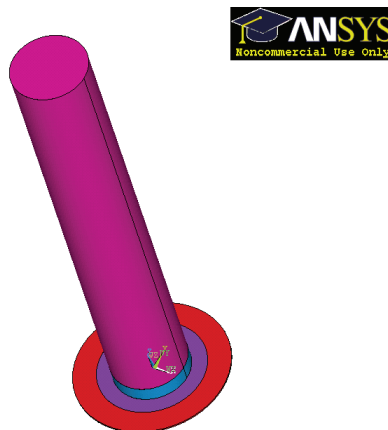


Figure III-19 : Géométrie de la configuration moyenne du capteur.

Nous étudions l'influence de la force en relevant le déplacement vertical de plusieurs points distribués entre le périmètre du picot et celui de la membrane. Les résultats présentés dans la Figure III-20 ont été obtenus avec un modèle FEM intégrant les non linéarités géométriques avec des valeurs de la force suffisamment importantes pour que ces non linéarités se manifestent. L'influence de la longueur du picot a été étudiée pour des longueurs du picot comprises entre 3 et 5 mm.

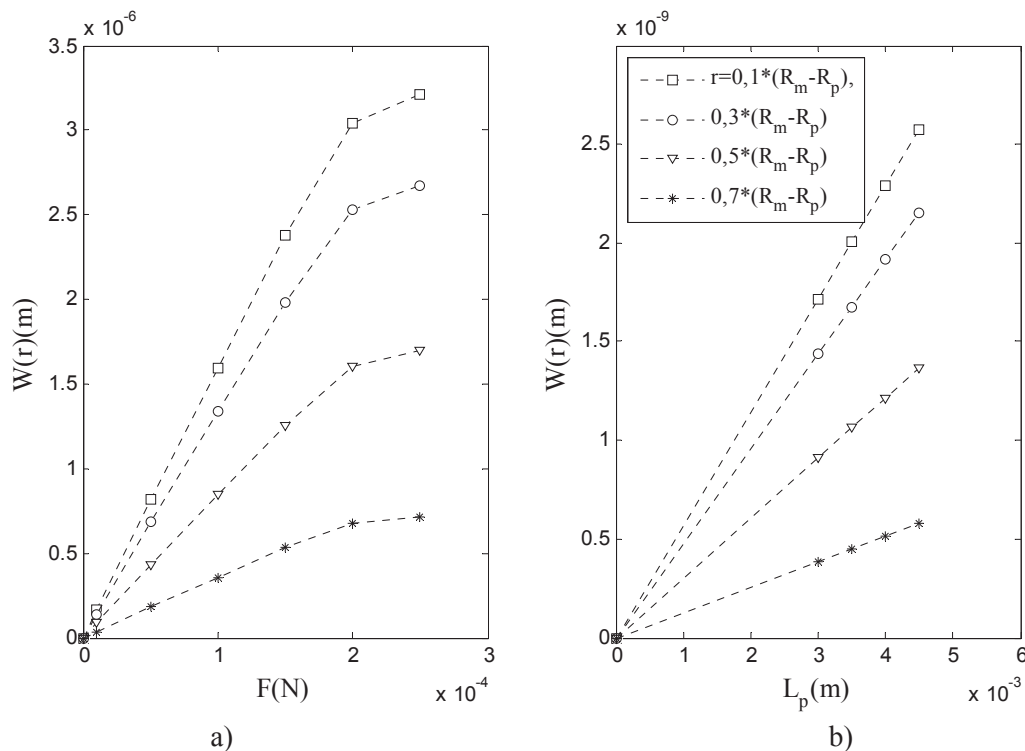


Figure III-20 : Déflexion de la membrane en fonction de l'intensité de la force appliquée au sommet du picot (a), déflexion de la membrane en fonction de la longueur du picot (b).

Si pour de faibles valeurs de la force le régime de déformation est linéaire, nous observons une transition autour de  $2 \mu\text{N}$  après laquelle le déplacement tend à saturer. Sur la gamme étudiée, nous constatons que le déplacement est proportionnel à la longueur du picot. Ainsi, sous réserve que l'hypothèse de petites déformations soit vérifiée, le déplacement est proportionnel au produit de la force et de la longueur du picot. Nous pouvons par conséquent établir que le paramètre  $G$  est directement proportionnel à la force et la longueur de la tige, soit :

$$G \propto F \times L_p = M$$

III-23

Les propriétés mécaniques de la résine SU-8 sont dépendantes des conditions de l'élaboration de la couche (recuits, temps de relaxation, dose d'insolation...). Les valeurs du module d'Young disponibles dans la littérature que nous avons consulté sont comprises entre 1 et 5 GPa. Le coefficient de Poisson d'un matériau est compris entre 0 et 0,5. Les matériaux polymères possèdent des coefficients de Poisson pouvant varier dans de grandes proportions d'un matériau à l'autre, nous testons donc dans notre étude des coefficients de Poisson compris entre 0,1 et 0,49. L'épaisseur minimale de la membrane est fixée à  $5 \mu\text{m}$ , plus petite épaisseur réalisable avec de la résine SU-8 en pouvant espérer une homogénéité raisonnable. L'épaisseur maximale est fixée à  $50 \mu\text{m}$  afin que restent vérifiées les hypothèses de plaques minces. L'influence de la variation de ces paramètres est représentée dans la Figure III-21.



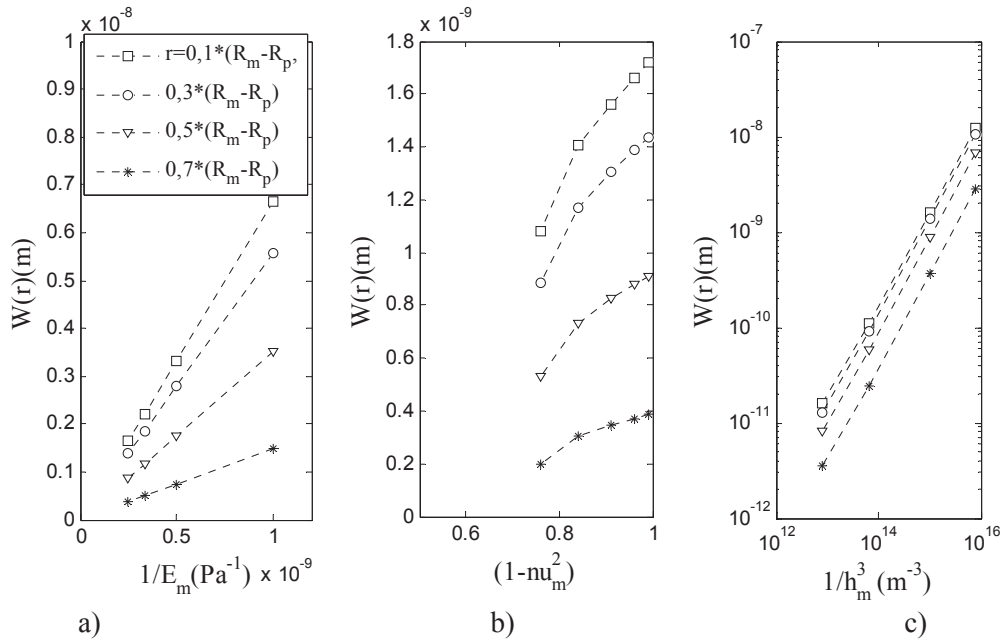


Figure III-21 : Déflexion de la membrane en fonction de l'inverse du module d'Young de la membrane (a), de  $1-\nu_m^2$  (b) et de l'inverse du cube de l'épaisseur de la membrane (c). Chaque courbe renvoie à une position sur le rayon de la membrane.

Nous constatons que la déflexion de la membrane est bien inversement proportionnelle à son module d'Young. Ce résultat n'a pas grande valeur car est à attribuer au choix d'un modèle linéaire pour le comportement des matériaux. Il est en revanche intéressant de constater la dépendance avec l'épaisseur et avec le coefficient de Poisson pour de faibles valeurs de celui-ci est bien en accord avec l'expression de la rigidité en flexion. Pour des coefficients de Poisson égaux à 0,5 nous constatons que la linéarité du comportement est altérée. Ceci nous permet d'établir que la déflexion de tout point de la membrane est proportionnelle à l'inverse de la rigidité en flexion, ainsi :

$$G \propto \frac{(1 - \nu_m^2)}{E_m h_m^3} = \frac{1}{D_m}$$

III-24

Nous avons étudié l'influence des rayons de la membrane et du picot en définissant un paramètre adimensionnel  $\beta$  défini comme :  $\beta = (R_m - R_p)/R_m$  et que l'on peut interpréter comme la proportion de la membrane capable de se déformer car non située sous le picot. Pour chaque valeur du rayon de la membrane que nous considérons, nous relevons la déflexion de la membrane en plusieurs points et pour différentes valeurs du ratio  $\beta$ . Les valeurs maximales et minimales du rayon de la membrane ont été fixées a priori entre 250 et 1500  $\mu\text{m}$ . La valeur minimale est fixée de façon à permettre de placer des jauges de déformation d'une surface suffisante pour obtenir un signal détectable, la maximale de façon à ce que le diamètre de la membrane reste inférieur à la longueur du picot. Nous obtenons ainsi l'ensemble de courbes représenté dans la Figure III-22 (a). Les courbes de la Figure III-22 (b) sont normalisées par le rayon de la membrane.

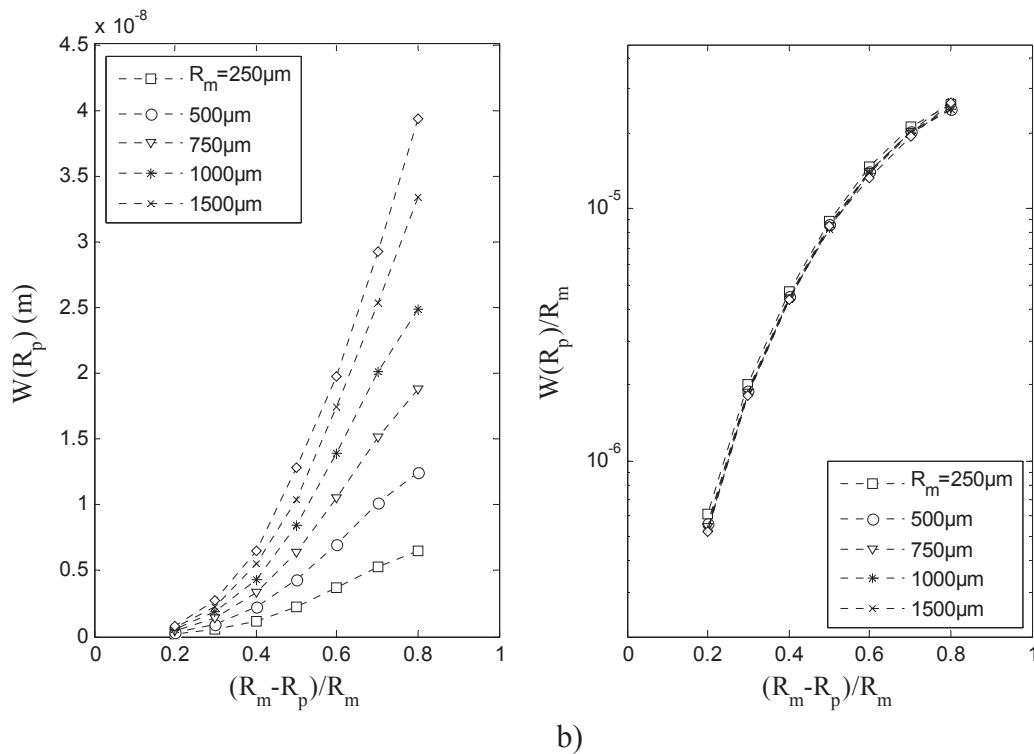


Figure III-22 : Déplacement à l'encastrement du picot pour différentes valeur du rayon du picot en fonction du paramètre adimensionnel  $\beta$  (a). Les différentes courbes réfèrent aux différents rayons de la membrane. Les mêmes courbes normalisées par le rayon de la membrane cette fois (b).

Nous constatons que les courbes normalisées se superposent, établissant que le déplacement à l'encastrement est directement proportionnel au rayon de la membrane. Dans le travail présenté en Annexe II, nous déterminons une expression approchée des courbes nous conduisant à l'expression de  $G$  représentée dans l'équation

$$G \propto \frac{\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m} \quad \text{III-25}$$

Nous déduisons alors l'expression approchée de  $W(r)$ . Le développement du calcul est présenté en Annexe II et conduit à l'expression III-26.

$$W(r) = -3,9 \cdot 10^5 \frac{MR_m\beta(1 - 0,9\beta^3)}{D_m} \left[ R_m^2(1 - \gamma) + R_m(3\gamma - 2)r + (1 - 3\gamma)r^2 + \frac{\gamma r^3}{R_m} \right] \quad \text{III-26}$$

Afin de vérifier la validité de cette expression, nous avons comparé ses résultats avec ceux du modèle numérique. Pour cela nous avons considéré la configuration moyenne pour différentes valeurs du paramètre  $\beta$ . Nous avons ainsi constitué la Figure III-23 ci-après. Nous constatons que l'accord est bon, notamment pour des valeurs de  $\beta$  pour lesquelles les variations de la dérivée sont moins brutales. Globalement nous pouvons considérer les approximations faites comme pertinentes.

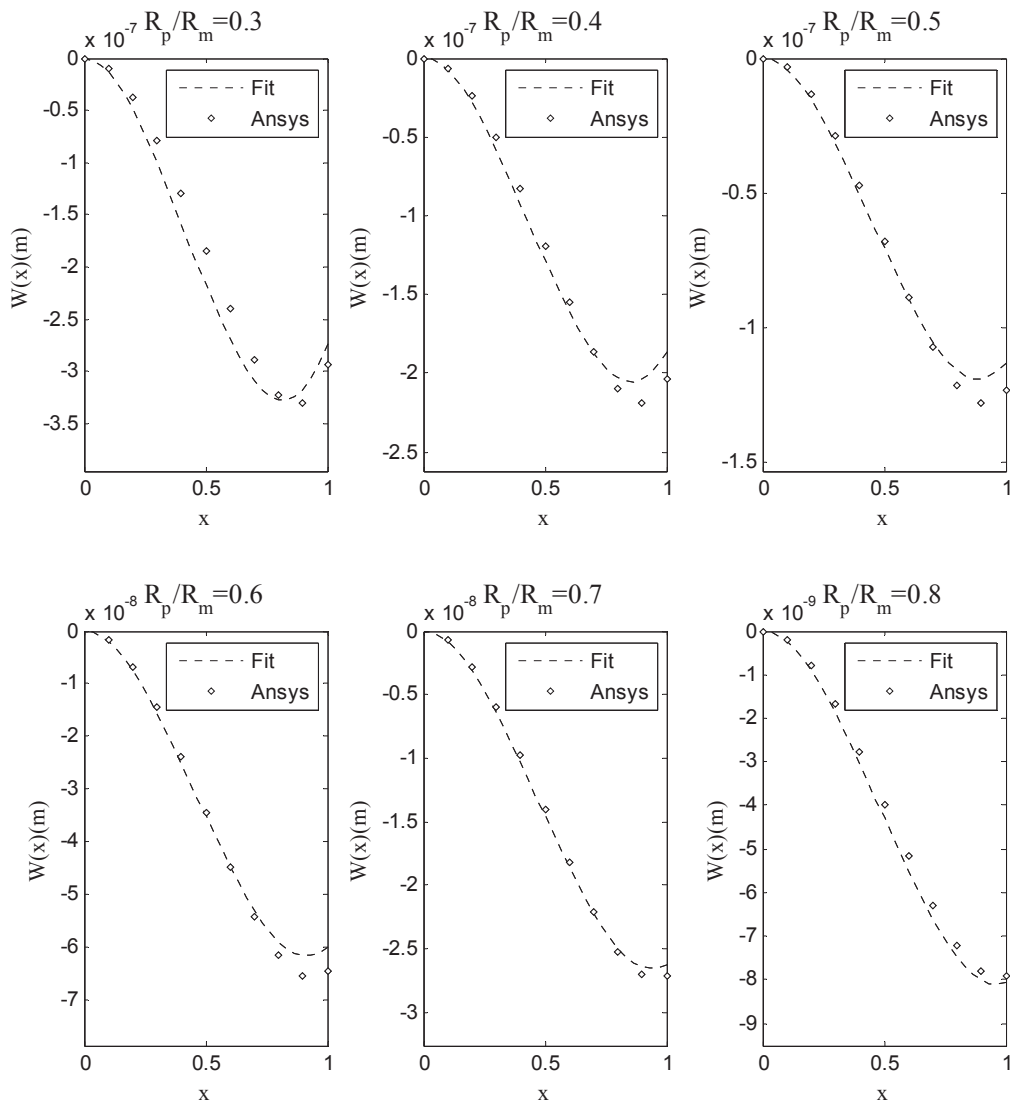


Figure III-23 : Déformée de la membrane pour différents ratios du rayon du picot sur le rayon de la membrane. Nous avons tracé la déformée en fonction d'un paramètre  $x$  adimensionnel défini comme  $x=(R_m-r)/(R_m-R_p)$ .

### III.2.6 Expression de la sensibilité statique

Comme nous l'avons expliqué précédemment, la déformation maximale de la membrane est un indicateur du signal retourné par le capteur. La membrane est le point faible de la structure, principalement du fait de sa finesse. Par conséquent, la contrainte maximale dans la membrane est un indicateur de la sensibilité et de la robustesse du capteur. Nous avons précédemment validé que la déformation radiale variait linéairement dans l'épaisseur de la plaque et que le plan neutre était situé à la moitié de l'épaisseur. Cette hypothèse des plaques minces confirme que la déformation  $S_{rr}$  est maximale aux surfaces supérieures et inférieures de la membrane. Elle s'exprime et que celle-ci s'exprime conformément à l'Equation III-27.

$$S_{rr}(z = h_m) = \frac{h_m}{2} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \quad \text{III-27}$$

En se basant sur l'Expression III-27, nous obtenons l'expression de la déformation en  $z=h_m$  (l'origine étant située à la face inférieure de la membrane).

$$S_{rr}(z = h_m) = -0,1h_m \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m} \left[ 1 + 3\gamma \left( 1 + \frac{r}{R_m} \right) \right] \quad \text{III-28}$$

Nous avons alors comparé ces résultats avec ceux du modèle numérique dans trois cas : pour les valeurs extrêmes de la différence des rayons de la membrane et du picot ramenée au rayon de la membrane. Nous avons ainsi relevé la déformation pour  $\beta=0,2$  et  $\beta=0,8$  ainsi que pour le cas médian pour lequel  $\beta=0,5$ . Cette comparaison est illustrée par la Figure III-24 ci-après.

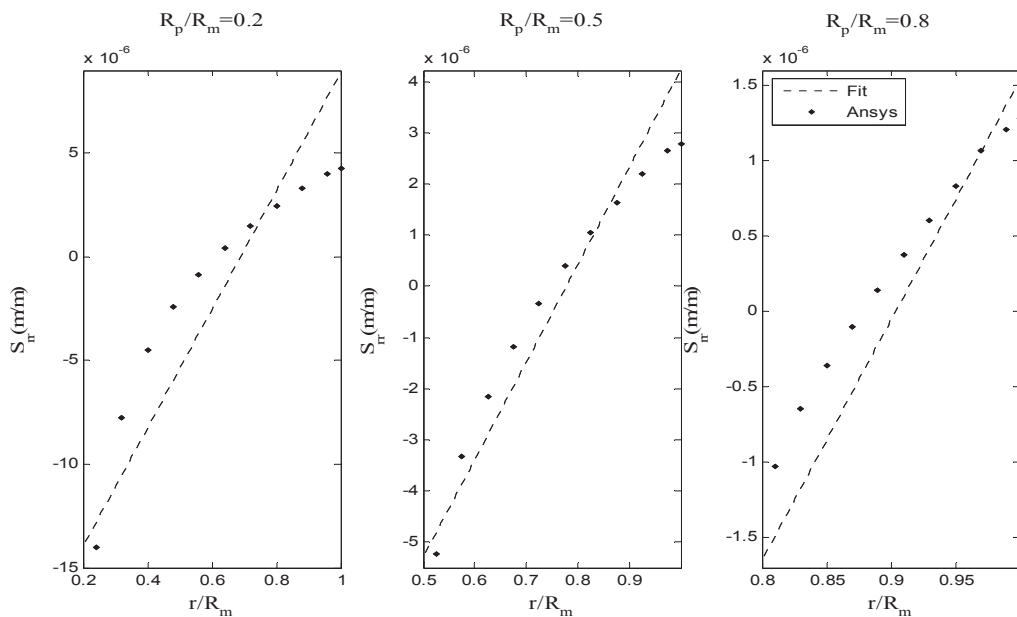


Figure III-24: Tracé de la déformation radiale à la surface de la membrane pour différentes configurations de la structure. Les valeurs de  $r/R_m$  sont relevées entre le périmètre du picot et celui de la membrane.

La déformation radiale est maximale à l'encastrement du picot et la déformation à l'encastrement de la membrane est du même ordre de grandeur. Par conséquent l'ordre de grandeur de la déformation maximale que nous souhaitons connaître peut être obtenu indifféremment par l'une ou l'autre de ces déformations. Pour des configurations caractérisées par un  $\beta$  petit, la déformation a une tendance à se concentrer à la base du picot. Au contraire pour des  $\beta$  élevées, la déformation se répartie linéairement entre le picot et l'encastrement.

Nous voyons ici clairement l'intérêt de ménager une marge de sécurité intervenant dans le calcul de résistance de la membrane. Nous constatons que l'expression approchée a une tendance à surévaluer les déformations de la membrane, c'est un fait qu'il convient de garder à l'esprit lors du calcul de l'énergie de déformation. Nous savons que la valeur du signal électrique dépendra du type de jauge et de l'électronique de détection employée. Nous veillerons à conserver la contrainte maximale inférieure à la déformation à la rupture du matériau assortie d'un coefficient de sécurité. Ce coefficient sera

choisi environ égal à une dizaine, comme cela se pratique couramment pour les calculs de résistance des structures. Nous comprenons donc bien ici que l'ordre de grandeur de la contrainte maximale dans la membrane est plus important que sa valeur. Par conséquent, nous pouvons considérer les résultats fournis par la formule approchée comme tout à fait pertinents.

La compliance du capteur et l'ordre de grandeur des déformations de la membrane pour une force appliquée au sommet nous permettent de définir la sensibilité « mécanique » de la structure. Nous pouvons estimer cette sensibilité par le rapport de la déformation radiale de la membrane avec la compliance du capteur.

$$S = \left| \frac{\varepsilon_m}{U} \right| = 0,1\beta(1 + 0,9\beta^3) \frac{h_m L_p}{(C_{pr} + C_{p\varepsilon}) R_m D_m} \quad \text{III-29}$$

### III.3 Modélisation du comportement harmonique du capteur

Notre capteur sera utilisé en régime harmonique, imposé par le mouvement des osselets. Afin de pouvoir le dimensionner, il est important de pouvoir interpréter et prévoir le comportement de sa structure mécanique dans ce régime de fonctionnement. Dans cette partie nous commencerons par expliquer le choix des paramètres que nous avons effectué afin de modéliser le comportement du capteur, puis nous calculerons les énergies cinétique et de déformation associées à la déformation de la structure dans une seconde partie. Nous déduirons les expressions des impédances mécaniques et de la première fréquence de résonance dans une troisième et quatrième partie respectivement.

#### III.3.1 Hypothèses du modèle

Nous souhaitons expliciter l'influence des paramètres de la structure sur le fonctionnement du capteur en régime harmonique de façon à pouvoir l'adapter aux conditions de fonctionnement propres à l'oreille moyenne. Une telle adaptation passe par la modélisation de la sensibilité du capteur, de sa tenue mécanique à l'effort mais aussi de l'interaction du capteur avec les osselets. Nous verrons sous quelles conditions les deux premiers paramètres peuvent être déduits de l'expression de la déformation en régime statique. L'interaction du capteur avec les osselets est l'objet du Chapitre 4 traitant d'un modèle de l'oreille moyenne dans lequel le capteur est représenté par son impédance mécanique.

Afin d'étudier le comportement harmonique de la structure, nous nous sommes basés sur un modèle FEM dérivé du modèle statique. La structure a été reprise en ajoutant la masse volumique aux propriétés des matériaux qui la composent. La masse volumique de la SU8 est prise égale à  $1200 \text{ kg/m}^3$ , valeur communiqué par le fabricant MicroChem Corporation [4]. Pour le picot, nous avons choisi l'ordre de grandeur de  $1000 \text{ kg/m}^3$  commun à de nombre de matériaux polymères utilisés en microtechnique tel que le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) ou le polydimethylsiloxane (PDMS).

La convergence du modèle maillé a été établie pour le régime statique, or plus la fréquence augmente plus la longueur caractéristique sur laquelle varient les grandeurs physiques du modèle diminue. Ainsi la taille des éléments assurant la convergence en statique s'avérer trop grande pour modéliser des gradients devenus plus importants aux fréquences élevées. Nous avons par conséquent augmenté la densité du maillage et nous nous sommes assurés de la convergence des résultats en réalisant une étude de convergence sur la cinquième fréquence de résonance de la « configuration moyenne » du capteur. Dans la Figure III-25 ci-dessous, nous avons relevé l'amplitude de vibration au sommet du picot et la déformation radiale à l'encastrement de la membrane pour une force de module constant et de fréquence variable.

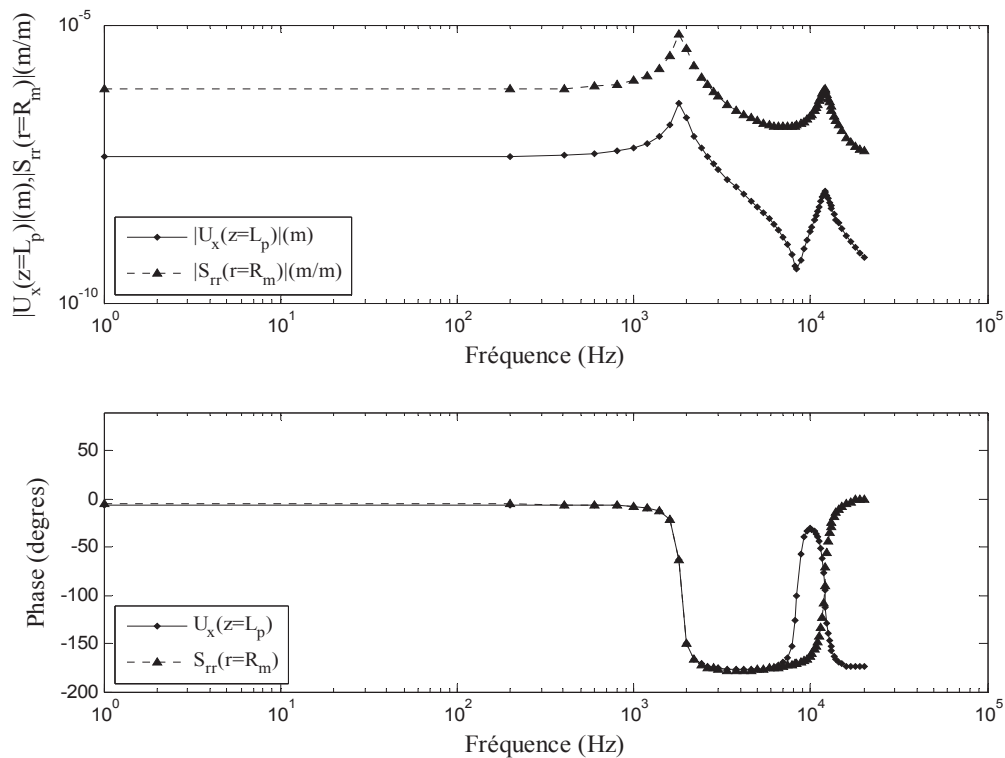


Figure III-25 : Déplacement à l'extrémité du picot et déformation à l'encastrement de la membrane. Les résultats ont été obtenus pour la configuration moyenne définie lors de l'étude statique.

Nous constatons que le déplacement et la déformation présentent simultanément une résonance située à 1,8 kHz. Au delà, nous observons une antirésonance du déplacement proche de 8,5 kHz n'affectant pas la déformation. Une seconde résonance affectant à la fois le déplacement et la déformation a lieu aux alentours de 12 kHz. Les déformés de la structure pour les trois fréquences sont présentés dans la Figure III-26. Celle-ci nous permet de constater qu'à 2 kHz l'inclinaison du picot et la flexion de la membrane sont en phase, conduisant à un maximum simultané à la résonance. Au contraire à 8,5 kHz ils sont en opposition de phase de telle sorte que le déplacement de l'extrémité du picot qui est la somme des contributions de la flexion de la membrane et celle de la flexion du picot s'annule.



Figure III-26 : Déformée de la structure à différentes fréquences. De gauche à droite : 2 kHz, 8,5 kHz et 20 kHz.

Le rapport entre le déplacement au sommet du picot et la déformation à l'encastrement est le facteur conditionnant la linéarité du capteur avec le déplacement des osselets. Nous avons relevé son évolution avec la fréquence dans la Figure III-27 située page suivante. Nous constatons que ce ratio est relativement constant jusqu'à la première fréquence de résonance, les résonances entraînant de brusques variations du comportement mécanique. Ainsi nous posons les deux hypothèses suivantes :

- **La plage de linéarité** du capteur sera définie par la première fréquence de résonance et correspond à l'ensemble des fréquences inférieures à cette dernière.
- Nous faisons l'hypothèse d'un **régime quasi statique** en dessous de la première fréquence de résonance. Cela signifie que pour un effort harmonique appliqué au capteur, chaque point de la structure vibre à la fréquence de cet effort, avec une amplitude correspondant au déplacement obtenu pour une force statique de la même intensité.

L'expression de la première fréquence de résonance ainsi que celle de l'impédance à son voisinage peuvent être déduites des expressions de l'énergie cinétique et de l'énergie de déformation en régime harmonique. Ainsi, dans une première partie du présent chapitre nous poserons les expressions de ces énergies, avant de les employer dans une deuxième et une troisième partie afin de déterminer les expressions de l'impédance mécanique et de la première fréquence de résonance.

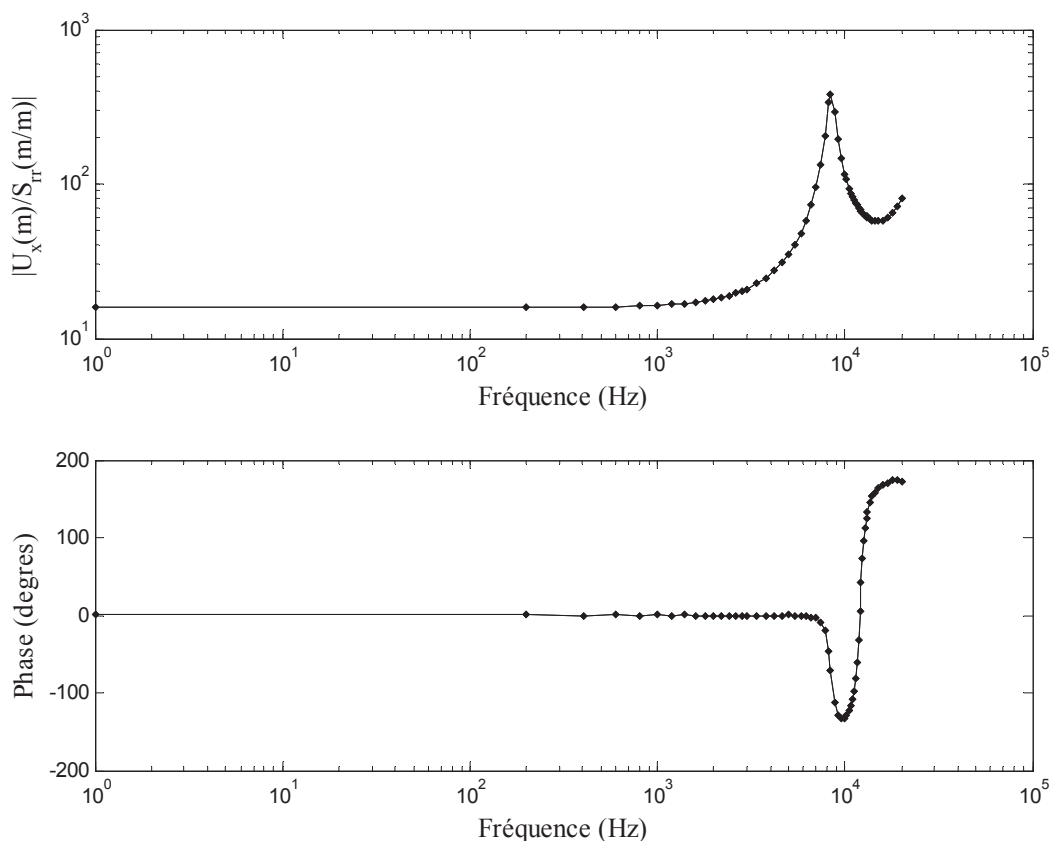


Figure III-27 : Rapport entre l'amplitude de vibration au sommet du picot et la déformation à l'encastrement de la membrane ( $U_x/S_r$ ), établis pour la configuration moyenne définie dans la précédente partie du présent chapitre.



### III.3.2 Expression des énergies

Grâce à l'hypothèse d'un régime quasi-statique, nous pouvons effectuer le calcul des énergies cinétique et de déformation en nous basant sur la déformée statique de la structure. Nous commencerons par calculer les énergies associées au picot. L'énergie cinétique du picot est donnée par l'intégrale sur le volume du picot  $V_p$  de l'énergie cinétique d'un volume élémentaire  $dV$ . En régime harmonique elle s'exprime comme :

$$E_{c,ps} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \int_{V_p} U^2 dV \quad \text{III-30}$$

Avec  $\rho_p$  la masse volumique et  $U$  l'amplitude de vibration du volume élémentaire. Le déplacement d'un point du picot résulte de deux contributions. La première a pour origine le basculement du picot « rigide » sur sa base sous l'effet de la déformation de la membrane. L'amplitude résultante sera désignée par  $U_{pr}$ . La seconde contribution correspond à la flexion du picot, et l'amplitude correspondante sera désignée par  $U_{ps}$ . L'énergie cinétique du picot s'exprime alors comme :

$$E_{c,p} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \int_{V_p} (U_{ps} + U_{pr})^2 dV \quad \text{III-31}$$

En développant l'identité remarquable constituée par le carré de la somme des déplacements, on constate que l'on peut écrire l'énergie cinétique du picot sous la forme d'une somme de trois termes, conformément à l'équation ci-dessous.

$$E_{c,p} = E_{c,pr} + E_{c,ps} + \rho_p \omega^2 \int_{V_p} U_{ps} U_{pr} dV \quad \text{III-32}$$

Le premier terme correspond à l'énergie cinétique du système dans une configuration dans laquelle le picot serait parfaitement rigide et animé d'un mouvement de bascule lorsque la membrane se déforme. Le deuxième terme correspond à l'énergie cinétique du système dans une configuration où seul le picot se déformerait, comme une poutre encastré dans la membrane. Le troisième terme peut être interprété comme un terme de couplage. En effet, l'énergie cinétique étant proportionnelle au carré de l'amplitude de vibration, nous ne pouvons simplement sommer les énergies cinétiques de chaque contribution à l'amplitude totale. Les calculs présentés dans les Annexes B-3, B-4 et B-5 nous ont respectivement permis d'établir les expressions ci-dessous :

$$E_{c,pr} \approx 4,71 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^3 R_m^2}{D_m^2} \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2 \quad \text{III-33}$$

$$E_{c,ps} \approx 6,67 \cdot 10^{-2} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^5}{E_p R_m^6 (1 - \beta)^6} \quad \text{III-34}$$

$$E_{c,co} \approx 1,1 \cdot 10^{-2} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^4 R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{E_p R_p^3 D_m} \quad \text{III-35}$$

Nous avons montré dans l'Annexe B-5 que le terme de couplage peut être exprimé en fonction des énergies cinétiques en configuration « picot souple » et « picot rigide » comme suit :

$$E_{c,co} \approx 2,17(E_{c,ps} E_{c,pr})^{\frac{1}{2}} \quad \text{III-36}$$

Afin de calculer l'énergie de déformation du picot nous avons considéré les énergies associées au moment fléchissant et à l'effort tranchant que la force  $F$  exerce sur le picot. Pour cela nous nous appuyons sur la formule de l'énergie de déformation d'une poutre soumise à une force appliquée à son extrémité [3].

$$E_{d,ps} = \int_0^{L_p} \frac{M_f^2}{2E_p I_p} dz + \int_0^{L_p} \frac{T^2}{2G_p S_p} dz \quad \text{III-37}$$

Avec  $M_f$  le moment fléchissant,  $T$  l'effort tranchant et  $S_p$  la section de la poutre. Le matériau constituant la poutre est homogène et isotrope, par conséquent, nous pouvons écrire que  $G_p = E_p / (2(1 + \nu_p))$ . Le calcul de l'énergie de déformation présenté en Annexe VIII nous conduit à l'Expression III-38.

$$E_{d,ps} = \frac{F^2 L_p}{\pi R_p^2 E_p} \left( \frac{2}{3} \left( \frac{L_p}{R_p} \right)^2 + 1 + \nu_p \right) \approx 2,12 \cdot 10^{-1} \frac{F^2 L_p^3}{E_p R_p^4} \quad \text{III-38}$$

Considérons une configuration favorisant l'énergie associée à l'effort tranchant : une géométrie du picot très ramassée, pour laquelle la longueur du picot est égale à trois fois son diamètre, et un coefficient de Poisson élevé égal à 0,4. Pour une telle configuration, en négligeant le terme dû au cisaillement, nous faisons sur l'énergie de déformation une erreur inférieure à 6%, soit moins de 3% sur la valeur de la fréquence de résonance. Nous avons par conséquent préféré négliger ce terme de façon à simplifier l'expression de l'énergie de déformation. En remplaçant les termes  $R_p$  et  $F$  par leurs expressions en fonction de  $R_m$ ,  $\beta$ ,  $L_p$  et  $M$ , nous obtenons l'expression de l'énergie cinétique ci dessous :

$$E_{d,ps} \approx 2,12 \cdot 10^{-1} \frac{M^2 L_p}{E_p R_m (1 - \beta)^4} \quad \text{III-39}$$

L'énergie cinétique de la membrane est donnée par l'intégrale :

$$E_{c,m} = \frac{\rho_m \omega^2}{2} \int_{V_m} (w)^2 dv \quad \text{III-40}$$

Avec  $w$  le déplacement hors plan de la membrane. Le calcul disponible en annexe basé sur la déformée approchée de la membrane déterminée précédemment nous conduit à l'expression suivante :

$$E_{c,m} \approx 4,76 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_m h_m R_m^4 \beta^7 (1 - 5,29 \cdot 10^{-1} \beta^2)}{D_m^2} \quad \text{III-41}$$

L'énergie de déformation de la membrane est donnée par la formule de l'énergie de déformation d'une plaque en coordonnées cylindriques. Celle-ci s'exprime comme :

$$E_{d,m} = \frac{K}{2} \int_{S_m} \left\{ \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \right)^2 - 2(1-\nu) \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \right) + 2(1-\nu) \left( \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial \theta} \right) \right)^2 \right\} ds \quad \text{III-42}$$

Le calcul développé en Annexe B-1 conduit à l'expression ci-dessous :

$$E_{d,m} \approx 1,95 \cdot 10^{-2} M^2 \frac{\beta^3 (1 + 4,54 \beta^3)}{D_m} \quad \text{III-43}$$

Cette expression est remarquablement simple. Elle ne dépend pas explicitement des rayons de la membrane et du picot mais du rapport de ces deux dimensions ici sous la forme du paramètre adimensionnel  $\beta$ .

### III.3.3 Expression de l'impédance mécanique

Afin d'étudier l'influence du capteur sur le fonctionnement des osselets nous avons cherché à déterminer le module de son impédance mécanique. Dans le chapitre suivant nous montrons comment nous avons déterminé une valeur limite de l'impédance mécanique du capteur telle que le comportement des osselets en termes d'amplitude de vibration soit aussi peu affecté que possible.

Autour de sa première fréquence de résonance, un système mécanique peut être décrit de façon approchée comme un système du second ordre dont l'effet se ramène à celui d'une masse  $M$  et une compliance  $C$ . L'impédance mécanique  $Z$  d'un tel système, définie comme le rapport du module de la force appliquée  $F$  avec la vitesse  $v$  s'exprime comme :

$$Z = \frac{F}{v} = \frac{1}{jC\omega} + j\omega M \quad \text{III-44}$$

La pertinence de cette approximation dépend bien entendu du système considéré. La Figure III-28 représente la vitesse au sommet du picot obtenue par le modèle FEM autour de la première fréquence de résonance.

Nous pouvons constater que sous la première fréquence de résonance la vitesse décroît comme l'inverse de la pulsation. Au delà de cette fréquence, elle augmente proportionnellement à la pulsation, confirmant la pertinence de l'approximation par système du second ordre. Ainsi autour de la première fréquence de résonance, le comportement mécanique au sommet du picot peut être approché par celui d'un système à constantes localisées consistant en l'association en série d'une masse et d'un ressort. L'extrémité du picot est choisie comme point de réduction car c'est en ce point que les osselets exerceront un effort sur la structure. La compliance du ressort  $C$  est donnée comme le rapport du déplacement du point de réduction  $u_p$  à la force  $F$  appliquée :

$$C = \frac{u_p}{F} \quad \text{III-45}$$

La masse effective  $M_{eff}$  est définie comme la masse que devrait avoir le point de réduction pour que son énergie cinétique soit égale à celle de la structure lorsqu'elle est soumise à une force d'amplitude  $F$  appliquée au point de réduction.

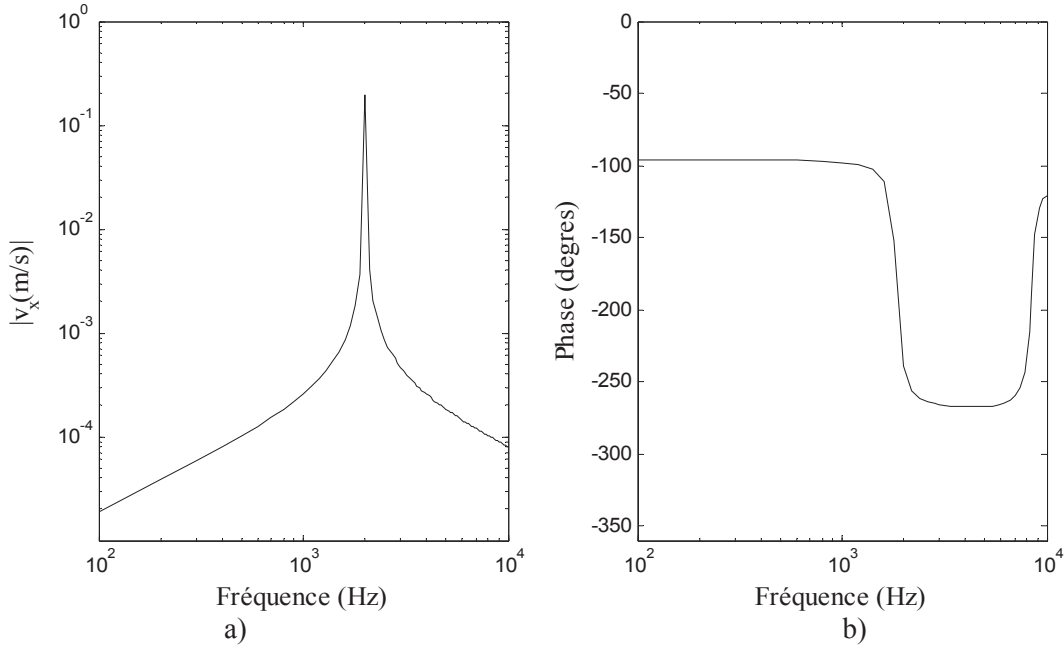


Figure III-28 : Vitesse au sommet du picot sous l'effet d'une force appliquée en ce point et dirigée parallèlement au plan de la membrane. Le module (a) et phase (b) de cette vitesse ont été obtenus pour la configuration moyenne, soumise à une force de 1  $\mu$ N.

$$M_{eff} = \frac{E_c}{\frac{1}{2}(\omega U_p)^2} = \frac{2E_c}{C^2 F^2} \quad \text{III-46}$$

Nous souhaitons que le comportement du capteur soit linéaire, c'est pourquoi nous nous intéressons au régime situé sous la première fréquence de résonance. En dessous de cette fréquence, l'élasticité du système domine et les effets inertiels sont négligeables. Par conséquent, nous ne développerons pas l'expression de la masse effective  $M_{eff}$ . Nous nous souvenons que la déformation de la structure résulte de deux contributions que sont la flexion du picot et la flexion de la membrane. Chacune de ces contributions produisant un déplacement nous pouvons y associer une constante de raideur. Soit  $C_{ps}$  et  $C_{pr}$  les compliances dans les configurations picot souple et picot rigide respectivement. En nous basant sur les déplacements statique nous avons déterminé en Annexe A-4 les expressions suivantes :

$$C_{pr} = \frac{u_{pr}}{F} \approx 3.10^{-2} \frac{L_p^2 \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m (1 - \beta)} \quad \text{III-47}$$

$$C_{ps} = \frac{4L_p^3}{3\pi E_p R_m^4 (1 - \beta)^4} \quad \text{III-48}$$

Le déplacement total  $U$  est égal à la somme des deux déplacements  $U_{ps}$  et  $U_{pr}$  tandis la force  $F$  est subie de la même façon par les deux ressorts. Ainsi en nous basant sur une analogie électromécanique, l'impédance de la structure est obtenue par la mise en parallèle des impédances correspondant aux ressorts, comme l'illustre le schéma Figure III-29. La compliance de l'ensemble est égale à la somme des compliances des branches et l'expression de l'impédance correspondante est alors :

$$Z = \frac{1}{j\omega(C_{ps} + C_{pr})} \quad \text{III-49}$$

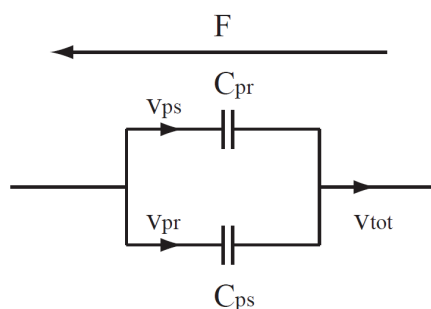


Figure III-29 : Schéma électrique équivalent de la structure en dessous de la première fréquence de résonance. En se basant sur les analogies formelles entre équations mécaniques et électriques, les compliances sont équivalentes à des capacités, les vitesses à des courants et la force à une tension.

Dans la Figure III-30 ci-après, nous comparons les valeurs d'impédance fournies par l'Expression III-49 avec les résultats du modèle FEM obtenu pour une configuration dans laquelle les déplacements dus aux contributions « picot rigide » et « picot souple » sont comparables. Pour cela nous avons adapté la configuration moyenne en modifiant l'épaisseur de la membrane et le module d'Young du picot. Ils ont été respectivement fixés à 30  $\mu\text{m}$  et 100 MPa respectivement.

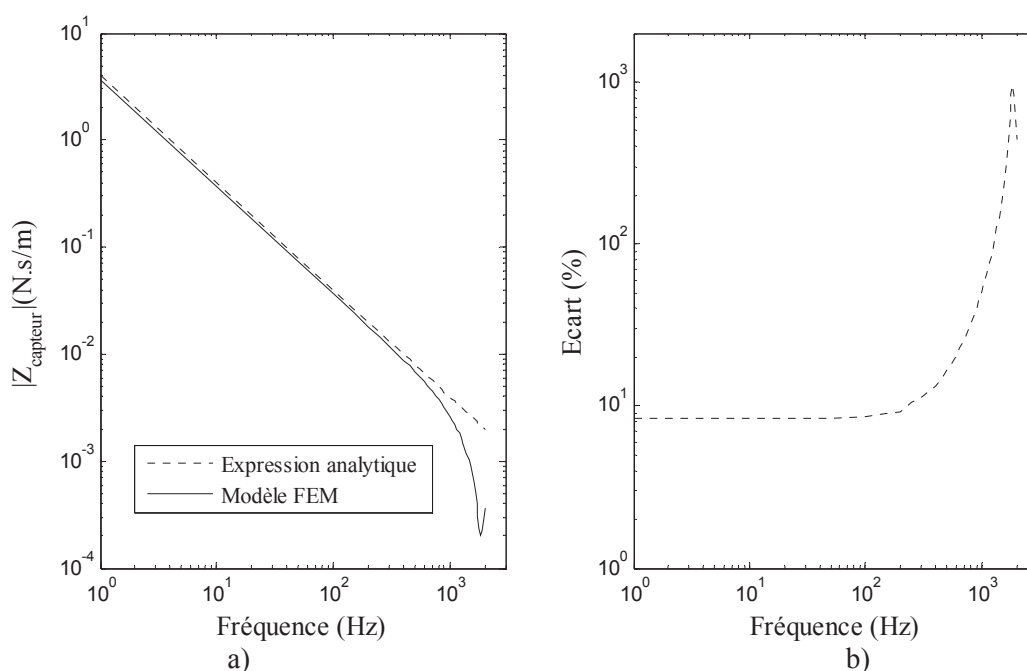


Figure III-30 : Module de l'impédance mécanique réduite au sommet du picot en fonction de la fréquence.

Nous constatons que pour les fréquences éloignées de la résonance l'écart est au maximum de 10%. Nous attribuons ce dernier aux approximations réalisées concernant l'expression du déplacement au sommet du picot en fonction du déplacement à la base de la tige. Il est dû pour autre partie au fait que le module d'Young du picot étant 10 fois plus petit que celui de la membrane, une partie des déformations du picot est concentré à son encastrement, ainsi les hypothèses de la poutre encastree sont moins pertinentes. Pour les fréquences proche de la première fréquence de résonance, nous observons que la valeur de l'impédance tirée de la formule est très inférieure à la valeur fournie par le modèle FEM.

Nous cherchons à déterminer une expression de l'impédance mécanique que nous contraindrons dans l'étude d'optimisation de façon à ce que la valeur de l'impédance soit suffisamment faible pour que le fonctionnement des osselets ne soit pas perturbé par le capteur. De ce point de vue, la diminution du module de l'impédance du capteur aux abords de la fréquence de résonance est un effet bénéfique qui n'est pas de nature à perturber le fonctionnement du capteur puisque son influence est déjà négligeable. Puisque nous fixerons l'impédance mécanique comme négligeable, il ne nous est pas nécessaire de connaître sa valeur avec une grande précision. L'ordre de grandeur du module de l'impédance mécanique nous permettra de poser les conditions nécessaires au bon fonctionnement de la chaîne ossiculaire.

### III.3.4 Expression de la première fréquence de résonance

Nous avons établi que la linéarité du capteur est obtenue en situant sa gamme de fonctionnement sous la première fréquence de résonance. Afin d'optimiser la réponse du capteur, nous cherchons à déterminer une expression analytique de la première fréquence de résonance. La complexité des équations décrivant les déformées statiques de la membrane et du picot nous dissuade de calculer la première fréquence de résonance par la méthode exacte en écrivant l'équilibre dynamique de la structure. A une telle approche, nous avons préféré une méthode approchée.

La méthode de Rayleigh permet de calculer la plus basse fréquence de résonance d'un système non dissipatif à partir d'hypothèses raisonnables sur la déformée du système. Elle consiste à obtenir une expression de l'énergie cinétique et de l'énergie de déformation du système qui permettra ensuite de déduire une expression approchée de la fréquence de résonance en se basant soit sur la conservation de l'énergie, soit sur les équations de Lagrange. Cette méthode valable pour les systèmes à un degré de liberté a été généralisée par Ritz aux systèmes à plusieurs degrés de liberté : en réduisant le nombre de degrés de liberté du système, elle permet d'estimer les plus basses fréquences de résonances de ces systèmes. Afin de calculer la fréquence de résonance de la structure, la méthode dite « exacte » consiste à écrire l'équilibre des forces en régime harmonique en un point de la structure, équilibre duquel on peut déduire la déformée de cette structure. Dans le cadre de la méthode de Rayleigh les énergies cinétiques et de déformation de la structure sont estimées sur la base d'une déformée estimée a priori. De la pertinence de celle ci, dépend la précision de la méthode.

Nous avons approché l'amplitude de vibration par le déplacement obtenu sous l'effet de la force statique appliquée au sommet du picot. La précision des résultats qui découlent de ce choix devrait être bonne, car nous ne cherchons pas ici le mode propre de la structure mais la résonance forcée sous l'effet d'une force harmonique appliquée au sommet du picot. Nous avons calculé précédemment les énergies cinétique et de déformation associées au capteur lorsque celui-ci est soumis à une force harmonique de module constant appliquée à son sommet. En se basant sur la conservation de l'énergie, l'application de la méthode de Rayleigh nous permet d'écrire l'expression de la première pulsation à la résonance  $\omega_r$  telle que présentée dans l'Equation III-50.

$$\omega_r^2 = \frac{E_{d,m} + E_{d,ps}}{\frac{1}{\omega^2} (E_{c,m} + E_{c,pr} + E_{c,ps} + E_{c,co})} \quad \text{III-50}$$

Cette expression nous permet de mettre en évidence que la valeur de la première fréquence de résonance de la structure dépend de l'importance relative des énergies associées à la déformation de la membrane, et celles associées à la déformation du picot. Nous distinguons deux valeurs limites de la pulsation à la résonance :  $\omega_{pr}$  pour la configuration dans laquelle le picot est parfaitement rigide et  $\omega_{ps}$  pour la configuration dans laquelle la membrane est rigide. L'expression de ces pulsations est donnée par les Equations III-51 et III-52.



$$\omega_{pr}^2 = \frac{E_{d,m}}{\frac{1}{\omega^2} (E_{c,m} + E_{c,pr})}$$

III-51

$$\omega_{ps}^2 = \frac{E_{d,ps}}{\frac{E_{c,ps}}{\omega^2}}$$

III-52

En utilisant les expressions des énergies déterminées précédemment nous obtenons l'expression de la fréquence de résonance dans la configuration « picot souple » présenté ci-dessous. Les calculs sont disponibles en Annexe C-1 :

$$f_{r,ps} \approx 2,9 \cdot 10^{-1} \frac{R_p}{L_p^2} \left( \frac{E_p}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

III-53

Cette expression est à comparer celle, ci-dessous, de la fréquence de résonance d'une poutre de section circulaire simplement encastree présentant les mêmes caractéristiques que le picot :

$$f_R = \frac{\lambda_0^2}{2\pi L^2} \left( \frac{E_p I_p}{\rho_p S} \right)^{\frac{1}{2}} \approx 2,8 \cdot 10^{-1} \times \frac{R_p}{L_p^2} \left( \frac{E_p}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

III-54

Avec  $\lambda_0$  la première valeur propre du système, conditionnée par les conditions aux limites. Nous pouvons constater que l'écart entre les valeurs de la première fréquence de résonance est inférieur à 4%. Sachant que dans le cas de calcul de plaques, l'écart entre la méthode « exacte » et la méthode approchée de Rayleigh peut atteindre 10 à 15% [6], nous pouvons considérer que nous faisons sur le calcul de la fréquence de résonance du picot une erreur tout à fait acceptable.

Nous cherchons maintenant à déterminer l'expression de la fréquence de résonance dans une configuration « picot rigide ». Si la première fréquence de résonance d'une poutre simplement encastree est un résultat connu, nous n'avons en revanche pas trouvé l'expression de la première fréquence de résonance d'un picot rigide implanté perpendiculairement au centre d'une plaque mince circulaire dans la littérature. Afin de simplifier l'expression, nous avons démontré en annexe que l'énergie cinétique de la membrane est négligeable devant celle du picot dans le cadre des configurations retenues, notamment en raison de la différence de volume. De cela, nous avons déduit l'expression approchée de la première fréquence de résonance par le calcul présenté en Annexe C-2 et présenté dans l'Equation III-55 ci après.

$$f_{r,pr} \approx 3,64 \beta^3 (1 + 3,38 \cdot 10^{-1} \beta^{-4,4}) \frac{1}{R_m L_p^{\frac{3}{2}}} \left( \frac{D_m}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

III-55

Comme nous l'avons expliqué précédemment, nous ne disposons pas d'expression analytique à laquelle comparer ce résultat. Nous ne pouvons par conséquent que comparer les résultats de cette formule avec ceux du modèle FEM sur un ensemble de configurations suffisamment large. Pour cela, nous avons fait varier un à un les paramètres de l'expression à partir de la configuration moyenne et dans les gammes définies lors de l'élaboration de l'expression simplifiée de la déformée statique. Afin de mener les analyses modales et harmoniques nécessaires nous avons définie une masse volumique au picot, que nous avons fait varier entre 500 et 2500 kg/m<sup>3</sup>. Ces valeurs correspondent aux limites dans lesquelles se situent les masses volumiques des matériaux fréquemment employés en microtechnique tels que : PDMS, SU-8, PMMA. Les résultats obtenus sont présentés dans la Figure III-31 ci-dessous.

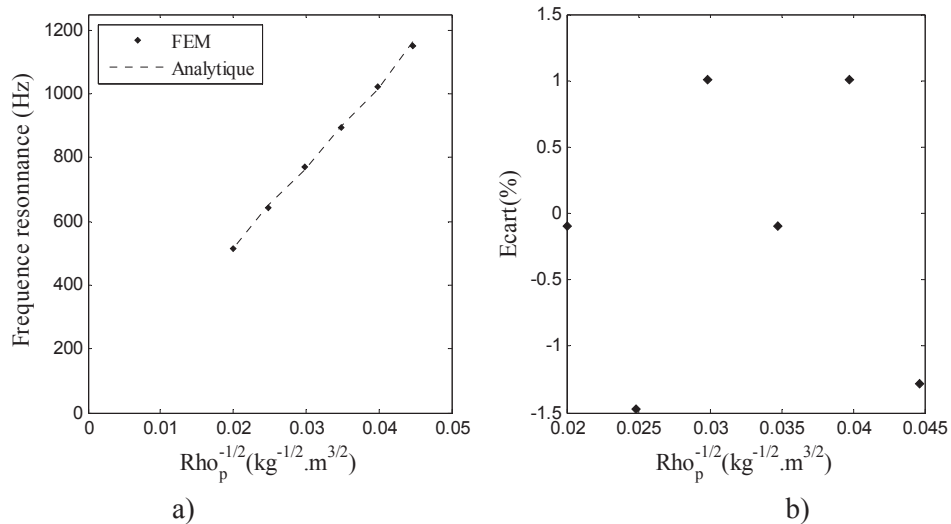


Figure III-31 : a) Fréquence de résonance de la configuration moyenne « picot rigide » pour une masse volumique du picot variant entre 500 et 2500  $\text{kg}/\text{m}^3$ , écart entre l'expression analytique et les résultats numériques (b).

L'écart entre les résultats du modèle FEM et les résultats de l'expression est inférieur à 1,5%. Cette concordance s'explique par le fait que la masse effective de la membrane étant négligeable, l'énergie cinétique du système est directement proportionnelle à la masse volumique du picot. Nous avons procédé de la même manière pour vérifier la dépendance la fréquence de résonance avec le module d'Young. Pour cela nous avons fait varier arbitrairement le module d'Young entre 0,5 et 6 GPa. Le modèle comportemental des matériaux est celui de déformations directement proportionnelles à la contrainte appliquée. En nous basant sur une analogie masse ressort nous comprenons bien que la fréquence de résonance doit est proportionnelle à la racine carré de la rigidité du ressort, donc dans notre cas du module d'Young. Les résultats présentés Figure III-32 atteste de la validité de ce raisonnement.

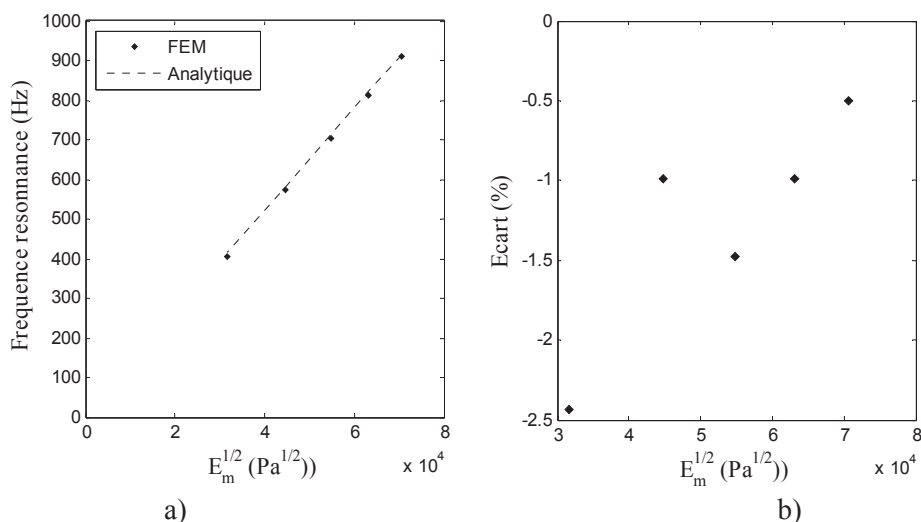


Figure III-32 : Comparaison des fréquences de résonance du modèle FEM et du modèle analytique. Les résultats ont été obtenus sur la base de la configuration moyenne lorsque le picot est parfaitement rigide et le module d'Young de la membrane varie entre 0,5 et 6 GPa (a., écart entre l'expression analytique et les résultats numériques (b).

La Figure III-33 présente les résultats de la première fréquence de résonance en fonction du rayon de la membrane sur lesquels nous nous sommes basés afin de valider l'Expression III-55.

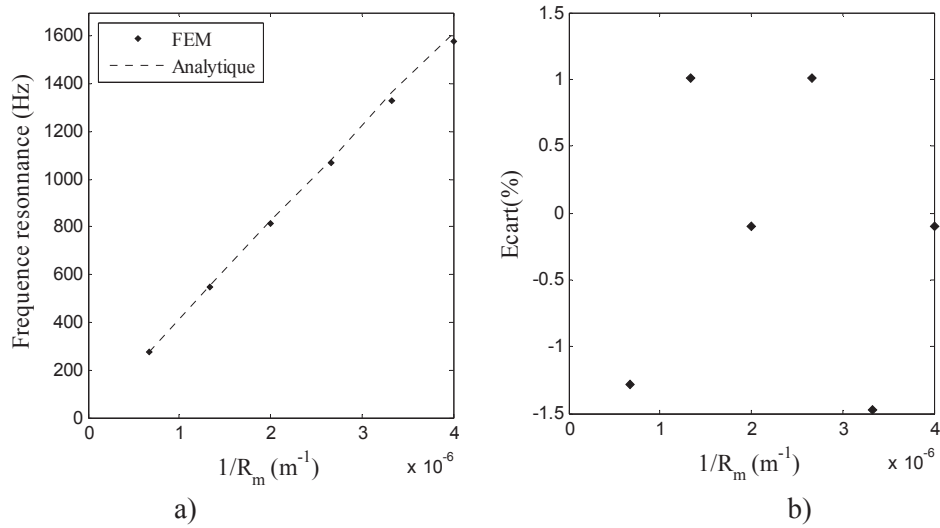


Figure III-33 : a) Fréquence de résonance de la configuration moyenne « picot rigide » pour un rayon de la membrane variant entre 250  $\mu m$  et 2 mm., écart entre l'expression analytique et les résultats numériques (b).

Nous pouvons constater que l'écart entre la formule analytique et le modèle numériques est inférieur à 1,5 % ce qui atteste que la validité des hypothèse de « plaque mince » sur lesquelles repose notre modèle ne dépend pas explicitement du rayon de la membrane. Nous avons cherché ensuite à vérifier la dépendance de la fréquence de résonance avec la longueur du picot en nous basant sur les résultats présentés Figure III-34.

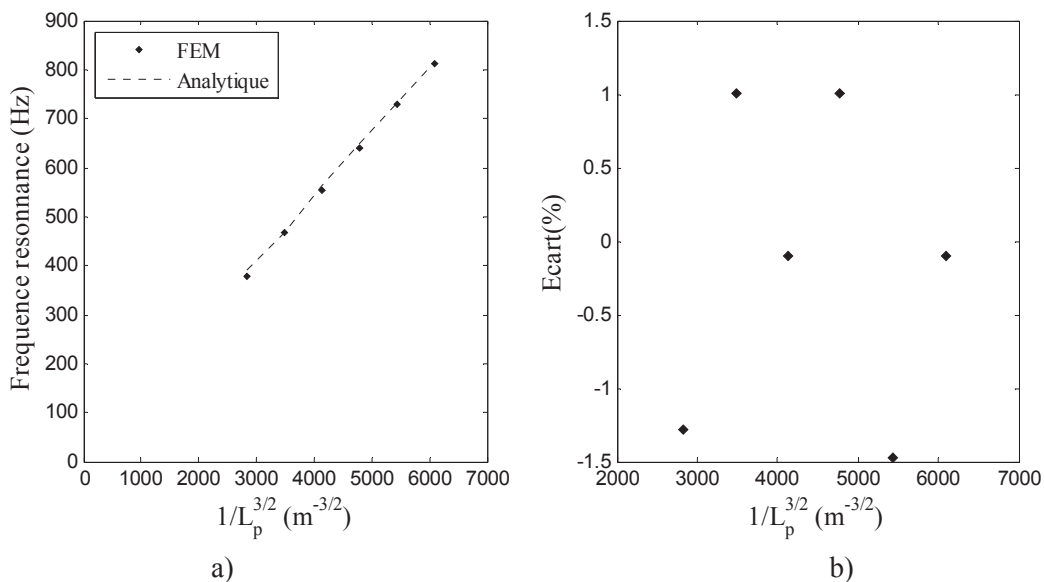


Figure III-34 : a) Fréquence de résonance de la configuration moyenne « picot rigide » pour des longueurs du picot variant entre 3  $\mu m$  et 5 mm, écart entre l'expression analytique et les résultats numériques (b).

Nous constatons cette fois encore un très bon accord. A force constante, la longueur du picot tend à augmenter les déformations de la membrane cependant, dans la limite de petites déformations, les hypothèses du modèle ne sont pas contredites. L'influence du paramètre adimensionnel  $\beta$  sur la déformée statique est le fruit de nombreuses approximations et les calculs permettant d'établir la forme de cette influence sont complexes. Nous avons présenté dans la Figure III-35 les résultats obtenus pour une membrane de 10  $\mu\text{m}$  d'épaisseur.

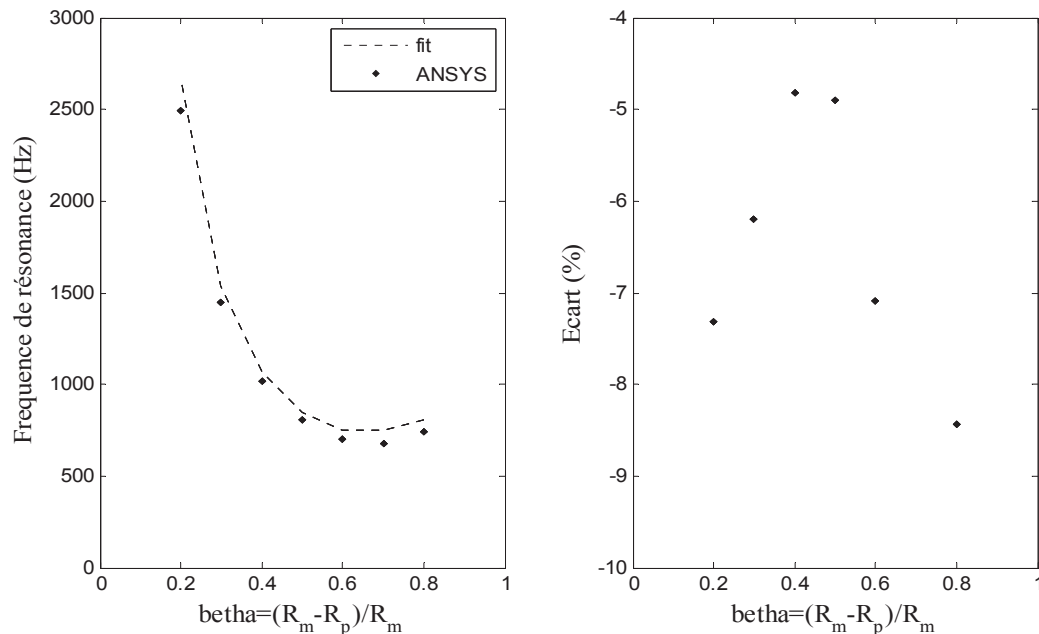


Figure III-35 : Fréquence de résonance de la configuration moyenne « picot rigide » pour un ratio entre le rayon du picot et de la membrane compris entre 0,2 et 0,8 (a). écart entre l'expression analytique et les résultats numériques (b).

L'écart entre les résultats FEM et la formule approchée est inférieur à 10 %. La précision des résultats de la méthode de Rayleigh dans le cadre de calculs de plaques est de l'ordre de 15 % à 20 % [6]. L'ordre de grandeurs de l'erreur réalisé est donc dans ce cas tout à fait acceptable. Cependant, nous avons constaté que la validité de l'expression analytique de la fréquence de résonance est mise en défaut lorsque les membrane son épaisses.

Nous avons fait l'hypothèse que la membrane est sollicitée uniquement en flexion et que le cisaillement dans l'épaisseur est négligeable. Nous comprenons aisément que la validité d'une telle hypothèse est remise en cause lorsque le rayon de la tige est proche de celui de la membrane et que l'épaisseur est grande. Afin de tester les limites de notre modèle nous avons tracé la fréquence de résonance de la structure en fonction du rapport de l'épaisseur de la membrane avec la longueur sur laquelle elle se déforme qui n'est autre que la différence des rayons de la membrane et du picot. Les résultats obtenus pour un  $\beta$  fixe égal à 0,5 pour différents rayons et épaisseurs sont présentés dans la Figure III-36 ci-après.

Nous constatons que l'écart relatif entre les résultats de l'Expression III-55 et du modèle numérique augmente linéairement (en valeur absolue) avec le rapport de l'épaisseur sur la différence des rayons de la membrane et du picot. La tendance est identique quelque soit le rayon de la membrane, aussi pouvons nous conclure que ce rapport est bien un paramètre permettant de fixer la limite de validité de notre modèle du point de vue de la fréquence de résonance. En adoptant un critère tel que l'écart soit inférieur à 15 % nous pouvons établir la limite de validité à  $h_m / (R_m - R_p) = 0,2$ .

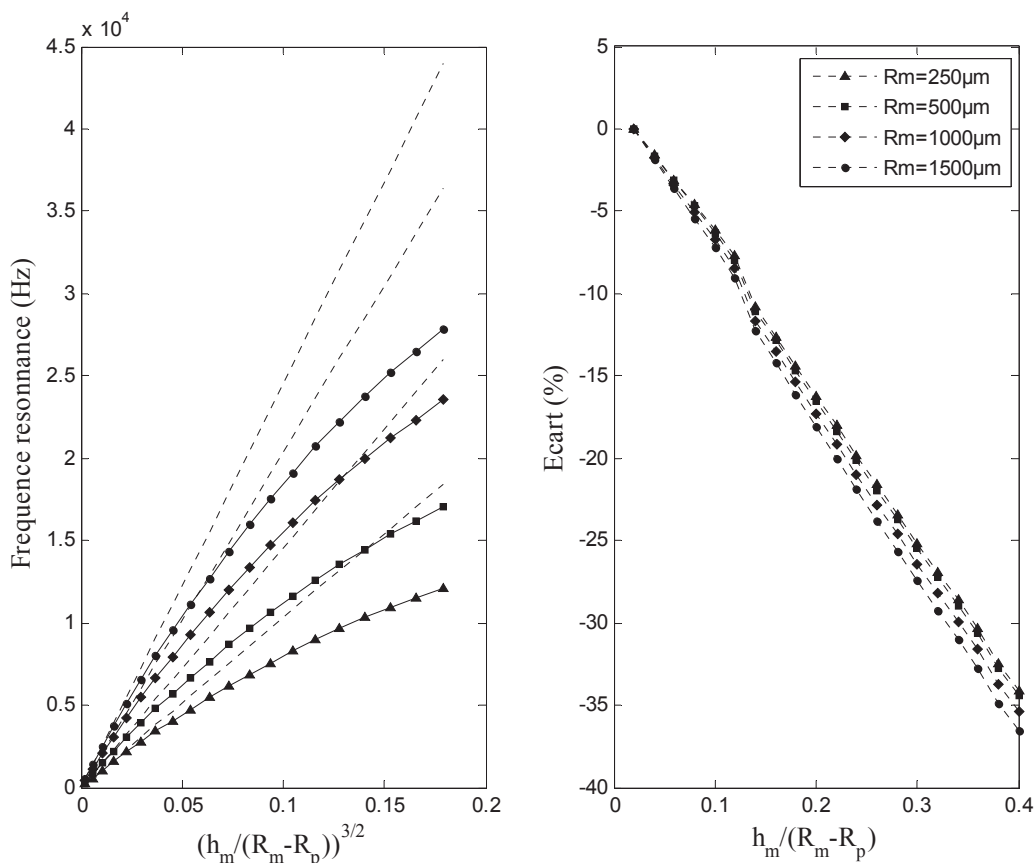


Figure III-36 : Fréquence de résonance de la configuration moyenne « picot rigide » en fonction des épaisseurs de membrane variant entre 5 et 100  $\mu\text{m}$  avec des rayons de membrane égaux à 250, 500, 1000 et 1500  $\mu\text{m}$ .

Nous avons ainsi pu établir la pertinence des résultats délivrés par notre modèle dans les deux configurations limites que sont la configuration « picot souple » et « picot rigide ». Les configurations intermédiaires sont particulièrement intéressantes si l'on souhaite tirer partie de l'élasticité du picot pour absorber une partie du déplacement. En nous référant à l'Equation III-50 liant la fréquence de résonance avec les énergies, nous constatons que dans une configuration intermédiaire (déformations du picot et de la membrane) l'énergie de déformation du système complet est bien égale à la somme des énergies de déformation. En revanche, l'énergie cinétique n'est pas la somme des énergies cinétiques des configurations picot souple et picot rigide : un terme d'énergie cinétique de couplage s'ajoute à cette somme. Ainsi l'énergie cinétique du système est toujours supérieure à la somme des énergies cinétiques associées aux contributions « picot souple » et « picot rigide ».

Par voie de conséquence, la fréquence de résonance d'un système passif composé de plusieurs parties ne peut être qu'inférieure à celle des éléments qui le composent considérés isolément. Dans notre cas la fréquence de résonance de la structure du capteur sera inférieure à la fréquence de résonance de la configuration picot rigide et de la configuration picot souple. C'est ce qu'illustre le tracé de la fréquence de résonance du système en fonction du module d'Young du picot, représenté dans la Figure III-37. Lorsque le module d'Young du picot est élevé les déformations de la membrane diminuent la fréquence de résonance du picot. Autrement dit : les déformations du picot diminuent la fréquence de résonance de la base lorsque son module d'Young est bas. Un élément mécanique, lorsqu'il est monté sur un élément souple, voit sa fréquence de résonance chuter.

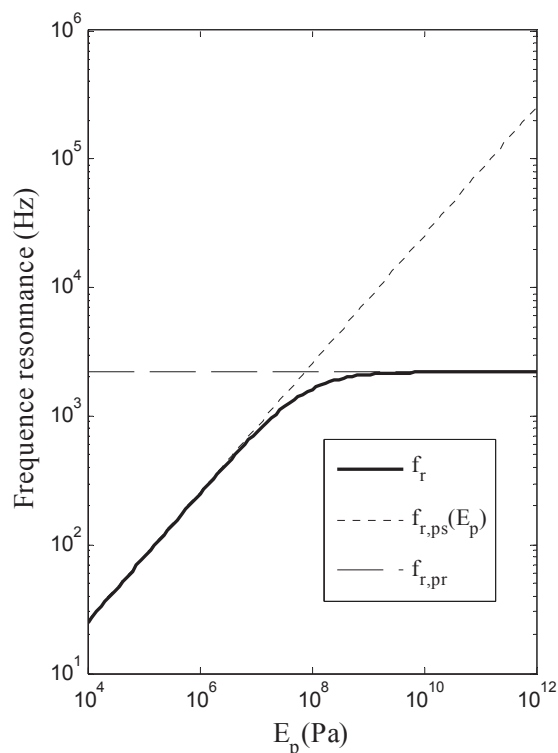


Figure III-37 : Fréquence de résonance du système en fonction du module d'Young du picot. En pointillés fin, la fréquence de résonance du picot. En pointillé plus larges, la fréquence de résonance du système en configuration « picot rigide ».

L'expression de la pulsation à la résonance dans le cas général peut être exprimé en fonction de la pulsation à la résonance dans les deux cas limites que sont la configuration picot souple et la configuration picot rigide. Nous nous souvenons pour cela que lorsque le picot est très rigide devant la membrane, la fréquence de résonance est égale à la fréquence de résonance en configuration « picot rigide ». L'énergie cinétique est alors liée à l'énergie de déformation par la relation suivante :

$$\omega_{pr}^2 \approx \frac{E_{d,m}}{E_{c,pr}} \Rightarrow \frac{E_{c,pr}}{\omega^2} \approx \frac{E_{d,m}}{\omega_{pr}^2} \quad \text{III-56}$$

De même, lorsque le picot est très souple devant la membrane, l'expression de la fréquence de résonance est telle que nous pouvons écrire l'énergie cinétique comme une fonction de l'énergie de déformation et la pulsation à la résonance en configuration « picot souple ».

$$\omega_{ps}^2 \approx \frac{E_{d,ps}}{E_{c,ps}} \Rightarrow \frac{E_{c,ps}}{\omega^2} \approx \frac{E_{d,ps}}{\omega_{ps}^2} \quad \text{III-57}$$

Nous nous souvenons aussi que l'énergie cinétique de couplage peut être exprimée en fonction des énergies cinétiques en configuration «picot rigide» et « picot souple ». Nous utilisons alors des deux égalités pour exprimer l'énergie cinétique de couplage en fonction des énergies de déformation.

$$E_{c,co} \approx \frac{2,17}{\omega^2} (E_{c,ps} E_{c,pr})^{\frac{1}{2}} \Rightarrow E_{c,co} \approx \frac{2,17}{\omega_{ps} \omega_{pr}} (E_{d,m} E_{d,ps})^{\frac{1}{2}} \quad \text{III-58}$$

La pulsation à la résonance peut alors être exprimée en fonction des énergies de déformation et des pulsations à la résonance dans les deux cas limites.

$$\omega_r^2 \approx \frac{E_{d,m} + E_{d,ps}}{\frac{E_{d,m}}{\omega_{pr}^2} + \frac{E_{d,ps}}{\omega_{ps}^2} + \frac{2,17}{\omega_{ps} \omega_{pr}} (E_{d,m} E_{d,ps})^{\frac{1}{2}}} \quad \text{III-59}$$

Nous définissons une constante  $\kappa$  égale au rapport de l'énergie de déformation de la membrane avec l'énergie de déformation du picot. Afin de simplifier encore l'expression ci-dessous nous remarquons que le dénominateur est pratiquement une identité remarquable. En comparant les résultats obtenus pour 2 et 2,17 nous remarquons que l'écart est inférieur à 3 %. De cela nous déduisons l'expression approchée :

$$\omega_r^2 \approx \frac{1 + \kappa}{\left( \frac{1}{\omega_{pr}} + \frac{\sqrt{\kappa}}{\omega_{ps}} \right)^2} \quad \text{III-60}$$

Ce qui conduit à l'expression suivante de la fréquence de résonance :

$$f_r \approx f_{ps} \frac{\sqrt{1 + \kappa}}{\left( \sqrt{\kappa} + \frac{f_{ps}}{f_{pr}} \right)} \quad \text{III-61}$$

Nous pouvons vérifier que de faibles valeurs de  $\kappa$  correspondent à une configuration « picot rigide ». Réciproquement des valeurs élevées correspondent à une configuration de type « picot souple ». L'expression de  $\kappa$  a été développée ci-dessous :

$$\kappa = 1,13 \cdot 10^1 \frac{D_m}{E_p R_p^4} \frac{L_p}{\beta^3 (1 + 4,54 \beta^3)} \quad \text{III-62}$$

Le coefficient  $\kappa$  est le produit d'un facteur proportionnel au ratio des rigidités de la membrane et du picot et d'un facteur géométrique dépendant de la longueur de la tige et de la proportion de la membrane pouvant se déformer. Lors de l'étude de la fréquence de résonance en configuration picot rigide, nous avons vu que l'épaisseur pouvait avoir une grande influence sur la précision des résultats. Nous avons par conséquent souhaité vérifier la validité des résultats en fonction de l'épaisseur de la membrane, dans la zone de transition entre les régimes « picot souple » et « picot rigide ». La Figure III-38 ci-dessous représente l'évolution de la fréquence de résonance pour différentes épaisseurs  $h_m$ .

En régime picot rigide, nous pouvons observer la tendance mise en évidence précédemment d'augmentation de l'écart avec l'épaisseur de la membrane. En revanche, lorsque la membrane est fine et souple, si la précision en régime picot rigide est bonne, la précision en régime picot souple est dégradée. Nous pouvons attribuer cela au fait que la membrane se déforme plus facilement, ainsi son influence sur le mode de vibration du picot se manifeste pour des modules d'Young du picot plus faibles.



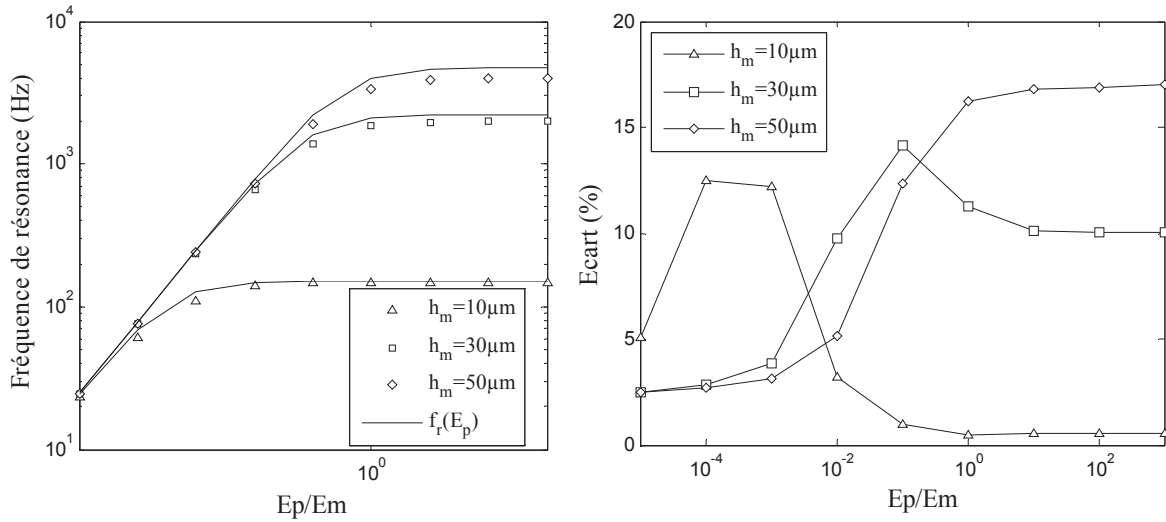


Figure III-38 : Fréquence de résonance en fonction du rapport des module d'Young du picot et de la membrane pour des épaisseurs comprises entre 10  $\mu\text{m}$  et 50  $\mu\text{m}$ . Ces résultats ont été obtenus pour la configuration « moyenne » définie précédemment. Les points correspondent aux résultats du modèle FEM, les lignes aux résultats analytiques.

### III.4 Bilan de la modélisation mécanique

Dans ce chapitre nous avons déterminé un modèle analytique de la déformée statique de la structure du capteur à partir duquel nous avons déterminé l'expression des paramètres décrivant le comportement de la structure en régime statique et en régime harmonique pour des fréquences inférieures à la première fréquence de résonance. Nous n'avons pas trouvé de modèle analytique pour décrire cette structure dans la littérature. Le modèle proposé ici repose sur les hypothèses de théorie des plaques minces.

Nous avons pu établir l'expression de la première fréquence de résonance du capteur dans les configurations « picot souple », « picot rigide » et dans le cas général. Nous rappelons ces expressions.

$$f_{r,pr} \approx 3,64\beta^3 (1 + 3,38 \cdot 10^{-1} \beta^{-4,4}) \frac{1}{R_m L_p^{\frac{3}{2}}} \left( \frac{D_m}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{III-55}$$

$$f_{r,ps} \approx 2,9 \cdot 10^{-1} \frac{R_p}{L_p^2} \left( \frac{E_p}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{III-53}$$

$$f_r \approx f_{r,ps} \frac{\sqrt{1 + \kappa}}{\left( \sqrt{\kappa} + \frac{f_{r,ps}}{f_{r,pr}} \right)} \quad \text{III-61}$$

Avec :

$$\kappa = 1,13 \cdot 10^1 \frac{D_m}{E_p R_p^4} \frac{L_p}{\beta^3 (1 + 4,54 \beta^3)} \quad \text{III-62}$$

Nous avons démontré que ces expressions sont valables avec une précision supérieure à 15% lorsque l'épaisseur de la membrane est inférieure à 20% de la différence de rayons ( $R_m - R_p$ ). Nous rappelons ci-dessous l'expression obtenue pour l'impédance mécanique de la structure.

$$C_{pr} = \frac{u_{pr}}{F} \approx 3.10^{-2} \frac{L_p^2 \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m (1 - \beta)} \quad \text{III-47}$$

$$C_{ps} = \frac{4L_p^3}{3\pi E_p R_m^4 (1 - \beta)^4} \quad \text{III-48}$$

$$Z = \frac{1}{j\omega(C_{ps} + C_{pr})} \quad \text{III-49}$$

La précision de ces expressions est de l'ordre de 10 %. Nous rappelons l'expression de la déformée radiale de la membrane sous l'effet d'une force appliquée au sommet du picot et dirigé parallèlement au plan de la membrane.

$$\left| \varepsilon_m \right| = 0,1\beta(1 + 0,9\beta^3) \frac{h_m L_p}{R_m D_m} F \quad \text{III-28}$$

L'Expression III-28 n'a pas pour objectif de fournir une valeur précise de la déformation, mais un ordre de grandeur sur lequel nous nous baserons pour le calcul de la sensibilité et de la résistance mécanique. Dans le chapitre suivant nous utiliserons ces formules analytiques dans le but d'optimiser la structure du capteur.

## Références

- [1] A.T. Al-Halhouli, I. Kampen, T. Krah, and S. Büttgenbach. Nanoindentation testing of su-8 photoresist mechanical properties. *Microelectronic Engineering*, 85(5-6):942 – 944, 2008. Proceedings of the Micro- and Nano-Engineering 2007 Conference - MNE 2007.
- [2] J. Courbon. Calcul des structures: plaques minces élastiques. Site "Techniques de l'ingénieur", Février 1980. Article faisant partie de la base documentaire [Archives] Mathématiques pour l'ingénieur.
- [3] J. Courbon. *Résistance des matériaux Théorie des poutres*. Techniques de l'ingénieur, 2010.
- [4] [http://www.microchem.com/products/su\\_eight.htm](http://www.microchem.com/products/su_eight.htm).
- [5] K. Kim, E. Nilsen, T. Huang, A. Kim, M. Ellis, G. Skidmore, and J.-B. Lee. Metallic microgripper with su-8 adaptor as end-effectors for heterogeneous micro/nano assembly applications. *Microsystem Technologies*, 10:689–693, 2004. 10.1007/s00542-004-0367-6.
- [6] D. Lalanne, Berthier. *Mécanique des vibrations linéaires*. Imprimerie Louis Jean, 1986.
- [7] R. Melamud, A.A. Davenport, G.C. Hill, I.H. Chan, F. Declercq, P.G. Hartwell, and B.L. Pruitt. Development of an su-8 fabry-perot blood pressure sensor. In *Micro Electro Mechanical Systems, 2005. MEMS 2005. 18th IEEE International Conference on*, pages 810 – 813, jan.-3 feb. 2005.
- [8] P.E. Rudolph Szilard, Dr.-Ing. *Theories and applications of plate analysis*. Jhon Wiley & Sons INC, 2004.
- [9] T. Kobayashi T. Koike, H. Wada. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *J. Acoust. Soc. Am.*, Volume 111, Issue 3, pp. 1306–1317, 2002.
- [10] H. Yu, O. Balogun, B. Li, T. W Murray, and X. Zhang. Building embedded microchannels using a single layered su-8, and determining young's modulus using a laser acoustic technique. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14(11):1576, 2004.



# Chapitre IV Optimisation de la conception du capteur

Il existe plusieurs exemples de capteur tactile ayant une structure similaire à celle que nous avons modélisé dans le chapitre III, cependant à notre connaissance ces capteurs n'ont pas été conçus et optimisés en vue d'un fonctionnement en régime harmonique [5, 2, 19, 3, 21, 11]. Dans ce chapitre, nous présentons un travail d'optimisation de la structure en vue de l'utilisation du capteur pour la mesure des vibrations des osselets.

L'interaction du capteur avec la chaîne ossiculaire est déterminée sur la base d'un modèle équivalent de l'oreille moyenne que nous présentons dans la première partie de ce chapitre. Nous y exposons la méthode employée pour obtenir les spécifications du capteur de sorte qu'il ne perturbe pas les vibrations des osselets et n'endommage pas l'appareil auditif.

Comme nous le montrerons, les fréquences de vibration des osselets que nous souhaitons investiguer avec le capteur et les perturbations liées à son environnement de fonctionnement possèdent des supports en fréquence différents. Dans la seconde partie de ce chapitre nous montrons comment ce fait est exploité dans le but d'améliorer les performances du capteur. Nous y traitons de l'emploi de matériaux viscoélastiques dans le but de filtrer mécaniquement les perturbations.

Dans une troisième partie, nous présentons une étude d'optimisation multicritères de la structure du capteur. Celle-ci a été menée à l'aide d'un logiciel développé par le G2elab et vise à déterminer les dimensions optimales de la structure en regard des contraintes spécifiques à l'utilisation du capteur en vue de la détection des vibrations des osselets de l'oreille moyenne lors d'une opération chirurgicale.

## IV.1 Modélisation de l'oreille moyenne

De nombreux modèles de l'oreille moyenne sont utilisés dans le cadre du développement d'implants ou de prothèses afin d'évaluer leur impact sur le comportement de l'oreille moyenne. Trois types de modèles « quantitatifs » sont généralement distingués [4].

- **Les modèles physiques** consistent à réaliser une reproduction la plus fidèle possible de l'oreille moyenne ou pour le moins certains de ses composants. Ils permettent de mettre en évidence les phénomènes qui interviennent dans son fonctionnement en facilitant la prise de mesure (par rapport à une oreille réelle). Néanmoins ces modèles supposent une parfaite connaissance de la géométrie de l'oreille et des mécanismes mis en jeu qui fait encore défaut [4].
- **Les modèles FEM** permettent de simuler les phénomènes mis en évidence par les mesures prises en conditions réelles ou sur des modèles physiques. Leur utilisation dans le cadre de l'étude de l'oreille moyenne n'a été permise que dans les deux dernières décennies par l'augmentation de la puissance de calcul. Ils permettent de simuler le comportement de l'oreille sur la base de la géométrie et des propriétés des matériaux des éléments qui la constituent. Le principal désavantage de ce modèle est la difficulté à prévoir l'influence de l'introduction d'une perturbation dans le modèle. Ils permettent de donner des résultats extrêmement précis mais sont très peu flexibles.

- **Les modèles paramétriques** à constantes localisées sont au contraire facilement modifiables. Cette flexibilité ainsi que leur relative simplicité, en ont fait historiquement les premiers modèles fournissant des données quantitatives. Bien que reposant sur des hypothèses restrictives comme l'approximation du mouvement dynamique des osselets par un mouvement de translation unidirectionnel, leur adaptabilité leur a permis d'intégrer la plupart des progrès réalisés dans la compréhension des mécanismes de fonctionnement de l'oreille moyenne. Ceci explique qu'ils restent encore largement utilisés aujourd'hui.

Les modèles paramétriques sont les plus accessibles, de plus en décrivant l'oreille moyenne sous forme d'un modèle paramétrique à constantes localisées, nous pouvons introduire l'influence du capteur par des éléments correspondant aux paramètres mécaniques que nous avons déterminé dans le chapitre relatif à la modélisation de la structure du capteur.

Dans la première partie de ce chapitre nous faisons une présentation rapide des notions d'anatomie nécessaires à la compréhension du modèle de l'oreille moyenne. Nous présentons ensuite les bases théoriques sur lesquelles repose le modèle paramétrique. En troisième lieu nous présenterons un historique des modèles paramétriques de l'oreille moyenne nous permettant de justifier le choix effectué parmi les différents modèles disponibles. Nous avons décrit la façon dont nous avons modifié le modèle pour caractériser l'influence de l'utilisation du capteur sur le fonctionnement de l'oreille moyenne et concluons quand aux contraintes reposant sur le capteur afin de garantir son bon fonctionnement.

#### **IV.1.1 Description acoustique et mécanique de l'oreille moyenne**

Dans cette partie nous faisons une description succincte de l'anatomie de l'oreille moyenne et de son fonctionnement du point de vue acoustique et mécanique. Aussi cette partie n'a-t-elle pas pour but de recenser toutes les structures anatomiques mais seulement celles dont le rôle est prépondérant du point de vue acoustique et mécanique. Les structures et phénomènes décrits ici sont ceux pris en compte dans le modèle paramétrique.

##### **Schéma global de transmission**

Afin de comprendre le rôle de l'oreille moyenne dans le fonctionnement de l'appareil auditif, considérons une onde de pression incidente à l'oreille externe. L'onde est transmise par le conduit auditif jusqu'à la membrane tympanique entraînant le déplacement de celle-ci. Ces vibrations sont ensuite transmises par une chaîne de trois osselets jusqu'à l'oreille interne où il sera converti en influx nerveux. Comme l'illustre la Figure IV-1, l'oreille interne peut être définie comme la portion de l'appareil auditif comprise entre le tympan et la fenêtre ovale, qui est le point de jonction du dernier osselet de la chaîne avec l'oreille interne. Elle est englobée dans la cavité tympanique dont la pression moyenne s'équilibre avec la pression externe par la trompe d'Eustache reliant la cavité tympanique avec l'arrière de la cavité nasale.

Le rôle actif des muscles qui retiennent les osselets a très tôt été mis en évidence [14] avant même de comprendre leur action dans le cadre du réflexe acoustique. Celui-ci consiste en la contraction de muscles, réduisant le déplacement des osselets pour des niveaux de pression acoustique élevés afin de préserver l'oreille interne. Les vibrations du tympan sont transmises jusqu'à l'oreille interne par le mouvement des osselets. De nombreuses mesures et simulations FEM ont permis d'établir que les osselets pivotent autour d'axes définis par les ligaments et muscles qui les retiennent et que ces axes sont animés de mouvements de translation et de rotation qui évoluent en fonction de la fréquence [12]. Afin de caractériser la transmission du mouvement d'un bout à l'autre de la chaîne il a

été introduit un rapport de levier<sup>1</sup>. Celui-ci correspond au rapport entre le déplacement de la tête de l'étrier reposant sur la fenêtre ovale et le déplacement de l'extrémité du marteau fixée sur le tympan. La fenêtre ovale constitue la porte d'entrée de la cochlée comme l'illustre la Figure IV-3 dans laquelle une coupe du limaçon révèle une structure de la cochlée faite de rampes et de canaux.

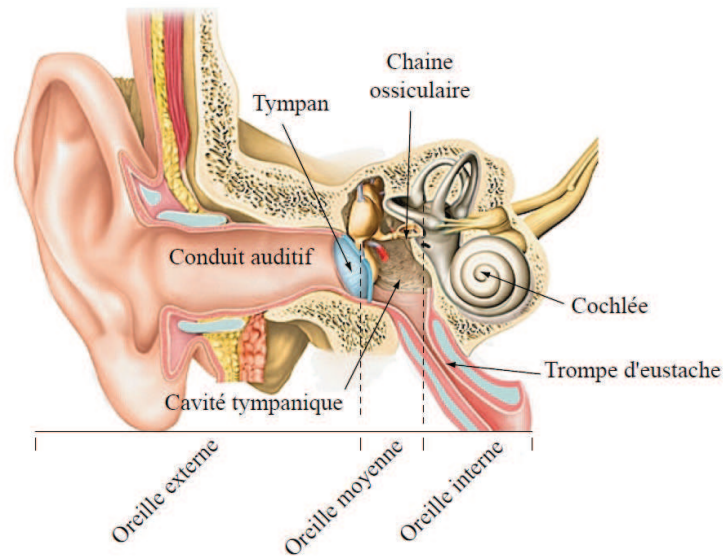


Figure IV-1 : Schéma de l'appareil auditif humain [10].

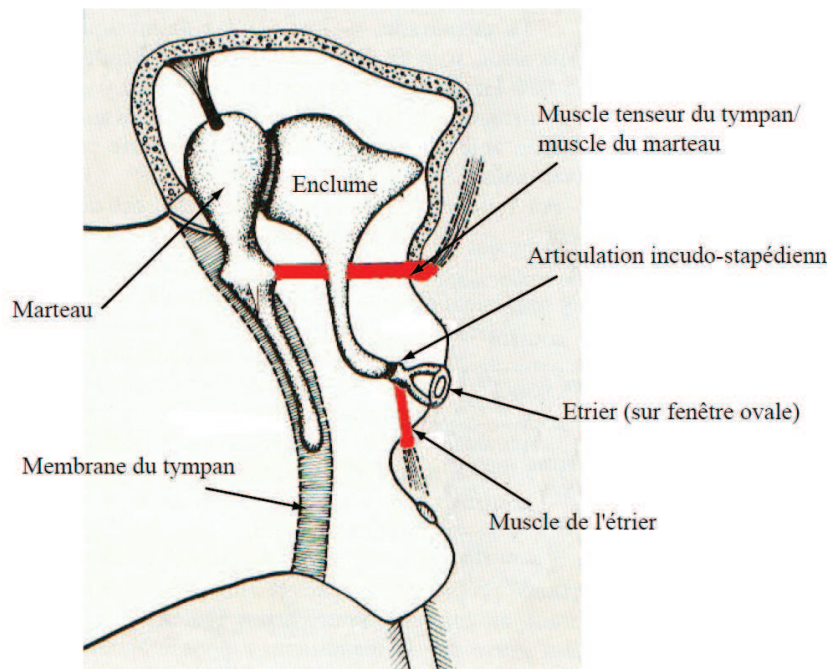


Figure IV-2 : Représentation schématique de la chaîne ossiculaire. Afin des les identifier, les muscles ont été représentés en rouge [7].

<sup>1</sup>Ce rapport de levier a pour origine la rotation des osselets autour de leur axe. En fonction de la distance entre la tête des osselets à cet axe, l'effet de levier est plus ou moins prononcé. Le terme de rapport de levier est issu de la traduction littérale du « *lever ratio* » présenté dans les publications ciées.



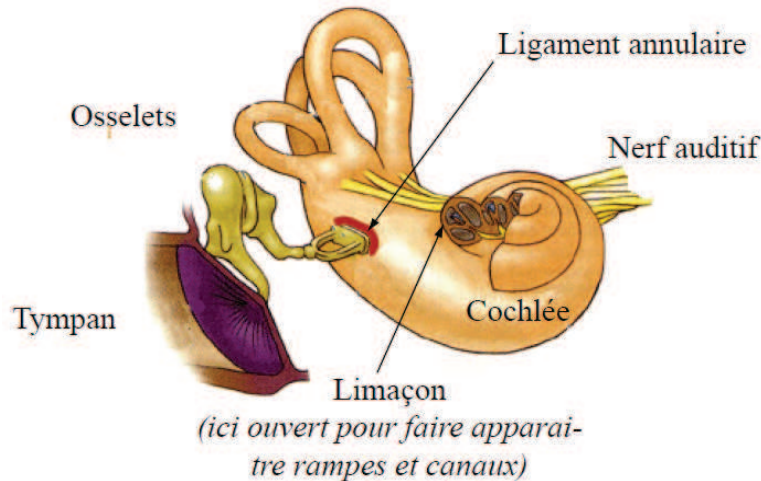


Figure IV-3 : Schéma permettant de visualiser l'agencement de la cochlée, la chaîne des osselets et du tympan [6].

Dans le cadre de l'analyse du comportement mécanique des osselets dans lequel nous nous plaçons, nous ne décrivons pas le mécanisme par lequel les vibrations acoustiques du liquide cochléaire sont converties en influx nerveux. Nous retiendrons que les vibrations de déplacement de l'étrier sont converties au niveau de la fenêtré ovale en vibrations de pression dans le liquide remplissant les rampes et canaux de la cochlée. La pression du liquide cochléaire s'équilibre avec celle de la cavité tympanique au niveau de la fenêtré ronde, comme l'illustre la Figure IV-4 ci-dessous.

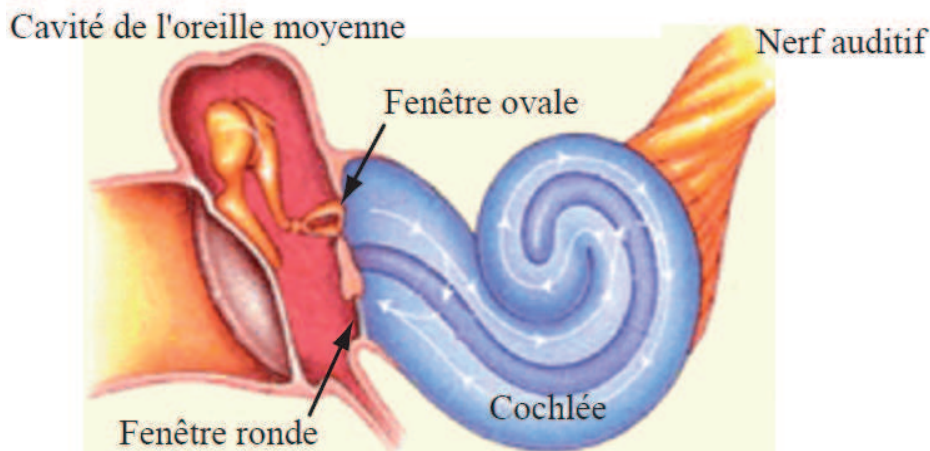


Figure IV-4 : Vue schématique en coupe faisant apparaître la structure en spirale de la cochlée [9].

Le fonctionnement mécanique et acoustique de l'oreille exposé précédemment permet de mettre en avant les trois rôles attribués à l'oreille moyenne que sont l'adaptation d'impédance, le gain en pression et la protection de l'oreille interne. En effet les osselets permettent de transmettre l'énergie acoustique entre le milieu aérien de faible impédance et le milieu liquide de forte impédance de la cochlée. La structure de l'oreille moyenne entre les bras de levier, le rapport des surfaces du tympan et de la fenêtré ovale permet un gain en pression. La contraction réflexe des muscles retenant les osselets réduit le déplacement des osselets aux forts niveaux de pression élevés, permettant de préserver l'oreille interne. Nous verrons dans le bref historique du modèle paramétrique de l'oreille moyenne comment les mécanismes décrits ici ont été progressivement intégrés afin d'affiner les résultats obtenus.

## IV.1.2 Principe des modèles équivalents électriques

Des circuits électriques sont communément utilisés pour représenter les modèles paramétriques équivalents de l'oreille moyenne. Dans cette partie nous présentons les analogies entre domaines électriques, mécaniques et acoustiques et concluons quand à l'intérêt de cette représentation dans le cadre de notre étude de l'oreille moyenne.

Les composants d'un réseau électrique peuvent être modélisés par une combinaison d'éléments que sont résistance, capacité et inductance. En régime harmonique, la tension  $U$  aux bornes de ces éléments et le courant  $I$  les traversant sont liés par les relations suivantes :

$$U = \frac{I}{jC\omega} \quad \text{IV-1}$$

$$U = jL\omega I \quad \text{IV-2}$$

$$U = RI \quad \text{IV-3}$$

Avec  $C$ ,  $L$  et  $R$  respectivement capacité, inductance et résistance électrique. De la même façon, il est possible de définir un système mécanique comme une combinaison de masses, ressorts et dissipateurs. La force  $F$  appliquée à ces composants élémentaires est liée à leur vitesse  $v$  par les relations suivantes :

$$F = \frac{v}{jC_m\omega} \quad \text{IV-4}$$

$$F = jM\omega v \quad \text{IV-5}$$

$$F = f_v v \quad \text{IV-6}$$

Où  $C_m$ ,  $M$  et  $f_v$  sont respectivement la compliance mécanique, la masse et le coefficient de frottement visqueux. Toujours de la même manière, en appliquant les lois de conservation à un volume de contrôle dans un fluide, on obtient les relations liant la vitesse volumique<sup>2</sup>  $q_v$  et la pression  $P$ .

$$P = \frac{q_v}{jC_a\omega} \quad \text{IV-7}$$

$$P = jM_a\omega q_v \quad \text{IV-8}$$

$$P = R_a q_v \quad \text{IV-9}$$

Avec  $C_a$ ,  $M_a$ ,  $R_a$  respectivement compliance, masse et résistance acoustique. Nous constatons que les équations liant les efforts et les flux dans les trois domaines sont formellement analogues. Nous remarquons que les compliances représentent les effets d'élasticité, les masses les effets d'inertie et les résistances les effets de dissipation.

En définissant les relations de passage entre domaines, il est ainsi possible de représenter des systèmes contenant des éléments acoustiques et mécaniques au moyen d'un circuit électrique équivalent. Selon que nous représentons les éléments par leurs impédances ou leurs admittances, deux conventions de correspondance avec le domaine électrique sont possibles. Nous avons choisi de faire correspondre la

<sup>2</sup>. La vitesse volumique est définie comme le produit de la vitesse de vibration des molécules du milieu dans lequel s'établit une onde acoustique, multiplié par la surface du front de l'onde. Ce phénomène ne correspond pas à un transport de matière, mais à la transmission de proche en proche d'une onde de pression. Par conséquent il serait inexact de parler de « débit ».

tension aux efforts (force et pression) et l'intensité aux flux (vitesse et vitesse volumique) car il s'agit de la convention la plus largement répandue. Celle-ci conduit aux correspondances résumées dans le Tableau IV-6 ci après.

	Electrique	Mécanique	Acoustique
Effort (grandeur « across »)	Tension U (V)	Force F (N)	Pression P (Pa)
Flux (grandeur « through »)	Intensité I (A)	Vitesse v (m.s <sup>-1</sup> )	Débit q <sub>v</sub> (m <sup>3</sup> .s <sup>-1</sup> )
Impédance	U/I=Z <sub>e</sub> (Ω)	F/v=Z <sub>m</sub> (N.s.m <sup>-1</sup> )	P/q <sub>v</sub> =Z <sub>a</sub> (N.s.m <sup>-5</sup> )

Tableau IV-1 : Equivalences des grandeurs électriques, acoustiques et mécaniques

Il est à noter que le comportement global de l'oreille moyenne résulte de phénomènes acoustiques autant que mécaniques. Les phénomènes acoustiques font intervenir des fluides décrits par les grandeurs pression et débit, ainsi que des solides sont décrit par les grandeurs vitesse et les force. Les passages du domaine acoustique au domaine mécanique sont représentés du point de vue électrique par des transformateurs qui complexifient le circuit équivalent. Il est possible de s'en affranchir en décrivant les éléments mécaniques comme des éléments acoustiques définis par rapport à une surface de référence  $S_{ref}$ .

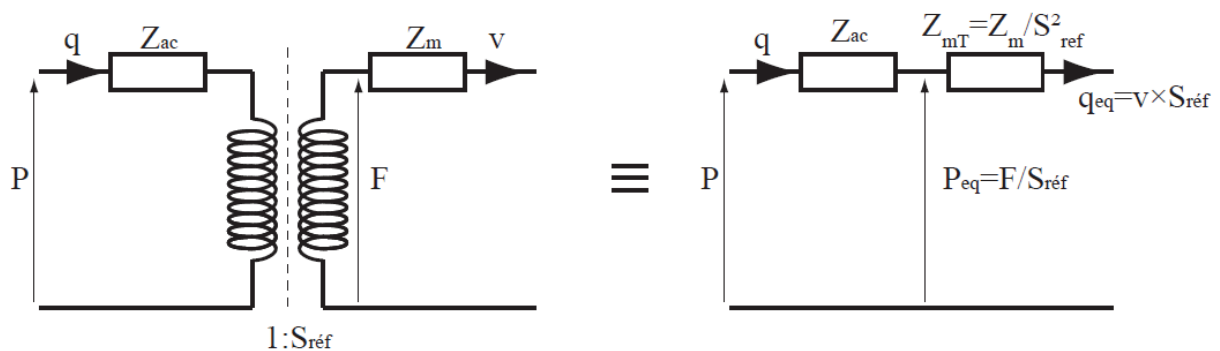


Figure IV-5 : Equivalence entre les domaines acoustique et mécanique. Nous pouvons constater que la puissance est conservée dans le produit  $P_{eq} \times q_{eq}$ .

Ainsi nous définissons une pression équivalente  $P_{eq}$  à la force  $F$  et une vitesse volumique  $q_{v,eq}$  équivalente à la vitesse  $v$  en nous basant sur les équations posées précédemment. Les relations de passage qui en découlent sont résumées dans le Tableau IV-2 ci après. Le modèle équivalent de l'oreille moyenne retenu est un modèle acoustique et c'est seulement après l'avoir résolu que nous calculerons les grandeurs mécaniques en utilisant les équivalences définies précédemment. Nous constatons donc que les modèles électriques équivalents constituent un moyen pratique d'intégrer au sein du même modèle les contributions des structures mécanique et acoustique de l'oreille moyenne.

Outre leurs avantages pratiques, certaines raisons historiques expliquent que ces modèles soient largement utilisés. En effet, à une époque où la puissance de calcul disponible ne permettait pas de simulations aux éléments finis, l'analogie électromécanique permettait de simuler un système mécanique complexe par un circuit électronique sur lequel il était possible de réaliser des mesures. En témoigne l'expression des paramètres acoustiques et mécaniques dans le système centimètre/gramme/seconde ce qui permettait d'obtenir des valeurs standards de capacité, inductance et résistance.

Grandeurs	Conversion
Effort	$P_{eq} = F \times S_{ref}$
Flux	$q_{v,eq} = v \times S_{ref}$
Impédance	$Z_{ac,eq} = \frac{Z_m}{S_{ref}^2}$
Effets d'inertie	$M_{a,eq} = \frac{M}{S_{ref}^2}$
Elasticité	$C_{a,eq} = C_m S_{ref}^2$
Dissipation	$R_{a,eq} = \frac{f_v}{S_{ref}^2}$

Tableau IV-2 : Conversion entre les domaines mécaniques et acoustiques

Ces « modèles physiques équivalents » ont aussi pu tirer partie de l'augmentation de la puissance de calcul disponible en adaptant la valeur des paramètres du modèle par rapports à des ensembles de données à l'aide d'algorithmes d'optimisation. De cette manière l'effet des variations individuelles ou des approches méthodologiques peut être quantifié, traité et analysés [4].

### IV.1.3 Bref historique des modèles à paramètres localisés de l'oreille moyenne

L'oreille moyenne est le siège de phénomènes d'effets de propagation, de réflexions ou encore d'interférence entre les ondes incidentes et réfléchies tels que le délai de propagation dans le conduit auditif, le gain en pression entre l'oreille externe et le tympan et la propagation du déplacement sur la surface du tympan. Ainsi, l'approche la plus rigoureuse consisterait à décrire les éléments figurant les structures anatomiques de l'oreille moyenne par des blocs à deux ports dans le domaine temporel comme l'illustre la Figure IV-6. Il a été observé que ces sont principalement localisés dans les parties acoustiques de l'oreille moyenne (conduit auditif, cavité, cochlée) et à la surface du tympan [17] où ils se manifestent lorsque la longueur d'onde acoustique est du même ordre de grandeurs que les dimensions caractéristiques des structures anatomiques de l'oreille moyenne.

Dans le cadre de notre étude, nous nous intéressons principalement à la façon dont le capteur affecte l'amplitude de vibration des osselets. Les phénomènes acoustiques de retard et de gain entre le conduit et le tympan n'ont que peu d'influence sur ce point. Quant aux effets de propagation dont le tympan est le siège, les auteurs du modèle temporel sur lequel nous nous basons reconnaissent que ces effets ne sont pas déterminants dans la transmission du son par la chaîne ossiculaire [16]. Nous nous cantonnerons donc à l'étude de modèles linéaires.

Initialement les modèles de l'oreille moyenne avaient pour but de décrire son comportement du point de vue acoustique. Relativement à la chaîne ossiculaire, une équivalence mécanique pouvait être définie pour obtenir le mouvement des osselets en faisant l'hypothèse d'un mouvement unidimensionnel. L'élaboration d'un modèle à constantes localisées à même de simuler le comportement de l'oreille moyenne est un sujet intensément étudié depuis les années 60. Celui que nous utilisons aujourd'hui est donc le fruit d'une longue démarche incrémentale, dont nous avons jugé utile de rappeler ici les principales étapes. La compréhension de l'élaboration du modèle permet d'en appréhender les limites et de justifier le choix que nous avons réalisé.

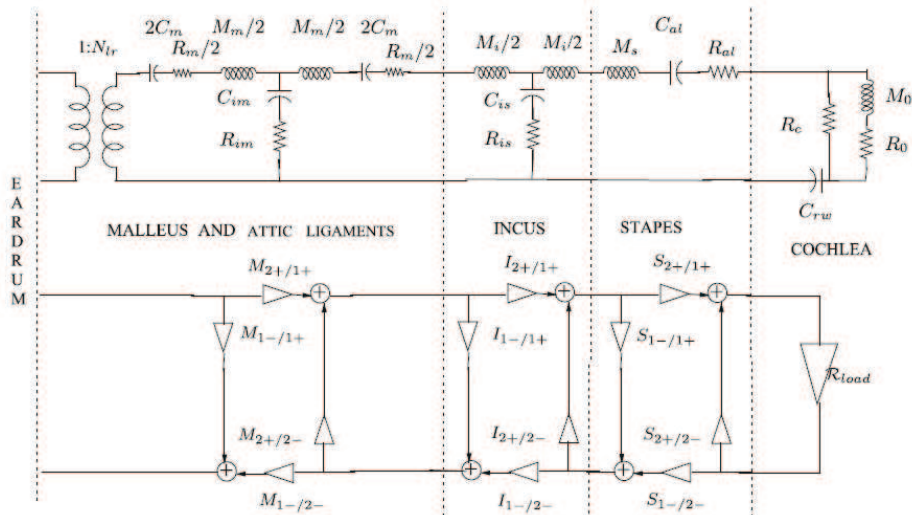


Figure IV-6 : Modèle équivalent de l'oreille moyenne dans le domaine temporel [référence]. Cette figure est présentée à titre illustratif, les auteurs ayant modélisé la partie mécanique (chaîne ossiculaire) en adaptant les impédances de façon à annuler les réflexions.

Le modèle proposé par Zwislocki en 1962 est le premier modèle électrique équivalent synthétisant des hypothèses sur la structure de l'oreille, des mesures d'impédance acoustique au niveau du tympan et des résultats issus de considérations anatomiques (comme les effets des volumes de diverses cavités ou encore la masse des osselets). Il intégrait à ce titre les travaux d'Onchi, Békésy et Moller. En comparant les mesures d'impédance d'oreille saines avec celles d'oreilles atteintes de diverses pathologies (mobilité réduite de la chaîne des osselets, des oreilles sans enclume), le rôle des différents éléments sur l'impédance au niveau du tympan a pu être clairement établie. La dispersion des mesures d'impédance au delà de 2000 Hz fixait la borne supérieure de la plage de validité du modèle.

En 1979 Lutman et Martin ont cherché à introduire l'effet de la contraction réflexe du muscle maintenant l'étrier sous l'effet de niveaux de pressions élevées. Pour cela ils ont introduit des éléments dont la valeur était une fonction du niveau de pression (voir Figure IV-7). Cette démarche a été reprise pour caractériser l'effet d'un ensemble de phénomènes regroupés sous le terme de « réflexe acoustique ». Cependant il a été établi que celui-ci ne se manifeste ostensiblement au niveau des osselets que pour des niveaux de pression supérieurs à 130 dB [18]. De tels niveaux sont très élevés, et en veillant à rester significativement en dessous, nous nous bornerons à l'étude de modèles linéaires.

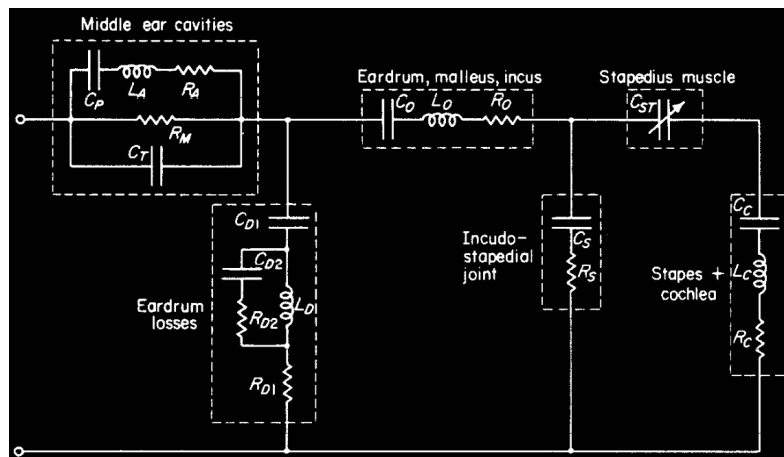


Figure IV-7 : Modèle équivalent proposé par Lutman et Martin en 1979 afin de modéliser les effets non linéaires du réflexe acoustique [18]



Reprenant la structure de celui de Zwoslocki, Kringlebotn a proposé en 1988 un modèle reposant sur des considérations anatomiques étendues. Des transformateurs ont été introduit afin d'interfacer les parties mécaniques et acoustique du circuit comme l'illustre la Figure IV-8. Ce modèle proposait une nouvelle représentation du mouvement du tympan non plus comme animé d'un mouvement de piston uniforme mais comme constitué de deux portions couplées entre elles. Les paramètres du modèle de ont été optimisés par rapport à des estimations du déplacement de l'étrier, des mesures du gain en pression entre le conduit auditif et le tympan ainsi que des mesure de l'impédance acoustique au tympan pour des fréquences allant jusqu'à 12 kHz. Les estimations du déplacement de l'étrier sont basées sur des mesures de transmission de l'oreille moyenne réalisées sur des cadavres. Ce modèle fait parti des rares systématiquement cité dans les publications traitant de la modélisation de l'oreille moyenne.

En 1994 Goode et al proposent un modèle qui, bien que ne contenant pas de modifications fondamentales par rapport à celui de Kringlebotn, le raffine en s'appuyant sur une nouvelle méthode de mesure. Celles-ci ont été obtenues par une méthode de mesure par laser doppler sur des osselets maintenus dans un morceau d'os temporal<sup>3</sup> permettant une mesure des déplacements au centre du tympan et de l'étrier (en amplitude et en phase) plus précises que les mesure par transmission. Les travaux de Gyo et al en 1987 avaient établi qu'au mouvement de piston des osselets qui domine en dessous de 1 kHz, s'ajoute aux fréquences supérieures un mouvement de rotation qui devient dominant au delà de 2 kHz. Ces modifications dans le mode de vibration entraînent des modifications du « bras de levier » de la chaîne affectant différemment les vitesses de chaque osselet. En prenant en compte ces modifications, le modèle de Goode et al. est valable jusqu'à 6 KHz du point de vue du déplacement de l'étrier.

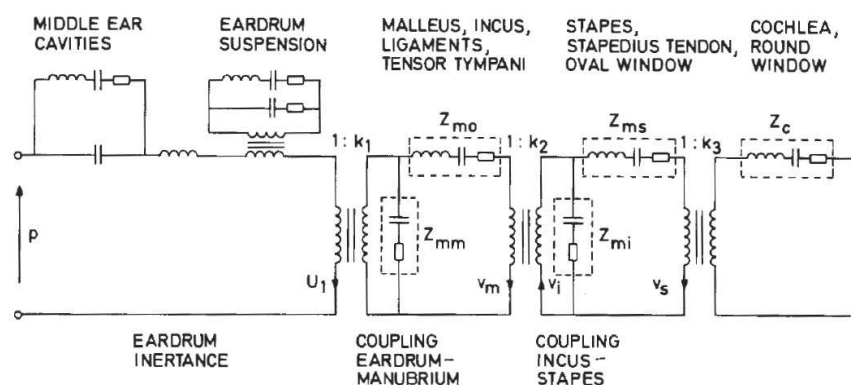


Figure IV-8 : Modèle proposé par Kringlebotn en 1988. Des transformateurs interfacent les parties mécaniques et acoustiques du modèle [13].

En 2004, Feng et Gan ont proposé un modèle mécanique à constantes localisées dont l'objectif est de servir de base à l'établissement d'un modèle physique afin de simuler la transmission du son par l'oreille moyenne humaine. Leur modèle est composé de masses, ressorts et dissipateurs ayant leurs équivalents électriques dans le modèle de Kringlebotn. La valeur des masses était choisie sur des considérations anatomiques et les valeurs des autres paramètres ont été déterminées par un algorithme itératif de façon à optimiser l'accord entre la solution des équations du mouvement et un ensemble de données expérimentales. Cette approche a permis de constater que des 14 paramètres ajustables que compte leur modèle seuls 5 ont une importante influence sur la réponse obtenue, 2 autres sont une faible influence et que les 7 derniers ont une influence négligeable. Ces résultats permettent de comprendre pourquoi les modèles équivalents les plus récents comptent moins d'éléments que leurs versions antérieures. En définissant à l'amplitude de vibration en rotation des osselets pour les

<sup>3</sup> Dans les publications en anglais les préparations d'osselets maintenues dans l'os temporal et utilisé pour réaliser des mesures sont simplement désignées par le terme « temporal bones » (os temporal). Afin de ne pas entretenir de confusion entre ce seul os et les préparations nous parlerons de préparations d'osselets.

fréquences supérieures à 2 KHz un équivalent en translation, la plage de validité du modèle a pu être étendue jusqu'à 8 kHz (du point de vue du déplacement des osselets).

La gamme de validité du modèle a pu être significativement étendue par O'connor and Puria en 2008 sur la base de mesures réalisées sur une population de 16 préparation d'os temporaux jusqu'à 12 kHz. En se basant sur une étude de 2006 de Chien et al comparant le comportement in vivo avec celui de préparations d'osselets les résultats ont même pu être optimisés de façon à se rapprocher du comportement des osselets in vivo. Ce modèle intègre comme modification le remplacement des éléments du conduit auditifs et du tympan par une ligne de transmission. Ils ont ainsi pu montrer une influence sur l'amplitude, et la phase de l'onde acoustique au niveau du tympan. Ce modèle permettant de séparer les effets acoustiques des effets mécaniques est celui que nous utilisons dans ce manuscrit.

Le modèle que nous présentons dans ce manuscrit permet à ce jour d'expliquer les principaux mécanismes par lequel les vibrations acoustiques sont transmises jusqu'à la cochlée. Il convient de garder à l'esprit qu'aujourd'hui en 2011, bien que largement étudié, les mécanismes de la conversion des vibrations en influx nerveux conservent quelques zones d'ombre.

#### IV.1.4 Présentation du modèle synthétique

Le modèle tiré de la publication d'O'connor et Puria sur lequel nous nous appuyons est présenté dans la Figure IV-9 ci-dessous. Il a été mis en évidence que la partie située en amont des osselets est le siège d'effets de propagation et d'interférences entre ondes incidentes et réfléchies. Elle est donc modélisée par une ligne de transmission représentée ici sous la forme d'un bloc à deux ports, donc la structure à base d'éléments à constantes localisées n'a pas été présentée.

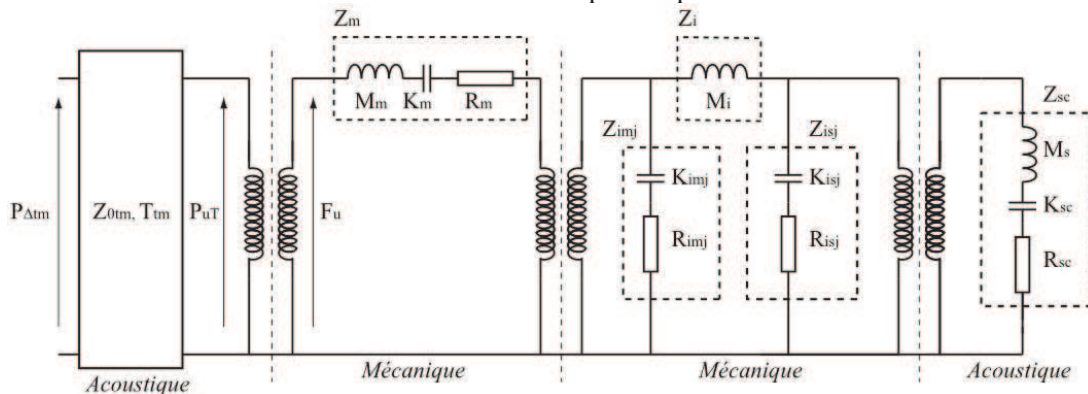


Figure IV-9 : Schéma électrique équivalent proposé par O'connor et Puria [16].

Le conduit auditif et le tympan sont représentés par une ligne de transmission d'impédance caractéristique  $Z_{0tm}$  et de retard  $T_{tm}$ . Le premier transformateur correspond à la transformation acoustique/mécanique par le tympan. Le second transformateur à l'effet de levier multipliant le déplacement du marteau. Le dernier transformateur correspond à la transformation mécanique/acoustique au niveau de la cochlée. Les impédances  $Z_m$ ,  $Z_{imj}$ ,  $Z_i$ ,  $Z_{isj}$ , et  $Z_{sc}$ , correspondent respectivement aux effets : du marteau, de la jonction marteau/enclume, de l'enclume, de la jonction enclume/étrier, de la cochlée. Il est possible de s'affranchir des transformateurs comme nous l'avons expliqué en Annexe D-1. Comme les auteurs du modèle nous utiliserons le tympan comme surface de référence afin de passer le modèle, dans le domaine acoustique. Les paramètres acoustiques ramenés à la surface du tympan, se distinguent par l'ajout d'un « T » après l'indice.

**Le premier objectif** de notre étude consiste à quantifier la perturbation du mouvement des osselets lors de l'introduction du capteur dans la chaîne. Lorsque le capteur est introduit, il tend à diminuer l'amplitude de vibration des osselets en augmentant globalement l'impédance de la chaîne. Nous



pouvons modéliser le capteur par une impédance de module donné et de phase égale à  $-90^\circ$ , en considérant que nous nous situons en dessous de sa fréquence de résonance. Selon les conditions opératoires le modèle de l'impédance du bloc correspondant au conduit auditif et au tympan peut être grandement modifié. Afin de nous affranchir des effets de la partie située en amont des osselets, nous ramènerons le déplacement des osselets à la force exercée sur le marteau (qui figure la pression équivalente  $P_{uT}$ ). Le capteur augmente l'impédance de la chaîne et partage le même déplacement que l'osselet au contact duquel il est placé. Par conséquent, nous l'insérons en série dans la branche relative à l'osselet considéré. Le schéma présenté Figure IV-10 ci-dessous représente le circuit que nous avons utilisé.

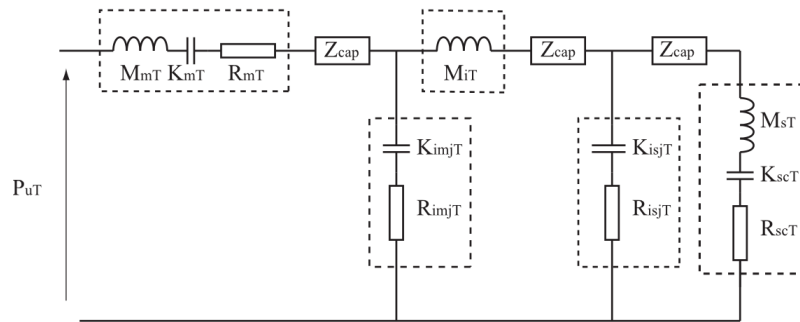


Figure IV-10 : Circuit équivalent employé pour quantifier l'influence du capteur sur le fonctionnement des osselets. Nous avons reporté sur cette figure les trois positions possibles du capteur. Nous modéliserons chacune de ces positions.

Nous avons choisi d'étudier des configurations dans lesquelles la fréquence de l'onde acoustique est comprise entre 0,1 kHz et 20 kHz. Nous supposons que le fonctionnement de l'oreille moyenne est linéaire et exprimerons les déplacements des osselets ramenés à la pression au niveau du tympan.

**Le second objectif** de notre étude consiste à quantifier la transmission des tremblements de la main aux osselets à travers le capteur. Plus l'impédance du capteur est élevée, plus celui-ci est rigide et plus le couplage entre les osselets et les tremblements de la main sera important. Dans une configuration « normale » les vibrations des osselets sont transmises jusqu'au tympan ou elles sont converties en une onde de pression dans le conduit auditif, ce qui peut être modélisé par une impédance acoustique de rayonnement.

Nous ne disposons pas d'informations nous permettant de déterminer une valeur de cette impédance qui doit dépendre de la façon dont est menée l'opération chirurgicale (le tympan est-il ouvert ? recouvert de l'oreille externe ?). Dans notre approche, nous considérerons que la charge « acoustique » est négligeable, ainsi nous remplaçons la source du schéma précédent par un court-circuit. Cette configuration représentée Figure IV-11 constitue un cas défavorable car maximisant le déplacement des osselets en l'absence de dissipation de l'énergie mécanique dans le milieu extérieur. L'ensemble modélisant les tremblements de la main et la transmission du capteur est constitué d'une source de vitesse (courant) en parallèle avec l'impédance du capteur, que nous insérerons en série dans la branche correspondant à l'osselet au contact duquel il sera placé. Ainsi lorsque l'impédance du capteur est nulle, la source est en court-circuit et aucun mouvement n'est transmis à l'osselet. Au contraire si elle est infinie, l'intégralité du déplacement est transmise à l'osselet.

Les chirurgiens sont régulièrement évalués sur la précision de leurs gestes par la mesure de l'amplitude des tremblements de leurs mains. Les valeurs moyennes de l'amplitude de plusieurs centaines de microns pour des fréquences de l'ordre de plusieurs dizaines de hertz sont constatées. Dans un souci de fiabilité, nous nous plaçons dans une configuration défavorable correspondant à une amplitude de 1 mm dans une gamme de fréquence comprise entre 1 Hz 100 Hz.

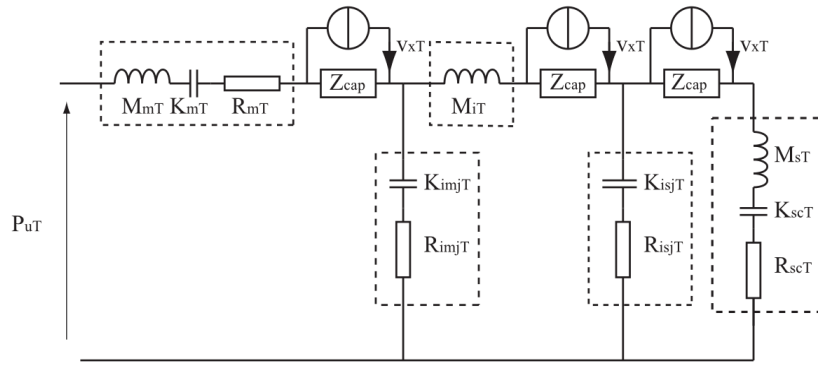


Figure IV-11 : Schéma du circuit équivalent pour l'étude de la transmission des tremblements de la main aux osselets par le capteur. Les trois positions possibles ont été représentées, elles ont été modélisées indépendamment.

#### IV.1.5 Utilisation du modèle pour déterminer les contraintes pesant sur le capteur

L'ensemble des configurations testées correspondent aux trois positions possibles du capteur : sur le marteau, sur l'enclume et sur l'étrier. Pour chaque position nous nous sommes intéressés aux deux influences qu'a le capteur sur le fonctionnement des osselets. Premièrement, la façon dont il réduit les déplacements des osselets lorsqu'ils sont induits par l'onde acoustique  $P_{uT}$  au niveau du tympan. Deuxièmement, la façon dont le capteur transmet les tremblements de la main de l'opérateur aux osselets.

Afin de ne pas surcharger le corps du manuscrit et de conserver la démarche d'optimisation claire nous avons présenté l'intégralité des résultats en Annexe D-3 que représentons ici de façon schématisée pour illustrer notre propos. Les résultats schématisés dans la Figure IV-12, nous permettent d'établir que la réduction du mouvement d'un osselet affecte fortement les osselets en aval du capteur et relativement peu ceux en amont. Nous pouvons attribuer ce fait aux mécanismes de pertes qui « diluent » l'énergie mécanique de vibration.

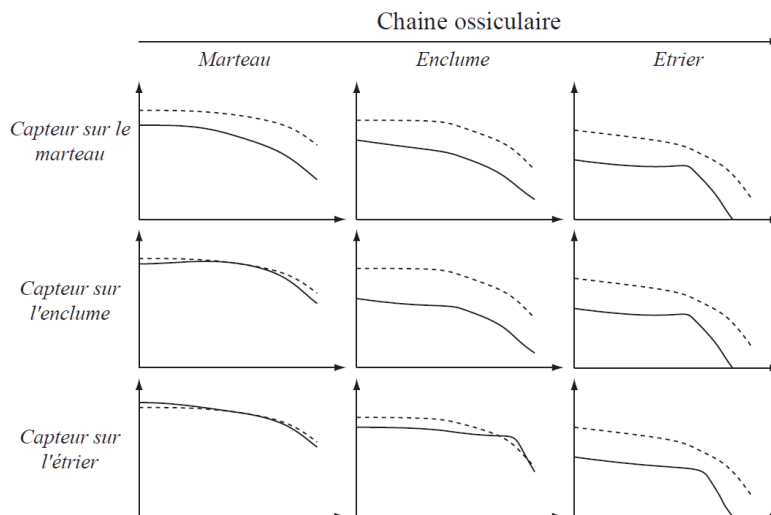


Figure IV-12 : Déplacement des osselets en fonction de la fréquence sous l'effet d'une onde acoustique de pression  $P_{uT}$  au tympan. Chaque ligne correspond à une position différente du capteur. La courbe en pointillé représente l'amplitude de vibration des osselets lorsque l'oreille moyenne n'est pas perturbée.

Cet effet s'illustre bien par l'équivalence électrique en remarquant que le circuit équivalent consiste en plusieurs diviseurs de tension montés en cascade. En augmentant l'impédance d'une branche on diminue le courant qui la traverse (analogue de la vitesse) et ainsi la tension (analogue de la force) disponible à l'entrée de l'étage suivant. De cela, nous pouvons déduire que la position du capteur sur le marteau est la plus perturbatrice car répercutée à l'ensemble de la chaîne ossiculaire. Nous avons représenté dans la Figure IV-13 le déplacement de l'étrier (le plus faible des trois osselets) dans une configuration pour laquelle le capteur est placé au contact du marteau.

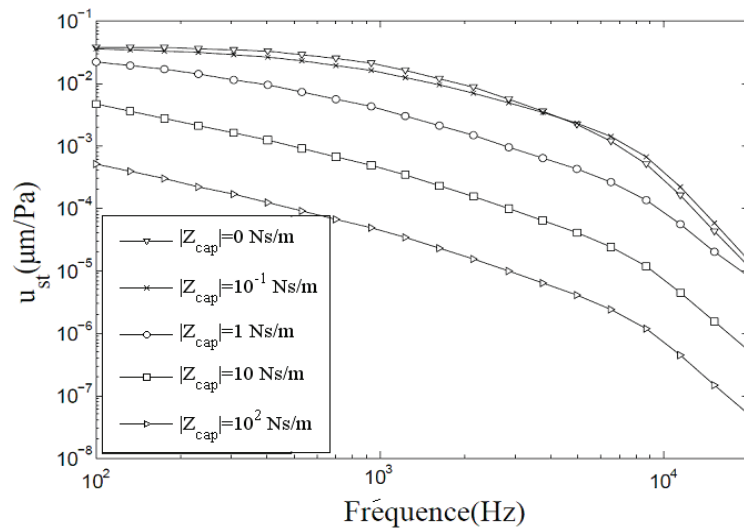


Figure IV-13 : Déplacement de l'étrier sous l'effet d'une onde acoustique en fonction de la fréquence pour des valeurs croissantes du module de l'impédance mécanique.

Nous constatons que l'influence du capteur se manifeste légèrement lorsque le module de l'impédance mécanique du capteur atteint 0,1 Ns/m. Pour un module égal à 1 Ns/m, le déplacement est réduit d'un peu moins d'un ordre de grandeur dans les fréquences comprises entre 1 et 10 kHz. A 10 Ns/m, le déplacement de l'étrier jusqu'à un facteur 100. Les fréquences les plus intéressantes pour le chirurgien sont comprises entre 1 et 3 kHz [1]. Afin de préserver le fonctionnement des osselets dans la gamme 1-10 kHz nous imposerons que l'impédance du capteur soit inférieure à 0,1 Ns/m.

$$|Z_{cap}(HF)| < 10^{-1} Nsm^{-1} \quad \text{IV-10}$$

Nous avons établi que les vibrations des osselets induites par les tremblements de la main de l'opérateur dépendent peu de l'osselet sur lequel le capteur est appliqué. Les courbes sont si semblables que nous n'avons représenté ici les résultats que d'une seule configuration. Celle-ci correspondant au déplacement du marteau lorsque le capteur est placé à son contact dans la Figure IV-14.

Nous constatons que le capteur absorbe mieux les vibrations dans le domaine des basses fréquences. Ceci est confirmé par le fait que lorsqu'un chirurgien intervient sur les osselets, la sensation auditive résultante est un bruit sourd, pas nécessairement désagréable à condition que le geste soit doux et précis [1]. Pour des mouvements lents des déplacements de 1 mm des osselets peuvent même être induit sans endommager les structures de l'oreille moyenne et interne. Les conditions sur l'impédance mécanique seront donc plus restrictives dans le domaine des fréquences de l'ordre de 100 Hz. C'est en regard de l'influence de l'impédance mécanique à 100 Hz que nous fixons la condition de non endommagement des osselets représentée par l'Expression IV-11.

$$|Z_{cap}(BF)| < 10^{-1} Nsm^{-1} \quad \text{IV-11}$$

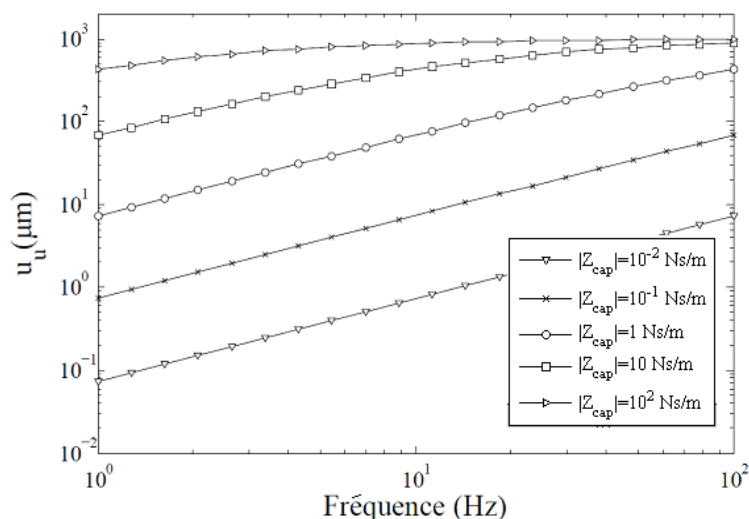


Figure IV-14 Déplacement du marteau sous l'effet des tremblements de l'opérateur en fonction de la fréquence pour des valeurs croissantes du module de l'impédance mécanique.

## IV.2 Filtrage mécanique par le picot

Certains matériaux présentent la particularité d'avoir des propriétés élastiques variant avec la fréquence des sollicitations mécaniques auxquelles ils sont soumis. C'est le cas par exemple des élastomères utilisés pour les pneumatiques, lesquels sont optimisés de façon à tirer parti de ces variations. Ces propriétés leur permettent de satisfaire des exigences qui peuvent sembler contradictoires au premier abord : être à la fois souples pour épouser le relief du revêtement et ainsi garantir une bonne adhérence avec la chaussée, notamment en conditions humides, tout en étant suffisamment résistants à hautes fréquences pour minimiser leur usure. Ce comportement trouve son origine dans les propriétés viscoélastiques des élastomères naturels ou synthétiques employés. De tels matériaux, fortement déformables aux basses fréquences voient leur rigidité s'accroître pour des fréquences plus élevées. De telles variations de comportement en fonction de la fréquence de sollicitation ont retenu notre attention pour le développement de notre capteur.

Le picot transmet des déplacements des osselets pour déformer la membrane. Nous pouvons imaginer un picot constitué d'un matériau tel qu'il se déforme facilement à basse fréquence, réduisant les déformations de la membrane correspondant aux tremblements de la main de l'opérateur. Pour les fréquences plus élevées correspondant aux vibrations des osselets, le picot est plus rigide et les déformations de la membrane plus importantes. Ainsi, la déformation de la membrane correspondant à un déplacement donné est plus petite à basse fréquence qu'à haute fréquence. En choisissant avec soin les dimensions du capteur et le matériau du picot, nous pouvons espérer réaliser ce filtrage mécanique.

Dans cette partie, nous commençons par présenter le gain attendu par l'utilisation d'un picot constitué d'un matériau viscoélastique dont la rigidité varie avec la fréquence. Nous nous baserons pour cela sur un modèle très simplifié. Dans une seconde partie, une synthèse d'éléments issus de la théorie basée sur l'équivalence entre le temps et la température sera présentée. Elle permet de comprendre le phénomène de variation du comportement élastique en fonction de la fréquence et de dégager les paramètres pertinents pour sélectionner le matériau adéquat. Nous présenterons ensuite un certain nombre de résultats expérimentaux dans le but de sélectionner le matériau approprié à notre usage. Enfin, nous concluons quant à la pertinence des matériaux choisis en matière de filtrage mécanique.

## IV.2.1 Apport des matériaux viscoélastiques au capteur

Le déplacement appliqué au sommet du picot induit dans la structure du capteur des déformations dont la répartition entre le picot et la membrane s'opère en vertu de leurs rigidités relatives. La vitesse  $V$  à l'extrémité du picot est ainsi la somme des contributions  $V_p$  et  $V_m$  respectivement induites par les déformations du picot et de la membrane. L'enjeu de l'utilisation d'un matériau dont la rigidité varie avec la fréquence est de faire évoluer cette répartition en fonction de la fréquence. L'objectif de cette partie est de présenter comment la conception du capteur nous permet de tirer le meilleur parti d'une variation de rigidité du picot entre deux gammes de fréquence.

Dans ce qui suit, nous modélisons l'évolution de la rigidité du picot en fonction de la fréquence par l'introduction de deux valeurs du module d'Young. La première correspond à une gamme de fréquences dite basses, la seconde à une gamme de fréquences haute. Nous désignons les grandeurs relatives à ces deux gammes en leur accolant respectivement (*BF*) et (*HF*). Pour modéliser l'apport de la variation de rigidité du picot nous avons imaginé modèle équivalent très simple représenté dans la Figure IV-15 ci-dessous.

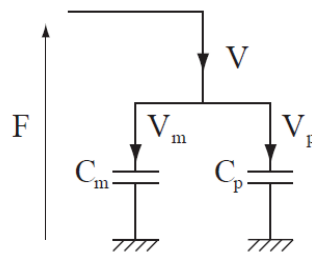


Figure IV-15: Schéma de la structure du capteur modélisant la répartition du déplacement appliqué au sommet du picot entre la membrane et le picot.

Il s'agit d'un modèle électrique équivalent, analogue à celui que nous avons utilisé pour modéliser le comportement de l'oreille. Il est valable en dessous de la première fréquence de résonance du capteur, lorsque les effets du picot et la membrane peuvent être modélisés par leur compliances, respectivement,  $C_m$  et  $C_p$  correspondant, respectivement, aux  $C_{pr}$  et  $C_{ps}$  déterminés dans le chapitre précédent. Dans cette partie nous avons préféré utiliser les indices « *m* » et « *p* » qui bien que moins rigoureux dans leur signification, prêtent cependant moins à confusion. Comme nous l'avons expliqué dans le Chapitre III, les deux éléments sont associés en parallèle.

L'importance relative des rigidités de la membrane et du picot est déterminante pour tirer parti de la variation des propriétés du picot. En effet, si la membrane est beaucoup plus souple que le picot, l'intégralité du déplacement au sommet du picot est supportée par les déformations de la membrane. Les variations de rigidité du picot n'ont alors aucune influence sur les déformations de la membrane. Au contraire, si la membrane est très rigide le déplacement au sommet du picot est supporté par la déformation du picot : la variation de rigidité du picot est bien répercutée sur la membrane mais les déformations de celle-ci sont alors extrêmement petites et la sensibilité s'en trouve réduite.

Les jauges subissent les déformations imposées par la membrane, par conséquent leurs déformations sont proportionnelles à  $U_m$ . Nous définissons donc un facteur  $k$  caractéristique d'une configuration donnée de la membrane, liant la déformation des jauges  $\epsilon_m$  avec le déplacement  $U_m$ . Un indicateur de la sensibilité du capteur est le rapport de la déformation de la membrane avec le déplacement appliqué au sommet du picot  $U$ . En nous basant sur le modèle présenté dans cette partie, nous avons déterminé les Expressions IV-12 dont le développement est présenté en Annexe E-1.

$$S = \frac{\epsilon_m}{U} = k \frac{U_m}{U} = \frac{kC_m}{(C_m + C_p)}$$

IV-12

Cet indicateur de la sensibilité est propre à la structure mécanique et ne tient compte ni des jauges ni de l'électronique de conditionnement. Nous constatons que pour une configuration donnée de la membrane ( $k$  et  $C_m$  constants), la sensibilité est maximale lorsque la compliance du picot est nulle. Nous la désignons par  $S_{PR}$ , pour « picot rigide ». Dans la Figure IV-16 ci-dessous nous avons représenté l'évolution de la sensibilité  $S$  en fonction du rapport des compliances.

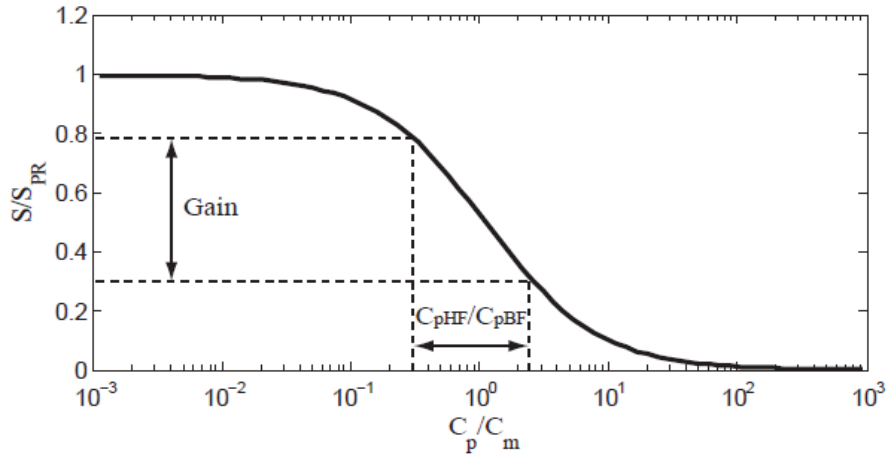


Figure IV-16: Sensibilité du capteur en fonction du rapport des compliances du picot et de la membrane. Le lien entre la variation de la compliance du picot et la variation de sensibilité (gain) apparaît clairement.  $C_p(HF)$  et  $C_p(BF)$  désignent les compliances du picot dans la gamme des hautes et des basses fréquences respectivement.

La Figure IV-16 met en évidence que le rapport des compliances du picot et de la membrane doit être choisi avec soin pour que le gain en sensibilité soit le plus grand possible. Il est possible de définir l'effet de l'atténuation due au picot de deux manières. La première consiste à dire que l'amortissement est le rapport des déformations de la membrane aux hautes fréquences et aux basses fréquences. Cette définition nous conduit à l'Expression IV-13 de  $A_1$  dont le développement est présenté en Annexe E-1.

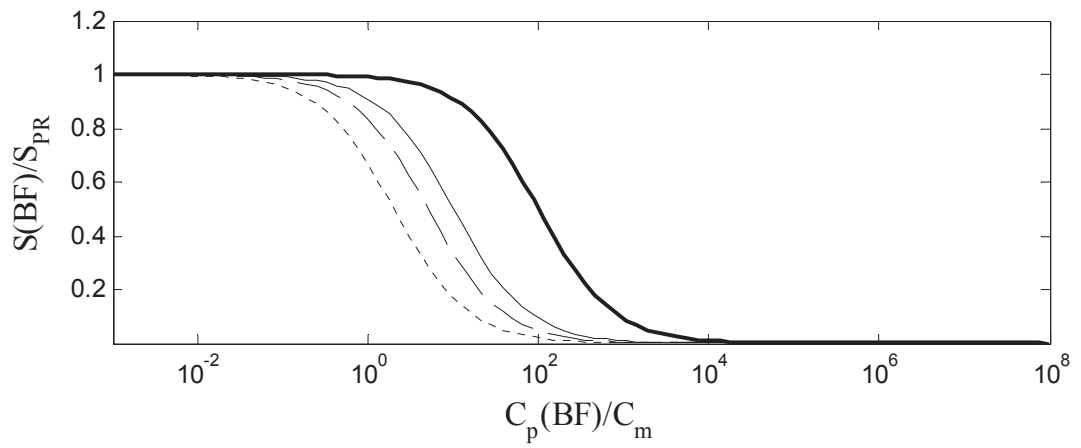
$$A_1 = \frac{\varepsilon_m(HF)}{\varepsilon_m(BF)} = \frac{1 + \frac{C_p(BF)}{C_m}}{1 + \frac{C_p(BF)}{GC_m}} \quad \text{IV-13}$$

Avec  $G$  le rapport des modules d'Young en hautes et basses fréquences. Une deuxième définition de l'amortissement est le rapport de la différence des déformations haute et basse fréquence à la déformation maximale obtenue pour la configuration « picot rigide ». Le développement présenté en Annexe E-1 nous conduit à l'Expression IV-14 ci-dessous :

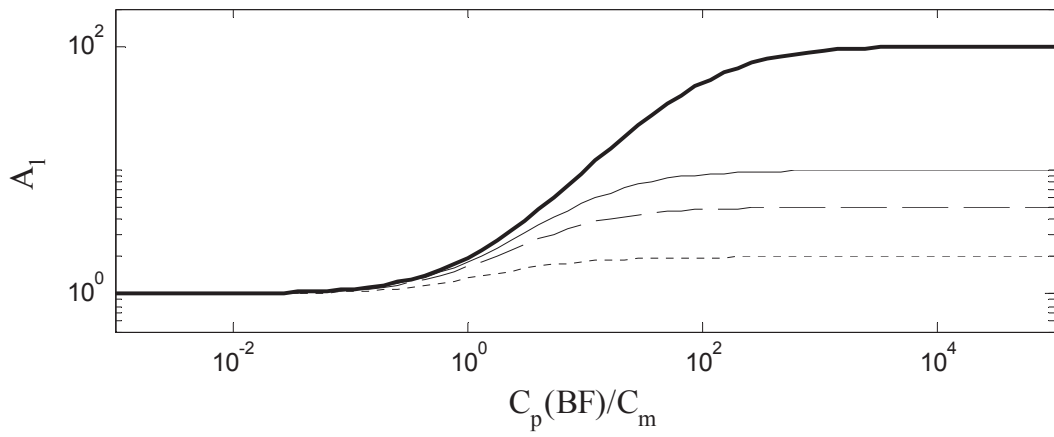
$$A_2 = \frac{\varepsilon_m(HF) - \varepsilon_m(BF)}{\varepsilon_m(PR)} = \frac{1}{1 + \frac{C_p(BF)}{GC_m}} - \frac{1}{1 + \frac{C_p(BF)}{C_m}} \quad \text{IV-14}$$

Dans les Figure IV-17 et Figure IV-18 nous avons présenté les deux atténuations exprimées en fonction du rapport des compliances statiques (donc basses fréquences) car le module d'Young communiqué par les fournisseurs est le plus souvent évalué de manière statique. Cependant selon la méthode d'optimisation il pourra être utile d'avoir les mêmes grandeurs exprimées en fonction de la compliance dans le domaine « haute fréquence ». Nous avons par conséquent représenté les deux dans ce qui suit.

a)



b)



c)

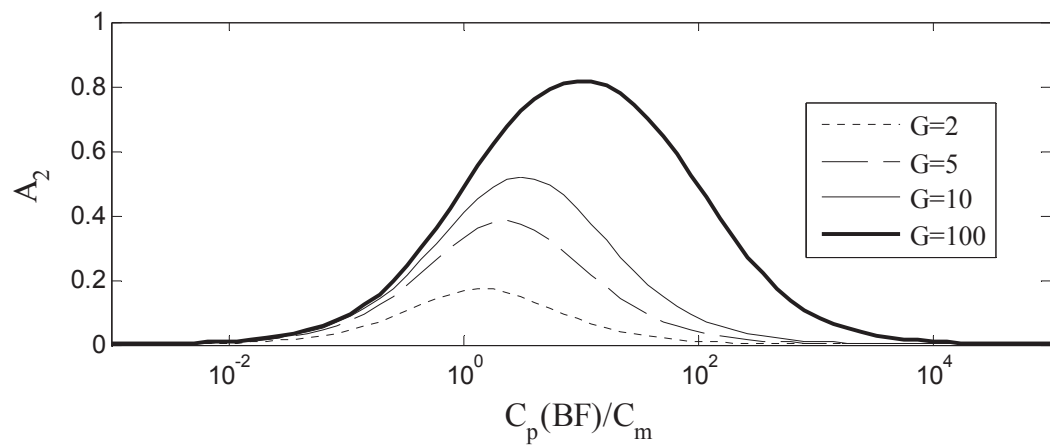
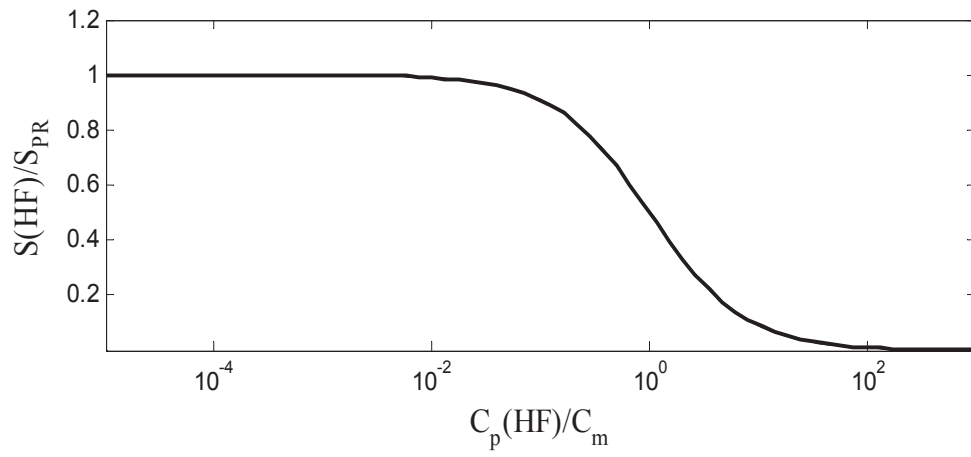


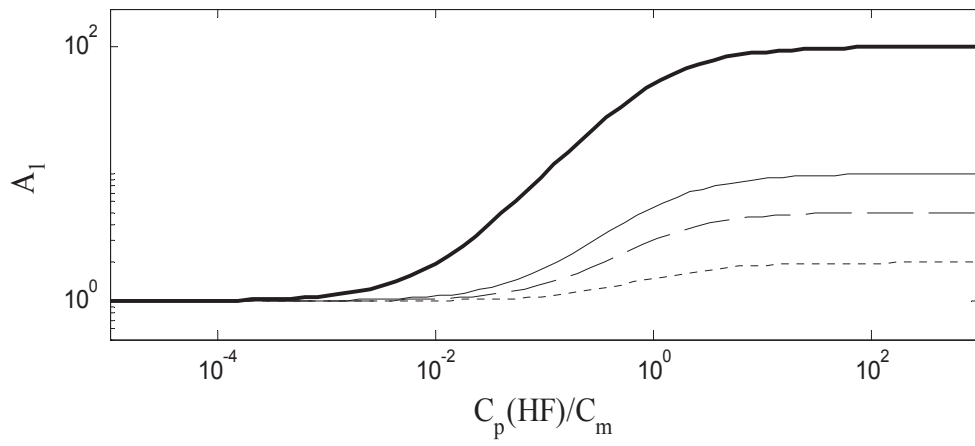
Figure IV-17: Evolution en fonction du rapport des compliances dans la gamme des basses fréquences de : a) la sensibilité, b) l'amortissement  $A_1$  et c) l'amortissement  $A_2$ .



a)



b)



c)

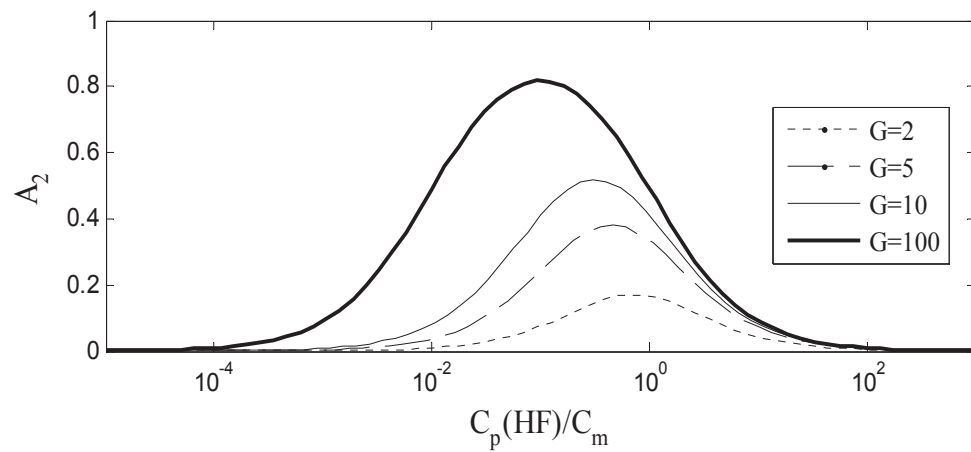


Figure IV-18: Evolution en fonction du rapport des compliances dans la gamme des hautes fréquences de : a) la sensibilité, b) l'amortissement  $A_1$  et c) l'amortissement  $A_2$ .

Par rapport aux courbes présentées Figure IV-17 et Figure IV-18, nous relevons trois points essentiels :

- L'évolution du facteur de sensibilité dans la gamme haute fréquence  $S(HF)/S_{PR}$  met en évidence la rapide décroissance de la sensibilité avec l'augmentation du rapport des compliances  $C_p(BF)/C_m$ .
- L'évolution du facteur d'atténuation  $A_1$  nous permet de vérifier que le rapport des déformations hautes et basses fréquences est maximum lorsque la compliance du picot est grande par rapport à celle de la membrane.
- L'évolution de l'atténuation  $A_2$  présente un maximum dont la position précise dépend du gain  $G$ , lorsque les compliances de la membrane et du picot sont d'un ordre de grandeur comparable.

Pour résumer, nous avons constaté que le facteur de sensibilité haute fréquence présente une évolution inverse du facteur d'amortissement  $A_1$ . Il en résulte que la conclusion quand à la configuration optimale des compliances en ce basant sur ces seuls facteurs est délicate. Cependant, nous constatons que pour certaines valeurs de  $C_p(BF)/C_m$  la sensibilité n'est pas réduite de plus de 50% alors que le rapport des déformations haute et basse fréquences est significatif. Nous constatons que ces configurations correspondent au maximum de l'atténuation  $A_2$ .

Si le sens physique du facteur  $A_2$  dernier est difficile à appréhender, nous constatons en revanche qu'il est un indicateur pertinent de la réduction de la contrainte exercée sur la membrane car tient compte de la réduction de sensibilité induite par le picot.

Afin de conclure, nous rappelons que l'objet de cette sous-partie était d'appréhender les enjeux de la conception du capteur. La mise en évidence de critères à respecter pour tirer partie de l'effet viscoélastique peut donner de précieuses indications sur la conception du capteur. Lors de l'étude d'optimisation nous nous référerons à ces courbes afin de guider certains choix de conception. Nous utiliserons ces courbes un peu à la façon d'abaques.

## IV.2.2 Viscoélasticité et transition vitreuse

Dans cette partie nous présentons les notions théoriques nous permettant d'appréhender les phénomènes de viscoélasticité en jeu dans les matériaux polymères. L'objectif est de déterminer les critères de sélection d'un matériau satisfaisant à nos contraintes.

### Viscoélasticité

Le comportement de la majorité des matériaux réels résulte d'une combinaison entre un comportement de solide élastique pur, tel que décrit par la loi de Hooke, et d'un comportement de liquide visqueux pur, dont le comportement est décrit par la loi de Newton. Cependant, alors que le comportement visqueux se manifeste ostensiblement chez les polymères, ils est négligeables pour les autres classes de matériaux, dont les métaux et les céramiques. Un certain nombre de lois de comportement des matériaux viscoélastiques sont proposées dans la littérature, issues de la combinaison des lois de Hooke et de Newton en fonction de l'association en série ou en parallèle de ces éléments. A titre d'exemple nous pouvons citer le modèle de Kelvin-Voigt fréquemment utilisé pour modéliser le comportement d'un solide viscoélastique. Celui-ci consiste en l'association en parallèle d'un ressort et d'un amortisseur visqueux. L'Expression IV-15 décrit le comportement d'un tel solide, liant la déformation  $\varepsilon$  à la contrainte  $\sigma$ .

$$\sigma = E\varepsilon + \eta \frac{\partial \varepsilon}{\partial t}$$

Avec  $E$  le module d'Young et  $\eta$  la viscosité du fluide, fonctions de la température, mais aussi de la déformation ou de la vitesse de déformation. Lorsque les déformations d'un matériau viscoélastique évoluent de façon linéaire avec la contrainte appliquée, on parle de comportement viscoélastique linéaire. Pour les matériaux polymères ces conditions ne sont vérifiées que pour de petites déformations et des durées de sollicitation courtes. Même lorsque la caractéristique contrainte/déformation n'est pas linéaire, il reste possible de définir un module tangent en un point donné, comme l'illustre la Figure IV-18 ci-dessous.

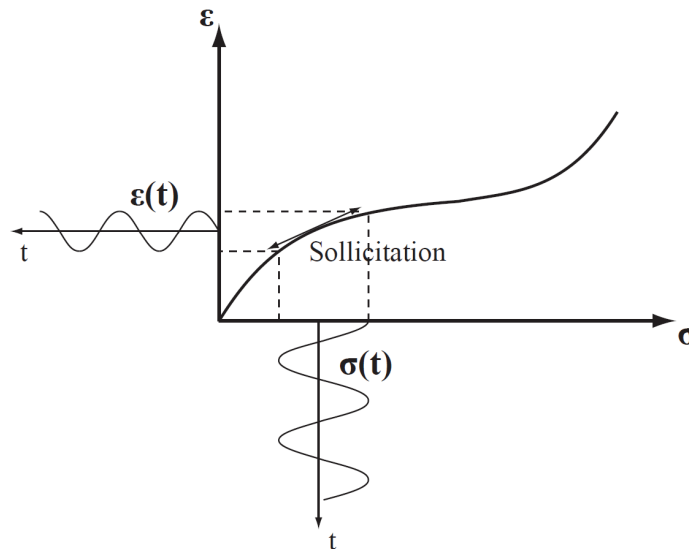


Figure IV-19: Graphique illustrant la notion de module tangent. La sollicitation consiste en l'application d'un effort harmonique superposé à un effort statique. Nous avons représenté la projection de la contrainte et de la déformation comme des fonctions du temps.

La Figure IV-18 illustre que lorsqu'une sollicitation sinusoïdale est appliquée au matériau, en vertu de sa linéarité, les contraintes et les déformations sont sinusoïdales également. La Figure IV-20 ci-dessous nous permet de constater le déphasage  $\delta$  induit par les effets visqueux du matériau.

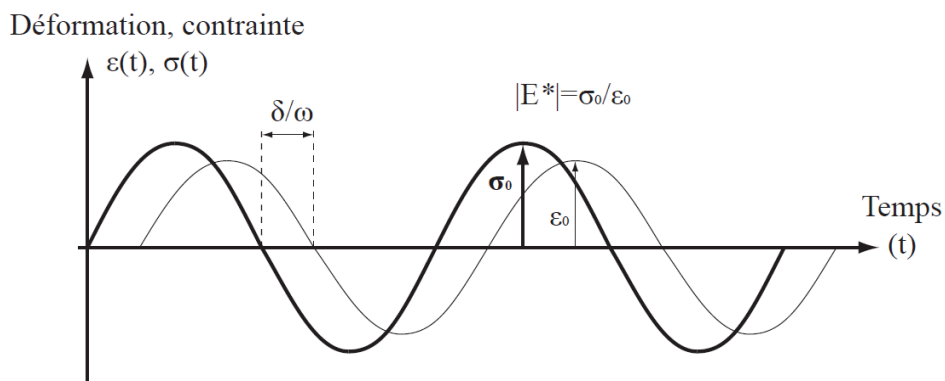


Figure IV-20: Evolution temporelle de la contrainte et de la déformation.

Le signal de déformation peut être décomposé sous forme d'une contribution élastique en phase avec la contrainte et d'une contribution visqueuse en opposition de phase avec cette dernière. En adoptant une notation complexe, il est possible de définir un module d'Young complexe,  $E^*$  dont la partie réelle  $E'$  est appelée module de conservation et représente le comportement élastique réversible du matériau, tandis que la partie imaginaire  $E''$  représente le caractère dissipatif, irréversible du matériau. Autre paramètre important, la tangente de l'angle de perte,  $\tan \delta$  ou facteur de perte du matériau correspond au rapport de la partie dissipative du module d'Young,  $E''$ , sur la partie réelle.

Nous avons introduit ce chapitre en nous appuyant sur l'exemple des élastomères utilisés pour les pneumatiques. Ceux-ci sont un excellent exemple de l'optimisation des propriétés élastiques et dissipatives en vue d'une application donnée. Pour des fréquences de l'ordre de plusieurs dizaines d'hertz correspondant à la rotation de la roue à faible vitesse, le matériau présente un faible module d'élasticité lui permettant d'épouser les aspérités du revêtement de la route garantissant une bonne adhérence. Cette souplesse est associée à de faibles dissipations minimisant l'échauffement et contribuant à la longévité du pneu. Dans une situation de freinage, le glissement entre le pneu et le revêtement sollicite le pneu à des fréquences s'étendant entre plusieurs centaines de hertz et quelques mégahertz. Dans une telle situation, l'optimisation des propriétés de l'élastomère est telle qu'elle est plus rigide, lui permettant de résister à l'abrasion mais aussi plus dissipative, amortissant du même coup des chocs.

### **Phénomène de transition vitreuse**

Cette variation du module élastique correspond à une transition entre deux états du matériau désignée sous le terme de transition vitreuse. Ce phénomène est observé chez les polymères amorphes tels que les thermodurcissables<sup>4</sup> et certains matériaux thermoplastiques<sup>5</sup>. La transition vitreuse correspond au passage réversible d'un état « vitreux » pour lequel la dynamique des chaînes polymères du matériau est très faible à un état « caoutchoutique » où les mouvements des chaînes sont importants.

Il a été constaté empiriquement que l'effet de la température sur les variations des propriétés élastiques est l'effet inverse de la fréquence. Le comportement du polymère sollicité à basse température sur un temps long, est identique à celui du même polymère lorsqu'il est sollicité à haute température pour des temps courts. Ce phénomène a été décrit par le principe d'équivalence 'temps – température' que certains auteurs tels que William, Landel et Ferry (dit WLF), ont décrit pour des températures supérieures à la température à celle de la transition vitreuse,  $T_g$ .

Ce principe d'équivalence temps/température est fréquemment utilisé dans le cadre de mesures par analyse mécanique dynamique des matériaux. Les variations de température permettent d'obtenir les propriétés des matériaux dans des gammes de fréquence inaccessibles pour les différents équipements mécaniques. Ce point est illustré dans l'Annexe IV-E décrivant la méthode de caractérisation des propriétés viscoélastiques.

### **Domaine de température associé à la transition vitreuse**

L'équivalence entre le temps et la température étant établie, une donnée prépondérante dans le choix de notre matériau pour l'application de capteur est sa température de transition vitreuse, ou plus exactement son domaine de  $T_g$ , où ses propriétés mécaniques varient fortement en fonction de la fréquence. Parmi les facteurs influençant la mobilité des chaînes on peut citer, la longueur et la rigidité des chaînes ainsi que l'encombrement stérique et la polarité des groupes latéraux qu'elle porte, sans parler de plastifiant ou d'additifs. Le domaine de  $T_g$  de notre matériau sera également dépendant des conditions de mise en œuvre, à savoir que plus la cinétique de refroidissement de notre matériau sera

---

<sup>4</sup> Les thermodurcissables sont des matériaux polymères formés par une réaction irréversible. Chauffés, ils ne fondent pas et certains peuvent même brûler.

<sup>5</sup> Les thermoplastiques sont des matériaux polymères qui se ramollissent, voire fondent, lorsqu'on les chauffe. Une fois refroidis ils redeviennent durs. Leur comportement est réversible.

élevée, plus la température de transition vitreuse sera importante et la vitrification sera éloignée de l'état le plus stable (cristal), comme l'illustre la Figure IV-21 ci-dessous. Nous constatons que le volume spécifique minimal est atteint pour l'état le plus stable. Les courbes (1) et (2) représentent l'évolution de l'état d'un volume de matériau thermoplastique. La vitesse de refroidissement de (1) est supérieure à celle de (2). Le refroidissement de (1) est trop rapide pour que les molécules aient le temps de s'organiser dans l'état de plus faible énergie : le matériau est alors dans un état de solide vitreux équivalent à celui d'un liquide figé [15]

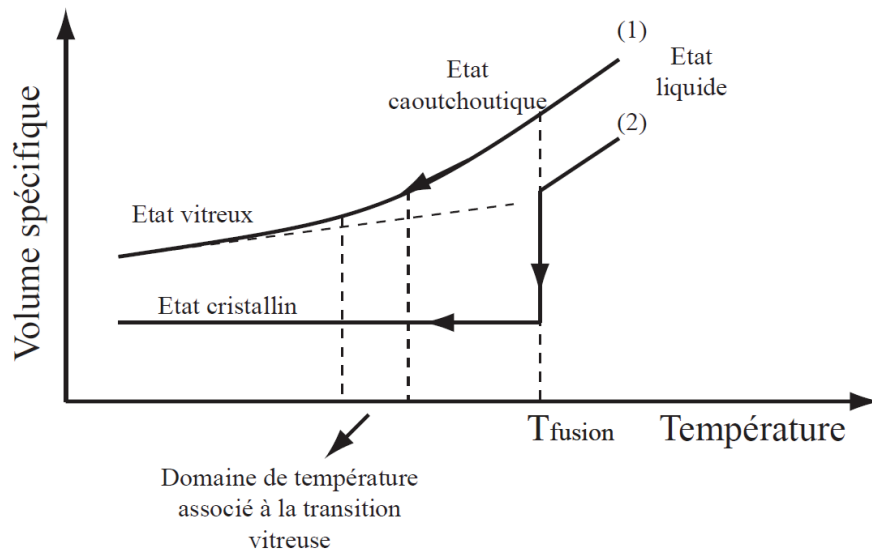


Figure IV-21: Volume spécifique en fonction de la température

### IV.2.3 Comportement des polymères thermoplastiques et des polymères thermodurcissables

Si les polymères thermoplastiques amorphes et thermodurcissables présentent tous deux des transitions vitreuses, l'évolution de leurs paramètres viscoélastiques autour de la transition vitreuse est en revanche différente.

**Les thermodurcissables** résultent d'un processus de gélification. Ils sont généralement obtenus à partir d'une « résine », liquide visqueux contenant les chaînes polymères qui vont être « pontées » entre elles au cours du processus de réticulation. Celui-ci consiste en l'établissement de liaisons entre les chaînes conduisant à la formation d'un réseau tridimensionnel stable. Le processus de réticulation étant irréversible, les thermodurcissables sont infusibles et par conséquent recyclables uniquement broyés.

**Les thermoplastiques** sont des polymères dont les chaînes sont liées entre elles par des liaisons réversibles. Ils peuvent être amorphes ou cristallins, selon l'arrangement des chaînes. Ils possèdent une température de transition vitreuse liée à leur phase amorphe et une température de fusion liée à leur phase cristalline. Cette dernière caractéristique les rend plus facilement recyclables.

Le comportement des thermoplastiques et des thermodurcissables lors de la transition vitreuse diffère comme l'illustre l'évolution du module élastique en fonction de la température représentée dans la Figure IV-22.

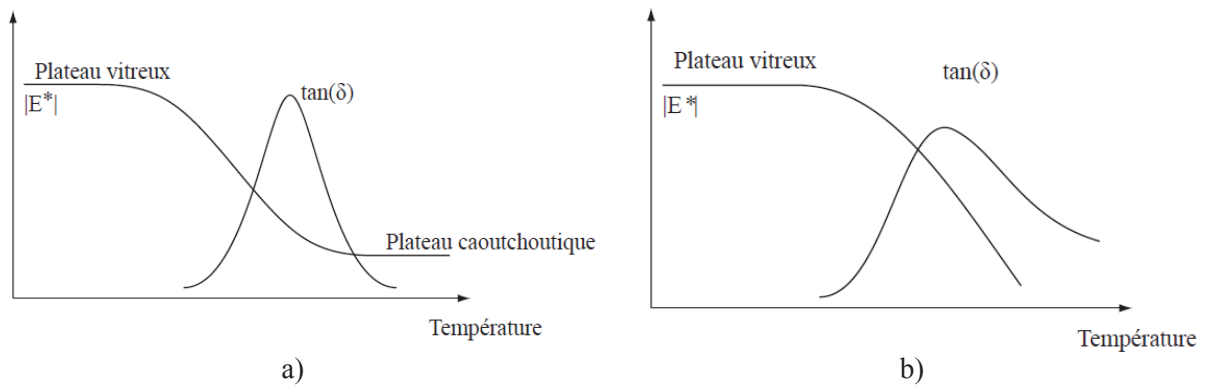


Figure IV-22: Représentation schématique de l'évolution de la norme du module d'Young et du facteur de perte avec la température. Pour un matériau thermodurcissable a) et thermoplastique b).

A basse température, les chaînes de la phase amorphe des thermoplastiques sont fortement liées par des liaisons de type Van der Vals et hydrogène : les chaînes sont fortement liées. Le matériau thermoplastique amorphe conserve donc à l'état solide le désordre existant à l'état liquide. Il peut être vu comme un liquide figé. Lorsque la température augmente, l'intensité des ces liaisons diminue permettant aux chaînes de se mouvoir les unes par rapport aux autres, l'enchevêtrement des chaînes produisant une élasticité qui décroît au fur et mesure que l'on se rapproche de l'état liquide. Ces caractéristiques sont à l'origine de la transition en pente du module élastique jusqu'à l'état liquide visible Figure IV-22 (b).

Pour les thermodurcissables, lorsque l'intensité des liaisons de type Van der Vals et hydrogène sont devenues négligeables, ce sont les liaisons irréversibles de pontage qui confèrent son élasticité au matériau. Celles-ci sont irréversibles et ne subissent pas l'influence de la température, ce qui explique le plateau dit caoutchoutique visible sur la courbe représentée dans la Figure IV-22 (a).

Le comportement des thermodurcissables présente l'avantage de se rapprocher du modèle utilisé pour la conception. Cependant le comportement des thermoplastiques permet de minimiser les composantes statiques du déplacement comme celles correspondant à la force d'appui lorsque le capteur est maintenu sur les osselets.

#### IV.2.4 Sélection des matériaux

Nous avons vu que les polymères thermoplastiques ou thermodurcissables pouvaient convenir à notre application. Les considérations théoriques précédentes nous ont permis de dégager les paramètres importants. Aux exigences relatives aux propriétés des matériaux, il nous faut ajouter celles relatives à sa mise en forme.

- **Compatibilité médicale.** Le matériau employé devra pouvoir être placé en contact avec les organes de l'oreille moyenne sans risque de réaction ou de sensibilisation.
- **Critères de mise en forme du matériau.** Le matériau doit pouvoir être moulé dans des motifs de petite dimensions présentant des rapport d'aspect élevés (c'est le cas du motif des picots dont le diamètre est faible devant la longueur).
- **Comportement en fréquence.** Le capteur sera utilisé au bloc opératoire, pendant des interventions chirurgicales. Il sera par conséquent utilisé dans une gamme de températures

quelque peu supérieures à l'ambiante. Nous souhaitons qu'à cette température le module élastique présente une importante variation entre basses et aux hautes fréquences.

- **Rigidité.** Afin d'étendre la gamme de linéarité, le capteur doit résonner à des fréquences élevées. Pour cela nous favoriserons les matériaux rigides.

La compatibilité biomédicale ne sera pas prise en compte dans un premier temps. En effet il est apparu difficile d'identifier des matériaux présentant les propriétés mécaniques adéquates indépendamment des questions de biocompatibilité. De plus nous considérons que cette problématique relevant de l'encapsulation peut être résolue par des dépôts de passivation.

Du point de vue des spécifications de mise en forme, les polymères bi-composants semblent être de bons candidats. Initialement liquides, il se composent de deux produits qui mélangés réagissent pour produire un matériau solide. La formulation des deux composants peut généralement être optimisée du point de vue de la viscosité. Ainsi ces matériaux sont compatibles avec la technique de moulage des picots que nous présentons dans le chapitre « réalisations technologiques ».

La température de solidification du matériau doit être suffisamment basse pour ne pas endommager les propriétés des matériaux électroactifs entrants dans la composition des jauges. L'un de ces matériaux, le PVDF-TrFE perd ses propriétés piézoélectriques au delà de 80°C. Plusieurs produits bi composants ne nécessitent pas d'être chauffés pour produire un solide. Dans la classe des thermodurcissables c'est le cas des matériaux RTV (Room Temperature Vulcanised), de certaines résines époxydes ou encore du PDMS (polydimethyl siloxane). Il existe bien entendu des thermoplastiques se présentant sous la forme de résines bi composants comme les polyuréthanes thermoplastiques (TPU), ou les résines polycarbonates (PC).

L'évolution du module élastique avec la température ou la fréquence n'est bien souvent pas une donnée communiquée par les fournisseurs de matériaux polymères. Les modifications de propriétés mécaniques autour de la transition vitreuse sont généralement des effets indésirables car altérant la tenue en température du matériau. Ainsi le module élastique statique est souvent le seul fourni. Nous nous baserons sur la valeur du module d'Young (module élastique statique) ou la Dureté shore D<sup>6</sup> pour évaluer la rigidité du matériau.

La transition vitreuse correspond plus précisément un domaine de températures dans lequel les propriétés élastiques des matériaux viscoélastiques vont fortement varier. . Aussi est elle une donnée systématiquement évaluée par les fournisseurs. Difficile à révéler notamment dans le cas des polymères semi cristallins, des mesures mécaniques dynamique sont souvent réalisées pour évaluer la relaxation, dite  $\alpha$ , associée à T<sub>g</sub>, caractéristique du passage de l'état vitreux à l'état caoutchoutique. Différents travaux dans la littérature ont par ailleurs montré que cette relaxation était dépendante de la fréquence (voir la loi « WLF »).

Dans notre cas, l'objectif était de disposer d'un matériau de faible rigidité à température ambiante et basse fréquence et de voir la rigidité (ou le module d'Young) croître avec la fréquence. Notre choix de polymère s est donc porté sur des polymères ou élastomères dont la T<sub>g</sub> serait située à proximité de la température d'utilisation du capteur. Celui ci sera utilisé dans une gamme de températures située entre celle du corps humain et celle de la salle d'opération. Ainsi nous fixons, quelque peu arbitrairement, la température moyenne d'utilisation du capteur à 30°C.

Nous souhaitons bénéficier de l'effet viscoélastique sans pour autant compromettre la linéarité du capteur. Pour cela il faut que le maximum de la variation des propriétés élastiques se produise aux

---

<sup>6</sup> La dureté Shore (« Shore hardness ») caractérise la résistance à l'indentation d'un matériau. Elle est particulièrement utilisée pour les élastomères et les caoutchoucs. La dureté Shore « D », S<sub>D</sub> est liée au module d'Young E exprimé en MPa par la relation suivante :  $\log_{10}E=2,35 \cdot 10^{-2}(S_D+50)-6,403 \cdot 10^{-1}$



alentours de 30°C pour les basses fréquences (1-100 Hz). Le plateau vitreux correspondra alors aux fréquences « hautes » de vibration des osselets que nous souhaitons mesurer à l'aide du capteur. Pour cela, nous avons choisi de retenir des matériaux dont la température de transition vitreuse sera proche de 30°C, en explorant l'influence de la position de Tg sur cette transition. La Figure IV-23 illustre la variation du domaine de fréquences associé à la transition vitreuse avec la température.

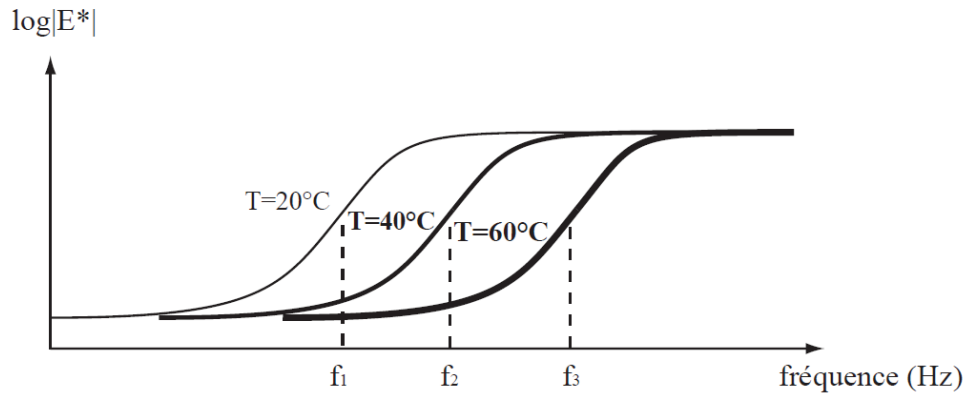


Figure IV-23: Evolution de la relaxation associée à la transition vitreuse avec la température.

#### IV.2.5 Propriétés des matériaux retenus

La formulation d'un polymère est un travail destiné à intégrer les contraintes relatives aux propriétés du matériau final (aspect visuel, texture, propriétés électriques, propriétés mécaniques) et à sa mise en forme (températures de fusion, de transition vitreuse, viscosité). Pour ce faire, la formulation d'un polymère contient bien souvent plusieurs monomères différents ainsi que des additifs (plastifiant, groupes fonctionnels) et parfois des charges, particules organiques ou minérales qui s'insèrent dans la matrice polymère pour lui conférer certaines propriétés.

Un même polymère peut se présenter sous différentes formes : poudres, granulés, mélange de plusieurs composants. Nous ne disposons pas au laboratoire TIMA de compétences de polymériste et nous avons préféré tester des produits disponibles commercialement plutôt que nous engager dans la formulation d'un matériau polymère spécifique à notre application. Pour cela nous avons contacté les services techniques des principaux fournisseurs de matériaux polymères à la recherche d'un matériau satisfaisant à nos spécifications que nous avons présentées sous une forme condensée dans le Tableau IV-3 ci-dessous :

Présentation	Mise en forme	Température de transition vitreuse	Rigidité du solide obtenu
<i>Matériau initialement liquide de viscosité aussi faible que possible</i>	<i>Solidifie à des températures inférieures à 60°C</i>	<i>Comprise entre 30 et 60°C</i>	<i>Rigidité élevée si possible supérieure à 100 MPa</i>

Tableau IV-3 : Spécifications du matériau recherché.

Sur la base de ces spécifications nous avons retenu un ensemble de 10 matériaux. De cet ensemble nous avons pu tester les propriétés de 5 matériaux grâce à un analyseur dynamique mécanique. Nous présentons en Annexe E-3 le principe de fonctionnement de cet appareil. Les propriétés de ces 5 matériaux sont répertoriées dans le Tableau IV-4.

Nom commercial (fournisseur)	Type de produit/utilisation	T <sub>g</sub> (°C)	S <sub>D</sub>	E (MPa)	Viscosité (mPa.s)
<b>PU 948 (WEVO)</b>	Résine polyuréthane Encapsulation de composants électroniques	30	45-50	39-51	350-550
<b>EC 67 (ELANTAS)</b>	Résine époxy Encapsulation de composants électroniques	50-55	84-85	323-341	350-450
<b>EC 51 (ELANTAS)</b>	Résine époxy Encapsulation de composants électroniques	31-36	58-61	79-93	300-400
<b>PC 713 (POLYSCIENCES)</b>	Résine phénol formaldéhyde	56	Non spécifié	Non spécifié	« Faible »
<b>628 VLV (DYMAX)</b>	Acrylate d'uréthane Colle adhésive polymérisant aux UV	45	75	198	55

Tableau IV-4 : Propriétés des 5 matériaux testés telles qu'elles nous ont été communiquées par les fournisseurs.

Les courbes des propriétés viscoélastiques des matériaux testés à l'aide du viscoanalyseur sont présentées dans la Figure IV-24. Nous remarquons plusieurs points intéressants.

- Les domaines de fréquences associé à la transition vitreuse des matériaux 628 VLV, EC 67 et PC 713 correspondent à des durées de sollicitation de l'ordre de  $10^6$  s (un peu moins de 2 semaines !) qui n'ont aucune signification dans le cadre de notre application.
- Les domaines de fréquences associées à la transition vitreuse des matériaux PU 948 et EC 51 correspondent à des durées de sollicitation de l'ordre de 10 s. Ces durées peuvent correspondre aux forces appliquées lorsque le capteur est maintenu sur les osselets.
- La variation du module d'Young du EC 51 autour de la transition vitreuse est aussi importante que le PU 948. Alors que leur module d'Young à 1 Hz est égal à 100 MPa, il est de 400 MPa à 1 kHz pour le PU 948 contre 800 MPa pour le EC 51.

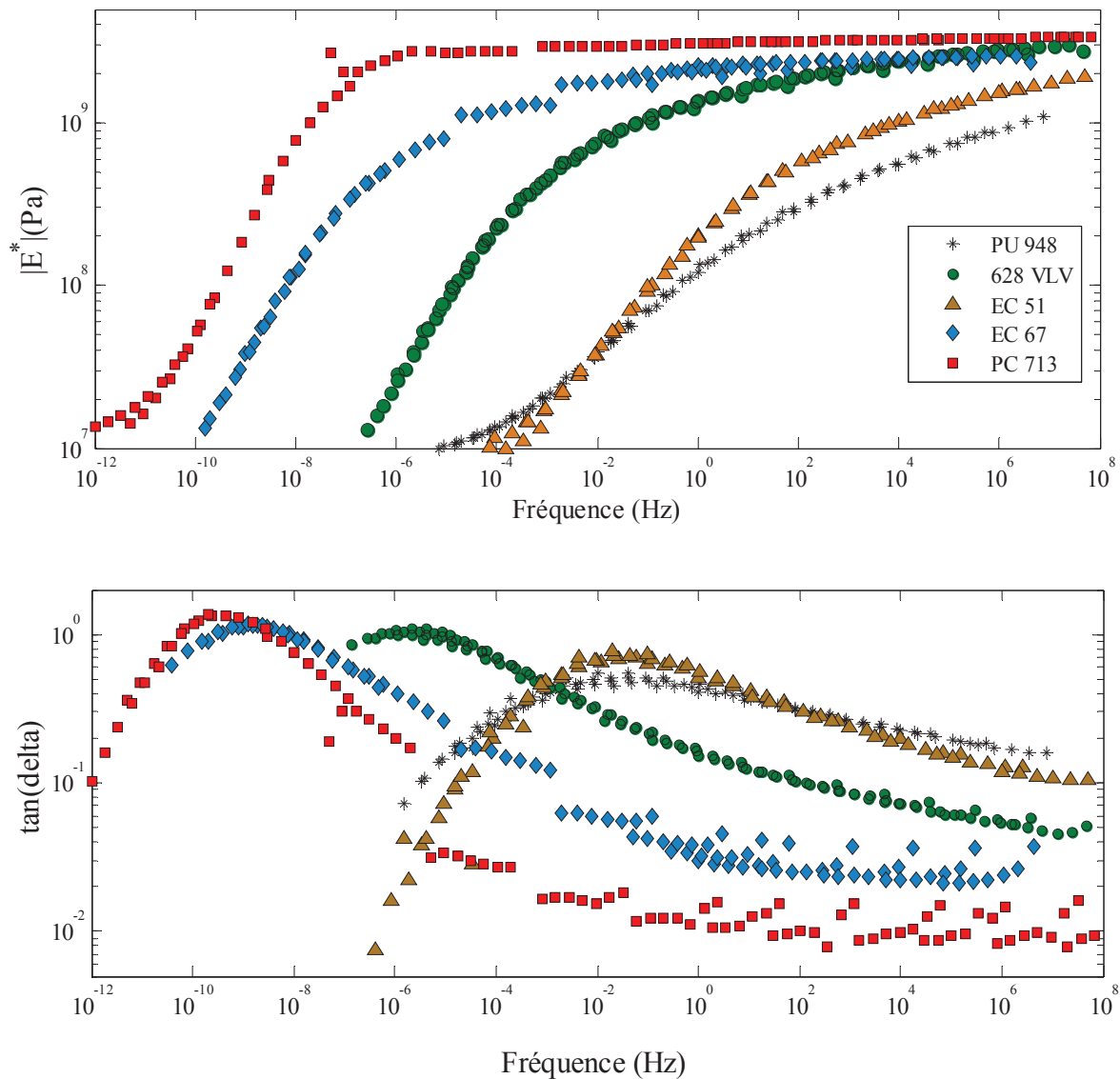


Figure IV-24 : Norme du module d'Young complexe et module de pertes en fonction de la fréquence.

Nous remarquons que les matériaux les plus rigides sont aussi ceux dont la température de transition vitreuse est la plus élevée. Pour ces matériaux, la dispersion des résultats est plus importante, indiquant que nous atteignons les limites de fonctionnement de la machine de caractérisation. Nous constatons que pour des matériaux différents présentant une même gamme de fréquences associée à la transition vitreuse, la variation des propriétés viscoélastiques peut être plus ou moins rapide.

Dans le cadre de la recherche d'un effet de filtrage nous focaliserons nos recherches sur des matériaux dont la transition vitreuse est abrupte. Pour notre application nous recherchons des variations maximales autour de 100 Hz. Or nous constatons que la variation maximale des propriétés des matériaux testés a lieu au maximum autour de 0,1 Hz. Les résultats des tests nous dirigent vers des matériaux dont la température de transition vitreuse est inférieure à 30°C pour que la transition vitreuse se manifeste à des fréquences supérieures à 10 Hz.

Nous avons pu remarquer que la constance du module d'Young dans le plateau vitreux n'est obtenue que pour des fréquences très supérieures aux domaines de fréquence associés à la transition vitreuse. Ainsi en situant le régime de fonctionnement du capteur juste au après la zone de transition vitreuse nous devons nous attendre à des effets non linéaires. Cependant nous avons pu voir que les variations maximum du module d'Young sont de l'ordre de 100 et donc bien supérieures aux variations dans le plateau vitreux. Afin de faciliter la conception du capteur nous pourrions donc les négliger en première approximation.

Nous avons initialement focalisé nos recherches sur des matériaux dont le module d'Young évalué en statique est élevé de façon à conserver des fréquences de résonance importantes. La caractérisation nous a permis de constater que l'ordre de grandeurs du module d'Young dans le plateau vitreux est de l'ordre de quelques GPa quelques pour la rigidité du matériau en régime statique. Ainsi dans l'optique de maximiser le rapport des modules d'Young entre le régime vitreux et le régime caoutchoutique nous orienterons nos futures recherches vers des matériaux dont le module d'Young statique est au moins inférieure à 10 MPa. . Dans l'optique de l'application des matériaux viscoélastiques au filtrage mécanique, nous obtenons à basse fréquence la combinaison d'un facteur de perte maximal et d'un module d'Young minimal.

Les résultats obtenus nous permettent de définir un matériau idéal que nous pourrions utiliser dans l'étude d'optimisation. Nous avons résumé les propriétés de celui dans le Tableau IV-5 avec les propriétés du EC 51 qui, des matériaux testées est celui qui correspond le mieux à nos spécifications.

	<b>Module d'Young basse fréquence (f=1 Hz))</b>	<b>Module d'Young pour f&gt;1 kHz</b>	<b>T<sub>g</sub>(°C)</b>	<b>Domaine de fréquences associé à la transition vitreuse</b>
<b>EC 51</b>	100 MPa	800 MPa	31-36	10 <sup>-2</sup> -10 Hz
<b>Matériau « idéal »</b>	10 MPa	1 GPa	<30	1-100 Hz

Tableau IV-5 : Comparaison des propriétés du matériau « idéal » avec les propriétés du EC 51

### IV.3 Optimisation de la conception du capteur

Dans cette partie, nous présentons la méthode que nous avons élaboré pour optimiser la structure mécanique du capteur. Dans un premier temps, nous présentons les objectifs et critères de l'étude d'optimisation. Dans une seconde partie, nous décrivons une méthode incluant l'utilisation d'un logiciel d'optimisation et la stratégie adoptée dans le cas particulier de l'optimisation du capteur. Enfin, nous illustrerons cette stratégie en réalisant l'étude d'optimisation du capteur pour différents matériaux de la membrane. Nous confluons quant à cette stratégie et aux résultats obtenus.

#### IV.3.1 Définition du problème d'optimisation : critères, objectifs et contraintes

Les critères que le comportement du capteur devra vérifier ont été entrevus dans le chapitre III relatif à modélisation mécanique de la structure du capteur. Au nombre de quatre, nous les avons résumé ci-dessous.

- **La sensibilité « mécanique »**, rapport de la déformation de la membrane au déplacement appliqué au sommet du picot, doit être suffisante pour mesurer l'amplitude de vibration des osselets. Nous définissons donc un seuil de détectabilité à la sensibilité mécanique.

- **La robustesse** du capteur doit permettre de supporter les tremblements de la main de l'opérateur. Les déformations de la membrane induite par le déplacement de la main de l'opérateur doivent donc être inférieures à un seuil de résistance mécanique à partir duquel la membrane cède.
- **La linéarité** du capteur avec le déplacement de l'extrémité du picot doit être vérifié sur l'ensemble de la gamme de fréquences que le chirurgien souhaite investiguer. Ainsi, la fréquence de résonance du capteur doit être située au delà d'une fréquence limite, borne supérieure de la gamme à étudier.
- **L'impédance mécanique** du capteur dans la gamme des fréquences audibles investigués par le chirurgien (« haute fréquence ») doit être suffisamment faible pour que le déplacement des osselets ne soit pas réduit lorsque le capteur est placé à leur contact. De même, la transmission des tremblements de la main aux osselets dans le domaine des basses fréquences (« basse fréquence ») doit être aussi faible que possible afin que les déplacements de la main ne soient pas répercutés sur les osselets.

### Contraintes sur le comportement

Les conditions de robustesse et de détectabilité sont toutes deux définies sur la base de la sensibilité mécanique du capteur. La sensibilité  $S(HF)$  dans le domaine « haute fréquence » doit être supérieure à la plus petite déformation détectable  $\varepsilon_{min}$  divisée par le déplacement de l'étrier  $U_{st}$  (des trois osselets, son déplacement est le plus faible). Dans le même temps, la sensibilité  $S(BF)$  dans le domaine « basse fréquence » doit être inférieure à la déformation à la rupture  $\varepsilon_{rupt}$  du matériau de la membrane divisée par l'amplitude de tremblement de la main de l'opérateur. Nous désignons ce déplacement par  $U_x$ . Les deux conditions précédentes sont résumées par les Expressions IV-16 et IV-17 :

$$\frac{\varepsilon_{min}}{U_{st}} < S_{HF}$$

IV-16

$$S_{BF} < \frac{\varepsilon_{rupt}}{U_x}$$

IV-17

L'ordre de grandeur de la résolution des capteurs de déformation intégrés est de 1 microstrain, c'est le cas notamment des jauges piézoélectriques et des jauges piézorésistives. En nous basant sur les résultats de la modélisation de l'oreille moyenne, nous estimons le déplacement moyen de l'étrier à 5 nm/Pa sur la gamme 1-10 kHz. Le déplacement de l'étrier est obtenu en multipliant cette valeur par la pression au niveau du tympan  $P_{uT}$ . Nous fixons le déplacement maximal imposé par les tremblements de la main de l'opérateur à 1 mm. Ainsi les conditions de résistance mécanique et de détectabilité correspondent aux Expressions IV-18 et IV-19 ci-dessous.

$$\frac{200}{P_{uT}} < S_{HF}$$

IV-18

$$S_{BF} < \frac{\varepsilon_{rupt}}{10^{-3}}$$

IV-19

Afin de maximiser le déplacement des osselets et ainsi de faciliter la mesure de leur amplitude de vibration, nous imposons un niveau de pression au niveau du tympan le plus élevé possible sans toutefois endommager les structures de l'oreille interne. Nous avons déterminé ce niveau nous nous basant sur un document de l'Association de Prévention des Traumatismes Auditifs stipulant la durée maximale d'exposition quotidienne en fonction du niveau sonore [8]. Nous avons ainsi constaté qu'il est possible d'appliquer le niveau sonore de 105 dB (soit une pressions de 3,56 Pa) au niveau du tympan à condition que la durée d'exposition quotidienne n'excède pas 5 minutes. Cela reviendrait à n'utiliser le capteur que durant quelques secondes afin de vérifier le bon fonctionnement des osselets, ce qui paraît tout à fait acceptable. Aussi, la condition de sensibilité est exprimée par l'inégalité IV-20 ci-dessous.

$$31,75 < S_{HF}$$

IV-20

Dans la partie de ce chapitre relative à la modélisation de l'oreille moyenne, nous avons défini les conditions sur le module de l'impédance mécanique du capteur telles que les vibrations des osselets ne soient pas perturbées. La première, relative au domaine haute fréquence garantie que l'amplitude d'un osselet correspondant à une onde acoustique ne soit pas réduite lorsque le capteur est placé à son contact. La seconde, relative au domaine basse fréquence, garantie que les tremblements de la main de l'opérateur ne soit pas intégralement transmis aux osselets. Nous en déduisons les conditions « basse fréquence » et « haute fréquence » reposant sur les compliances représentées par les Expressions IV-21 et IV-22.

$$C(HF) = C_{pr} + C_{ps}(HF) > 10^{-3} \quad \text{IV-21}$$

$$C(BF) = C_{pr} + C_{ps}(BF) > 10^{-1} \quad \text{IV-22}$$

Le capteur étant utilisé en dessous de sa première fréquence de résonance, l'impédance mécanique est déterminée par la compliance de ce dernier. Nous distinguons le comportement dans les domaines « haute fréquence » et « basse fréquence ». Dans le domaine des hautes fréquences, la valeur de la compliance doit être suffisante pour ne pas réduire l'amplitude de vibration des osselets. Dans le domaine basse fréquence elle doit être suffisante pour que le déplacement des osselets induit par les tremblements de la main de l'opérateur n'excède pas 100  $\mu\text{m}$ . Afin de choisir les compliances correspondantes, nous nous basons sur les résultats tirés du modèle de l'oreille moyenne présenté dans la Figure IV-25.

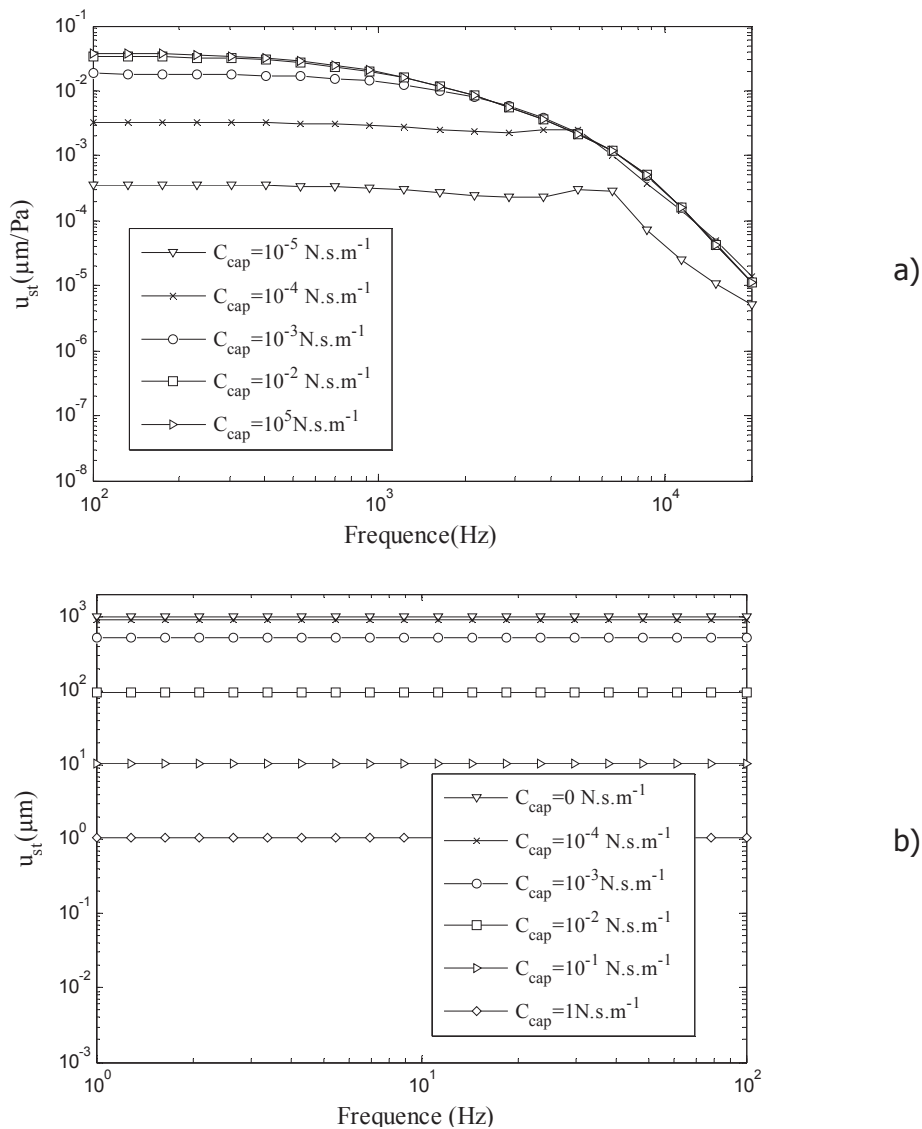


Figure IV-25 : Amplitude de vibration des osselets en fonction de la fréquence pour plusieurs valeurs de la compliance du capteur. Déplacement induits par une onde acoustique a) et par les tremblements de la main de l'opérateur b).

Nous constatons que la contrainte sur le domaine basse fréquence est plus exigeante. Nous comprenons ici bien l'intérêt de l'utilisation d'un picot constitué d'un matériau viscoélastique dont la rigidité peut varier jusqu'à deux ordres de grandeurs. La linéarité du comportement du capteur n'est effective que si sa fréquence de résonance est située au delà de la borne supérieure de la gamme de fréquences que le chirurgien souhaite investiguer. Pour les raisons que nous avons expliqué précédemment, cette borne supérieure est fixée à 3 kHz. Ainsi, la linéarité est elle garantie lorsque l'Expression IV-23 ci-dessous est vérifiée.

$$f_r > 3\text{kHz} \quad \text{IV-23}$$

### Contraintes liées à la modélisation

Le capteur n'est pas seulement soumis à des contraintes sur son comportement mécanique mais aussi à des contraintes reposant sur ses dimensions, liées à la validité du modèle analytique employé. Nous avons vu dans le Chapitre III que la différence des rayons de la membrane et du picot ne pouvaient pas être inférieure à 5 fois l'épaisseur de la membrane pour conserver une précision suffisante sur le calcul de la fréquence de résonance. Nous pouvons traduire cette condition par l'Expression IV-24.

$$\frac{h_m}{R_m - R_p} < 0,2 \quad \text{IV-24}$$

Une autre condition repose sur les rayons de la membrane et du picot. Le modèle analytique sur lequel nous nous basons est valable pour des valeurs du paramètre  $\beta$  comprises entre 0,2 et 0,8. Nous pouvons exprimer cette condition sur les rayons par l'Expression IV-25 ci-dessous :

$$0,2 < \frac{R_m - R_p}{R_m} < 0,8 \quad \text{IV-25}$$

### Contraintes sur les dimensions du capteur

Les dimensions accessibles sont limitées par des contraintes technologiques. Ces contraintes conduisent à définir les bornes de chaque dimension de la structure, que nous avons résumées dans le Tableau IV-6 présenté page suivante.

### IV.3.2 Stratégie d'optimisation

Le problème d'optimisation que nous cherchons à résoudre est complexe. La configuration du capteur pour laquelle le picot est parfaitement rigide constitue à ce titre le problème d'optimisation le plus simple que nous ayons à résoudre, car nous ne considérons ni les déformations dues au picot, ni les variations dues à l'effet viscoélastique. Dans ce cas précis le problème d'optimisation contient :

- 7 paramètres d'entrée. 4 de ces paramètres sont variables : longueur et rayon du picot, épaisseur et rayon de la membrane. Les trois autres, le module d'Young et le coefficient de Poisson de la membrane ainsi que la densité volumique du picot sont imposés pour un matériau donné.
- 4 paramètres de sortie sont contraints : 2 par des conditions sur les dimensions dictées par le domaine de validité du modèle et 2 autres par des conditions sur le fonctionnement du capteur.
- 1 des paramètres de sortie constitue la variable à optimiser. Selon les cas, nous pouvons chercher à maximiser la fréquence de résonance ou la compliance de la structure.



Même dans ce cas, le plus simple rappelons-le, la tâche d'optimisation est suffisamment compliquée pour nécessiter une automatisation logicielle. Notre choix s'est porté sur le logiciel d'optimisation CADES développé par le laboratoire G2Elab de Grenoble. Celui ci permet d'exploiter un modèle mathématique représentant un composant physique en vue de l'analyse de sensibilité des paramètres de sortie aux paramètres d'entrée. Il permet en outre de poser des problèmes d'optimisation et de les résoudre sur la base de différents algorithmes disponibles. Notre choix s'est porté sur ce logiciel en raison de sa simplicité d'utilisation et sa gratuité.

	Limites Min/max		Remarques
Longueur du picot $L_p$	3 mm	10 mm	La limite inférieure correspond à la longueur minimale permettant l'accès aux osselets. La longueur maximale est un peu arbitraire. Nous supposons que des picots d'une longueur supérieure à 1 cm sont plus difficilement réalisable
Rayon de la membrane $R_m$	200 $\mu m$	3 mm	La sensibilité des jauges est liée à leur surface. Nous considérons qu'en dessous de 200 $\mu m$ , il n'y a plus la place nécessaire pour intégrer les jauges. La limite supérieure est un peu arbitraire. Elle vise à ce que les dimensions du capteur restent raisonnables en regard de l'utilisation qui va être faite du capteur.
Rayon du picot $R_p$	100 $\mu m$	3 mm	La limite inférieure est fixée par le diamètre minimal des trous qu'il est possible de réaliser avec la technologie que nous présentons dans le Chapitre V. Les limitations imposées au paramètre $\beta$ nous permettent de choisir toute valeur supérieure ou égale au rayon de la membrane.
Epaisseur de la membrane $h_m$	5 $\mu m$	1 mm	La limite inférieure est quelques peu arbitraire. Nous l'avons choisie de manière à conférer une certaine robustesse à la membrane. Les limitations imposées au ratio de l'épaisseur avec la différence des rayons nous permettent de choisir toute valeur même très élevée de l'épaisseur.

Tableau IV-6 : Contraintes reposant sur les dimensions de la structure utilisé dans l'étude d'optimisation.

Afin de déterminer les paramètres optimaux d'un problème donné nous commençons par spécifier la valeur des paramètres d'entrée et les bornes dans lesquelles ils peuvent évoluer. Nous spécifions ensuite les bornes dans lesquelles peuvent évoluer les paramètres de sortie (nous pouvons aussi choisir d'en laisser libre certains). Enfin nous choisissons un paramètre de sortie comme le paramètre d'optimisation à maximiser ou à minimiser. Lorsque le problème est correctement défini, le logiciel calcule la valeur des paramètres d'entrée vérifiant les contraintes sur les sorties et maximisant (ou minimisant) le paramètre d'optimisation sur la base d'un algorithme choisi. Un aperçu de la fenêtre dans laquelle sont spécifié les paramètres est disponible dans la Figure IV-26.

Il est possible que le problème posé admette une solution meilleure que celle qui est calculée par le logiciel, pour peu que l'on relâche très légèrement une contrainte ou modifie la valeur initiale d'un paramètre. Lorsque le nombre de paramètres d'entrée est important, il se peut aussi que la variable objectif admette plusieurs extrema, la valeur initiale des paramètres d'entrée oriente alors la solution calculée vers l'un de ces optima. Ainsi la démarche qui vise à obtenir un optimum est difficilement rationalisable et automatisable. Le logiciel d'optimisation est de ce point de vue un moyen

d'objectiver et de tester les intuitions que nous avons d'un problème donné. Ce logiciel ne dispense en rien de la rigueur indispensable à poser le problème de façon adéquate.

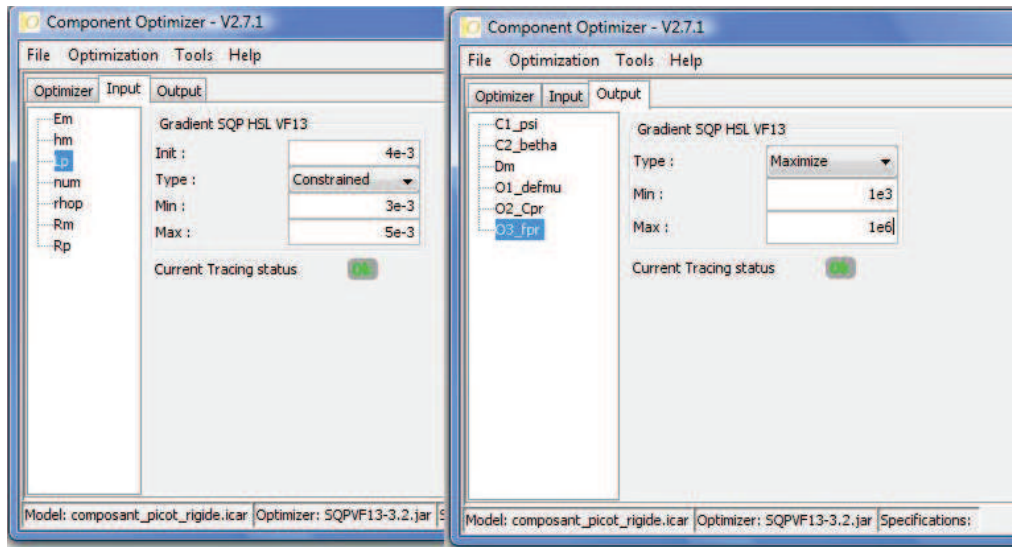


Figure IV-26 : Aperçu de la présentation du logiciel CADES. Nous pouvons voir les onglets suivant : Optimizer, Input et Output dans les quels sont spécifiées respectivement l'algorithme, les entrées et les sorties.

Après nous être lancés de façon frontale et stérile dans une démarche visant à intégrer simultanément au sein d'une configuration unique toutes les contraintes reposant sur la structure, nous avons élaboré une stratégie d'optimisation. Notre démarche a consisté à décomposer notre problème en étapes successives permettant d'intégrer progressivement les différentes contraintes. La stratégie que nous proposons peut être résumée sous forme d'une trame que nous avons représentée dans la Figure IV-27. Dans cette partie, nous décrivons et justifions la trame présentée. En premier lieu, nous avons défini pour le picot un matériau idéalisé : il présente les même ordres de grandeurs que les matériaux viscoélastiques que nous avons caractérisé, mais sa transition vitreuse est proche de 100 Hz comme l'indique le Tableau IV-7.

$E_p$ (HF)	$E_p$ (BF)	Masse volumique	Fréquence de transition vitreuse
1 GPa	100 MPa	$10^3 \text{ kg/m}^3$	100 Hz

Tableau IV-7 : Propriétés du matériau « idéal » que nous utiliserons dans nos simulations.

Dans le schéma présenté dans la Figure IV-27 chaque bloc rectangulaire représente un problème d'optimisation que nous avons résolu à l'aide du logiciel CADES. A l'intérieur de ces blocs, nous avons indiqué en italique les critères que nous visons lors de l'optimisation. Selon les résultats d'un problème nous prenons une décision ou nous orientons vers l'étape suivante. La stratégie que nous avons élaborée pour parvenir à une configuration optimale se compose de quatre étapes chacune représentant un problèmes d'optimisation.

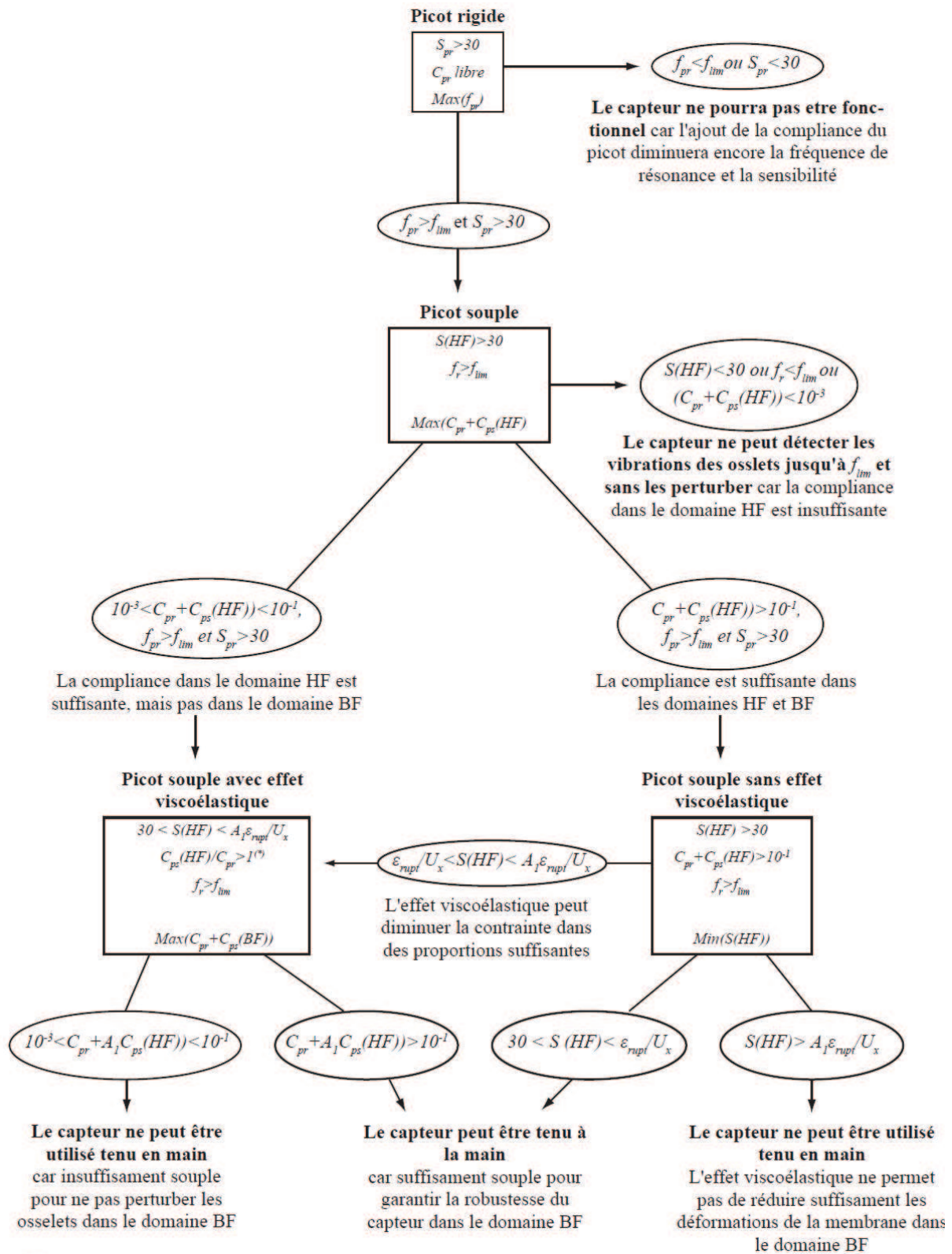


Figure IV-27 : Schéma illustrant la démarche d'optimisation suivie.

**Etape 1.** Nous maximisons la fréquence de résonance  $f_{pr}$  d'une configuration pour laquelle la compliance du picot est nulle, sous contrainte d'une sensibilité  $S_{pr}$  supérieure au seuil de détectabilité (=30). Pour des dimensions du capteur et des propriétés du matériau de la membrane données la fréquence de résonance ainsi obtenue est maximale. Lorsqu'il se déforme le picot réduit la fréquence de résonance et absorbe une partie du déplacement appliqué. C'est pourquoi nous pouvons écarter à cette étape toute configuration ne présentant pas simultanément les deux critères ci-dessous.

$$f_{pr} > f_{lim} \quad \text{IV-26}$$

$$S_{pr} > 30 \quad \text{IV-27}$$

**Etape 2.** Nous maximisons la compliance de la structure. Celle-ci est la somme de la compliance du picot dans le domaine HF,  $C_{ps}(HF)$ , et de la compliance de la membrane  $C_{pr}$ . La sensibilité est influencé par le picot, aussi nous la désignons par  $S(HF)$  sensibilité dans le domaine HF. L'effet viscoélastique augmente la compliance du picot dans le domaine BF et n'a pas d'effet sur le comportement du capteur dans le domaine HF. Nous pouvons par conséquent écarter toute configuration ne parvenant pas à respecter les critères portant sur la fréquence de résonance ou la sensibilité dans le domaine HF. En revanche, nous distinguons par rapport à la compliance, trois critères rappelés ci-après.

$$C_{pr} + C_{ps}(HF) < 10^{-3} \quad \text{IV-28}$$

$$10^{-3} < C_{pr} + C_{ps}(HF) < 10^{-1} \quad \text{IV-29}$$

$$10^{-1} < C_{pr} + C_{ps}(HF) \quad \text{IV-30}$$

La condition IV-28 traduit une faible compliance telle que le fonctionnement des osselets est perturbé et la mesure altérée. Nous pouvons écarter ces configurations. La condition IV-29 traduit le fait que si le capteur ne perturbe pas le fonctionnement des osselets, sa compliance est trop faible pour amortir les tremblements de la main dans le domaine BF. Dans le meilleur des cas, l'effet viscoélastique peut améliorer la compliance du capteur d'un facteur 100, il est donc possible qu'une telle configuration puisse fonctionner. Les tests de l'étape 4 permettront de vérifier si l'effet viscoélastique peut être répercuté au niveau de la membrane. La condition IV-30 renvoie à un cas pour lequel la valeur de la compliance est suffisante pour amortir les tremblements de la main dans le domaine BF. Les tests de l'étape 3 sont alors nécessaires pour vérifier que la contrainte à la rupture n'est pas excédée.

**Etape 3 :** Nous minimisons la déformation de la membrane afin de garantir la robustesse du capteur tout en maintenant la condition de détectabilité. Nous contraignons la compliance à une valeur supérieure à  $10^{-1}$  Ns/m et la fréquence de résonance au dessus de  $f_{lim}$ . Selon les valeurs de la sensibilité auxquelles conduit l'optimisation, nous distinguons les trois cas ci dessous :

$$\frac{\varepsilon_{rupt}}{U_x} < S(HF) < \frac{A_1 \varepsilon_{rupt}}{U_x} \quad \text{IV-31}$$

$$30 < S(HF) < \frac{\varepsilon_{rupt}}{U_x} \quad \text{IV-32}$$

$$S(HF) > \frac{A_1 \varepsilon_{rupt}}{U_x} \quad \text{IV-33}$$

La condition IV-31 traduit une situation pour laquelle la contrainte réduite d'un facteur d'amortissement  $A_1$  est inférieure au seuil de rupture. Nous passons dans ce cas à l'étape 4 pour une optimisation intégrant l'effet viscoélastique. La condition IV-32 illustre la situation dans laquelle la sensibilité et la résistance mécanique sont vérifiées. Le capteur est alors validé pour mesurer les vibrations des osselets tout en étant maintenu à la main. La condition IV-33 illustre une situation pour laquelle l'effet viscoélastique ne peut suffire à réduire suffisamment la contrainte, le capteur est alors validé par une utilisation dans le domaine HF uniquement.

**Etape 4.** Nous cherchons à maximiser la compliance de la structure sous contrainte de la fréquence de résonance et de la sensibilité. Nous intégrons deux contraintes supplémentaires relatives à l'effet viscoélastique. La façon dont la variation de rigidité du picot viscoélastique se répercute au niveau des déformations de la membrane et de la compliance de l'ensemble a été étudiée dans la seconde partie de ce chapitre. La courbe de l'amortissement  $A_1$ , défini comme le rapport des déformations de la membrane dans les domaines HF et BF en fonction du ratio de la compliance du picot dans le domaine HF et de la compliance de la membrane, est rappelée dans la Figure IV-28. Nous constatons que l'amortissement est proche de sa valeur maximale lorsque le rapport des compliances est supérieur à 1. Nous ajoutons donc dans le bloc correspondant au problème d'optimisation intégrant l'effet viscoélastique la condition IV-34. Lorsque cette dernière est vérifiée, l'effet viscoélastique du picot est répercuté sur les déformations de la membrane.

$$\frac{C_{ps}(HF)}{C_{pr}} > 1 \quad \text{IV-34}$$

La condition IV-34 traduit le fait que la compliance du picot est supérieure à celle de la membrane, dans ce cas, l'effet viscoélastique du picot est bien répercuté au niveau des déformations de la membrane. L'augmentation de la compliance dû à l'effet viscoélastique impacte d'autant plus la compliance totale de la structure que la compliance du picot est grande devant celle de la membrane. Remarquons que lorsque l'amortissement  $A_1$  est maximal, la validation de la condition sur la compliance dans le domaine HF entraîne la validation de la condition sur la compliance dans le domaine BF.

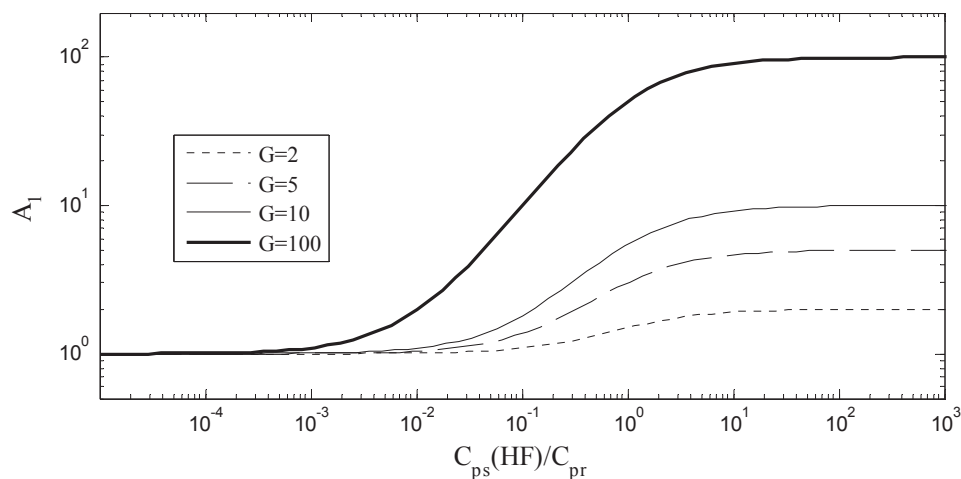


Figure IV-28 : Courbe de l'atténuation  $A_1$  en fonction du rapport de la compliance du picot  $C_p$  et celle de la membrane  $C_{pr}$ .

Afin que le capteur soit tout à fait opérationnel dans le domaine BF, il reste à vérifier que la sensibilité réduite par le facteur d'atténuation  $A_1$  est bien inférieure au seuil de rupture. Ce que se traduit par la condition IV-35.

$$\frac{S(HF)}{A_1} < \frac{\varepsilon_{rupt}}{U_x} \quad \text{IV-35}$$

Lorsque cette dernière condition n'est pas vérifiée, le capteur peut tout de même être utilisé à condition de ne pas subir les tremblements de la main. On peut imaginer qu'il est alors tenu par un bras robotisé exempt de tremblements.



Afin de présenter la méthode d'optimisation que nous avons suivie et l'apport de l'intégration d'un matériau viscoélastique aux caractéristiques de la structure du capteur, nous présentons dans cette partie trois études d'optimisation relatives à trois matériaux de membrane différents. Les problématiques relatives à chaque matériau nous permettrons d'illustrer différents points de la méthode d'optimisation. Ces matériaux sont :

- **Le PDMS**, parce qu'il est très déformable est susceptible de tenir les exigences reposant sur les déformations de la membrane. Cependant sa grande souplesse rend les critères imposés à la fréquence de résonance à priori difficiles à tenir.
- **Le silicium**, parce qu'il est extrêmement rigide, il doit pouvoir conférer au capteur des fréquences de résonance élevées. En revanche son comportement rigide et cassant compromet la sensibilité et la robustesse mécanique du capteur.
- **La résine SU8** est moins rigide que le silicium et peut supporter des déformations plus importantes. Elle constitue une configuration intermédiaire entre PDMS et le silicium.

Nous précisons que la méthode présentée est un cheminement possible, et il existe plusieurs moyens d'obtenir une configuration optimale de la structure du capteur. Cependant nous avons élaboré notre méthode de façon à ne pas omettre de contraintes. Les hypothèses sur lesquelles repose la trame que nous présentons peuvent être discutées. En matière d'optimisation, il n'est pas rare que la tactique diffère de la stratégie. Dans notre cas, il a fallu faire preuve de souplesse et d'adaptation pour obtenir de chaque problème d'optimisation une solution viable.

#### IV.3.2.1 Membrane en PDMS

Le PDMS (polydimethylsiloxane) est un élastomère silicone obtenu par réticulation de chaînes silicium oxygène pour former un réseau amorphe dont les propriétés mécaniques varient avec le degré de réticulation. Pour des PDMS fortement réticulé, le module d'Young peut atteindre 3 MPa. La déformation que peut supporter le PDMS diminue avec le degré de réticulation, cependant les systèmes fortement réticulés peuvent supporter des déformations de l'ordre de plusieurs dizaines de pourcent [20]. Les propriétés du PDMS que nous avons utilisées dans notre étude sont résumées dans le Tableau IV-6.

<b>Module d'Young</b>	<b>Coefficient de Poisson</b>	<b>Déformation à la rupture</b>
3 MPa	0,48	50 %

*Tableau IV-8 : Propriétés mécaniques du PDMS.*

De ces propriétés nous concluons que la condition de résistance du capteur est vérifiée lorsque la sensibilité est inférieure à 500. Nous avons arrondi à 30 la limite de détectabilité correspondant à l'expression IV-20. Conformément à la trame que nous nous sommes défini, nous avons commencé par lancer une optimisation en configuration « picot rigide » dont les résultats sont présentés dans le Tableau IV-9.

	<b>Paramètre</b>	<b>Valeur « optimale »</b>
<b>Paramètres d'entrée</b>	$h_m$	480 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	3 mm
	$R_p$	600 $\mu\text{m}$
<b>Paramètres de sortie</b>	$S_{pr}$	$1,1 \cdot 10^2 \text{ m}^{-1}$
	$C_{pr}$	$1,4 \cdot 10^{-2} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	1,4 kHz

Tableau IV-9 : Résultats de l'optimisation « picot rigide » pour une membrane de PDMS.

Ces résultats nous permettent de constater que la fréquence maximale de résonance obtenue est de 1,36 kHz ce qui est significativement inférieur à la gamme de 1-3 kHz que nous nous sommes spécifiés. Cependant, la mesure des osselets à 1 kHz peut fournir de précieuses indications au chirurgien, par conséquent nous poursuivons notre étude en fixant simplement  $f_{im}$  à la valeur de 1 kHz. Nous avons ensuite calculé l'optimum du problème correspondant à la configuration « picot souple » dont les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau IV-10.

	<b>Paramètre</b>	<b>Valeur « optimale »</b>
<b>Paramètres d'entrée</b>	$h_m$	260 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	1,6 mm
	$R_p$	325 $\mu\text{m}$
	$S(HF)$	109 $\text{m}^{-1}$
<b>Paramètres de sortie</b>	$C(HF)$	$9 \cdot 10^{-2} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	1 kHz

Tableau IV-10 : Résultats de l'optimisation « picot souple » pour une membrane de PDMS.

Nous constatons que les spécifications concernant la fréquence de résonance et la détectabilité sont bien tenues. La condition de résistance est vérifiée et la compliance du capteur est inférieure de 10 % à la spécification que nous nous sommes fixé de façon à ce que le mouvement de tremblement de la main ne soit pas transmis aux osselets. Compte tenu des marges de sécurité prises (le déplacement de la main est surévalué), nous pouvons considérer cette configuration du capteur comme suffisamment souple. Pour conclure, nous pouvons remarquer que la sensibilité est située très en dessous de la contrainte à la rupture.

### IV.3.2.2 Membrane en Silicium

Le silicium est le matériau le plus largement utilisé dans la microélectronique et les microsystèmes. Bien que fragile, ses propriétés sont extrêmement bien maîtrisées. Nous les avons rappelés dans le Tableau IV-11 ci-après.

<b>Module d'Young</b>	<b>Coefficient de Poisson</b>	<b>Déformation à la rupture</b>
160 GPa	0,17	1 %

Tableau IV-11 : Propriétés mécaniques du silicium.



De ces propriétés nous tirons que la condition de résistance est vérifiée lorsque la sensibilité est inférieure à 10. La condition de détectabilité est vérifiée lorsque la sensibilité est supérieure à 30. Le cas du silicium nécessite donc l'emploi d'un matériau viscoélastique pour réduire la sensibilité dans le domaine BF. Le schéma représenté dans la Figure IV-29 permet d'illustrer le gain en robustesse dans les basses fréquences.

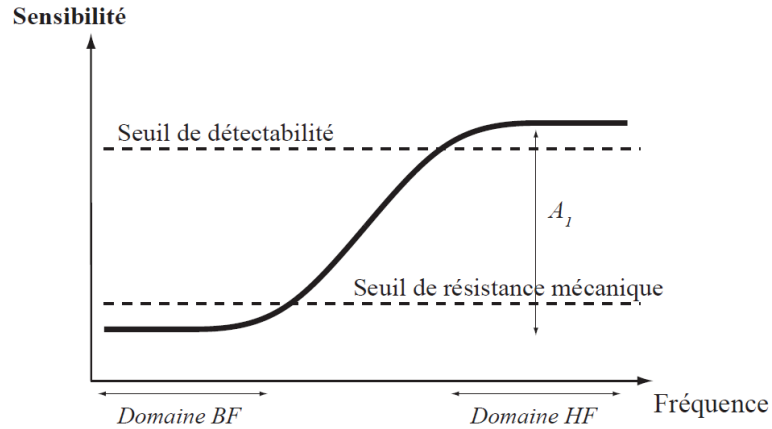


Figure IV-29 : Sensibilité en fonction de la fréquence pour une configuration dont le picot est viscoélastique

Le gain en sensibilité est donné par le facteur d'amortissement  $A_1$  défini dans la partie précédente. Ce gain doit être supérieur ou égal au rapport du seuil de détectabilité divisé par le seuil de résistance afin que les deux conditions puissent être vérifiées. Dans le cas du silicium ce rapport est égal à  $30/10=3$ , à comparer au gain maximal égal à 100. Il est donc probable que l'effet viscoélastique suffise à compenser la différence des deux seuils. Conformément à la trame que nous avons définie, nous avons commencé par lancer une optimisation en configuration « picot rigide » dont les résultats sont présentés dans le Tableau IV-12.

	Paramètre	Valeur « optimale »
<b>Paramètres d'entrée</b>	$h_m$	480 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	3 mm
	$R_p$	600 $\mu\text{m}$
	$S_{pr}$	$1,1 \cdot 10^2 \text{ m}^{-1}$
<b>Paramètres de sortie</b>	$C_{pr}$	$3,36 \cdot 10^{-7} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	280 kHz

Tableau IV-12 : Résultats de l'optimisation « picot rigide » pour une membrane de silicium.

La fréquence de résonance obtenue est bien supérieure à la limite des 3 kHz que nous nous sommes fixés. Nous percevons que le meilleur atout du silicium par rapport à notre utilisation est sa fréquence de résonance élevée. Afin d'en bénéficier, nous avons progressivement augmenté la contrainte sur la fréquence de résonance du problème d'optimisation « picot souple » tout en veillant au respect des conditions de détectabilité et de non-perturbation des vibrations des osselets dans le domaine HF. Nous avons ainsi obtenu les résultats présentés dans le Tableau IV-13.

	Paramètre	Valeur « optimale »
Paramètres d'entrée	$h_m$	20 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	430 $\mu\text{m}$
	$R_p$	330 $\mu\text{m}$
Paramètres de sortie	$S(HF)$	30 $\text{m}^{-1}$
	$C(HF)$	$10^{-3}$ N/m
	$f_{pr}$	10,4 kHz
	$C_{ps}(HF)/C_{pr}$	4

Tableau IV-13 : Résultats de l'optimisation « picot souple » pour une membrane de silicium.

Ces résultats nous permettent de conclure qu'en l'absence d'un système de filtrage le capteur silicium peut être utilisé pour mesurer les vibrations à conditions de ne pas être tenu à la main. Nous constatons que le rapport des compliances est de 4, en nous reportant aux courbes, nous obtenons que le coefficient d'atténuation  $A_I$  correspondant est d'environ 90. Par conséquent, la sensibilité basse fréquence est égale à  $30/90 \sim 0,33$ . Ce qui est largement en dessous du seuil de rupture. Avec un tel système de filtrage le capteur silicium peut satisfaire aux spécifications « tenue en main ».

### IV.3.2.3 Membrane en SU8

La résine SU8© est un produit polymère développé par la société MICROCHEM. Il s'agit d'une résine négative fréquemment utilisée dans les microtechniques pour ses bonnes propriétés mécaniques et sa stabilité chimique. Elle présente en outre l'avantage d'être biocompatible, ce qui facilite son introduction dans le cadre des bioMEMS. Les propriétés de la SU8 que nous utilisons dans le cadre de notre problème d'optimisation sont résumées dans le Tableau IV-14.

Module d'Young	Coefficient de Poisson	Déformation à la rupture
4 GPa	0,22	5 %

Tableau IV-14 : Propriétés mécaniques de la SU8.

De ces propriétés nous tirons que la condition de résistance est vérifiée lorsque la sensibilité est inférieure à 50 et la condition de détectabilité lorsque la sensibilité est supérieure à 30. Ces deux conditions peuvent être satisfaites simultanément sans nécessiter l'introduction d'un matériau viscoélastique. Conformément à la trame que nous nous sommes défini, nous avons commencé à calculer la configuration optimale du problème d'optimisation correspondant à « picot rigide ». Les résultats sont présentés dans le Tableau IV-15.

Nous pouvons voir que les dimensions optimales sont les mêmes que pour le PDMS et le silicium, nous confortant dans la validité du résultat. La fréquence de résonance maximale est située largement au delà de la limite des 3 kHz. Par conséquent, comme nous l'avons fait pour le silicium, nous avons contraint la fréquence de résonance pour l'optimisation « picot souple » à des fréquences les plus élevées possibles. Les résultats que nous avons obtenus sont présentés dans le Tableau IV-16.

	Paramètre	Valeur « optimale »
Paramètres d'entrée	$h_m$	480 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	3 mm
	$R_p$	600 $\mu\text{m}$
Paramètres de sortie	$S_{pr}$	$1,1 \cdot 10^2 \text{ m}^{-1}$
	$C_{pr}$	$1,32 \cdot 10^{-5} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	44,8 kHz

Tableau IV-15 : Résultats de l'optimisation « picot rigide » pour une membrane de SU8.

	Paramètre	Valeur « optimale »
Paramètres d'entrée	$h_m$	158 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	1,14 mm
	$R_p$	356 $\mu\text{m}$
Paramètres de sortie	$S(HF)$	30 $\text{m}^{-1}$
	$C(HF)$	$8,9 \cdot 10^{-4} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	9,99 kHz
	$C_{ps}(HF)/C_{pr}$	3,94

Tableau IV-16 : Résultats de l'optimisation « picot souple » pour une membrane de SU8.

Nous constatons que la fréquence de résonance obtenue est juste inférieure à celle obtenue avec le silicium, quand la compliance est légèrement supérieure. Cela n'est pas surprenant : la condition imposant que la compliance du picot soit supérieure à celle de la membrane entraîne que les déformations du picot dominent. Ainsi, la fréquence de résonance et la compliance de l'ensemble de la structure sont imposées par le picot. Nous constatons que la sensibilité « mécanique » est meilleure que celle obtenue pour le silicium. La condition de non-perturbation des osselets est vérifiée pour le domaine HF. Au rapport des compliances égal à 3,96 correspond une atténuation  $A_l$  environ égal à 90. Par conséquent, la sensibilité basse fréquence est égale à  $38,4/90 \sim 0,43$ . Cette valeur est très inférieure au seuil de rupture validant l'utilisation « tenue en main » du capteur.

Nous avons optimisé le capteur de façon à tirer le meilleur parti de l'effet viscoélastique et d'ouvrir au maximum la gamme de linéarité du capteur. Cependant nous pouvons aussi la limiter à 3 kHz et maximiser alors la compliance. Les résultats obtenus sont présentés dans le Tableau IV-17. Ils nous permettent de constater que les spécifications pour une utilisation « tenu en main » sont vérifiées.

	Paramètre	Valeur « optimale »
Paramètres d'entrée	$h_m$	23 $\mu\text{m}$
	$L_p$	3 mm
	$R_m$	219 $\mu\text{m}$
	$R_p$	109 $\mu\text{m}$
Paramètres de sortie	$S(HF)$	45 $\text{m}^{-1}$
	$C(HF)$	$10^{-1} \text{ N/m}$
	$f_{pr}$	3,07 kHz
	$C_{ps}(HF)/C_{pr}$	4,57

Tableau IV-17 : Résultats de l'optimisation « picot souple » pour une membrane de SU8.

## IV.4 Bilan de l'étude d'optimisation

Dans la première partie de ce chapitre nous avons présenté une application concrète des modèles à constantes localisées décrivant le comportement mécanique de l'oreille moyenne. Nous avons ainsi pu montrer que, pour fonctionner normalement, la chaîne ossiculaire de l'oreille moyenne ne doit pas être soumise à une impédance mécanique supérieure à 0,1 Ns/m.

Dans la seconde partie de ce chapitre nous avons évalué le gain que nous pouvions attendre de l'utilisation de matériaux viscoélastiques dans un objectif de filtrage des vibrations basse fréquence. Nous avons établi les conditions que doit respecter la conception du capteur afin de bénéficier de l'effet viscoélastique pour améliorer la robustesse du capteur. Les essais de caractérisation des propriétés viscoélastiques que nous avons effectué montrent qu'il est possible d'atteindre des facteurs de réduction des déformations de l'ordre de 100. Cependant, il reste maintenant à investiguer la gamme de fréquence associée à la transition vitreuse de matériaux ayant des températures de transition vitreuse inférieures à 30°C.

Cette étude d'optimisation nous a permis de déterminer des conditions d'utilisation possibles de la configuration optimale du capteur pour trois matériaux possibles de la membrane. Nous les résumons dans le Tableau IV-18. Par utilisation « assistée », nous entendons que le capteur est tenu par un objet exempt de tremblements, comme un bras robotisé.

Matériau	Sans effet viscoélastique du picot	Avec effet viscoélastique idéal du picot
<b>PDMS</b>	Ok pour une utilisation « tenu à la main » jusqu'à 1 kHz	Sans intérêt
<b>Silicium</b>	Ok pour une utilisation « assistée » jusqu'à 10 kHz	Ok pour une utilisation « tenu à la main » jusqu'à 10 kHz
<b>SU8</b>	Ok pour une utilisation « assistée » jusqu'à 10 kHz Ok pour une utilisation « tenu à la main » jusqu'à 3 kHz	Ok pour une utilisation « tenu à la main » jusqu'à 10 kHz

Tableau IV-18 : Résultats de l'optimisation « picot souple » pour une membrane de SU8.

Les résultats obtenus sont très encourageants, car ils ont permis de montrer que grâce à l'effet viscoélastique, il est possible d'obtenir une gamme de linéarité allant bien au delà de la gamme minimale que nous nous étions fixé. Ils ont permis de montrer qu'une utilisation « à la main » du capteur est possible sans perturber excessivement le mouvement des osselets ou risquer d'endommager le capteur. D'un point de vue mécanique nous avons constaté que les caractéristiques de la membrane influent peu la fréquence de résonance et la compliance de la structure du capteur. Il s'agit d'un résultat positif, permettant de découpler quelque peu la conception de la membrane de celle du picot.

## Références

- [1] Conversation téléphonique avec le pr Schmerber du CHU Grenoble.
- [2] L. Beccai, S. Roccella, A. Arena, F. Valvo, P. Valdastrì, A. Menciassi, M.C. Carrozza, and P. Dario. Design and fabrication of a hybrid silicon three-axial force sensor for biomechanical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 120(2):370 – 382, 2005.
- [3] Z. Chu, P.M. Sarro, and S. Middelhoek. Silicon three-axial tactile sensor. In *Solid-State Sensors and Actuators, 1995 and Eurosensors IX.. Transducers '95. The 8th International Conference on*, volume 1, pages 656 – 659, jun 1995.
- [4] B. Feng and R.Z. Gan. Lumped parametric model of the human ear for sound transmission. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 3:33–47, 2004. 10.1007/s10237-004-0044-9.
- [5] Z.G. Zhou and Z.W. Liu. Biomimetic cilia based on mems technology. *Journal of Bionic Engineering*, 5(4):358 – 365, 2008.
- [6] [http://anso.pagesperso-orange.fr/corps\\_le\\_fonctionnement.htm](http://anso.pagesperso-orange.fr/corps_le_fonctionnement.htm).
- [7] [http://auriol.free.fr/joffrin/langage\\_corps\\_psychosonique\\_et\\_pediatrie.htm](http://auriol.free.fr/joffrin/langage_corps_psychosonique_et_pediatrie.htm).
- [8] [http://www.auditionprevention.org/site/echelle\\_du\\_bruit.php](http://www.auditionprevention.org/site/echelle_du_bruit.php).
- [9] [http://www.centre-auditif-riviera.com/fonction\\_audition.html](http://www.centre-auditif-riviera.com/fonction_audition.html).
- [10] <http://www.larousse.fr/encyclopedie/medical/audition/11432>.
- [11] N. Klejwa, N. Harjee, R. Kwon, S.M. Coulthard, and B.L. Pruitt. Transparent su-8 three-axis micro strain gauge force sensing pillar arrays for biological applications. In *Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2007. TRANSDUCERS 2007. International*, pages 2259 – 2262, june 2007.
- [12] T. Koike, H. Wada, and T. Kobayashi. Modeling of the human middle ear using the finite-element method. *Journal of The Acoustical Society of America*, 111:1306–1317, 2002.
- [13] M. Kringlebotn. Network model for the human middle ear. *Scandinavian Audiology*, 17(2):75–85, 1988.
- [14] M.E. Lutman and A.M. Martin. Development of an electroacoustic analogue model of the middle ear and acoustic reflex. *Journal of Sound and Vibration*, 64(1):133 – 157, 1979.
- [15] P. Mele. Polymères: propriétés, choix et applications, Mars 2011.
- [16] K. N. OConnor and S. Puria. Middle-ear circuit model parameters based on a population of human ears. *J. Acoust. Soc. Am.*, 123(1):197–211, 2008.
- [17] P. Parent and J.B. Allen. Time-domain wave model of the human tympanic membrane. *Hearing Research*, 263(1-2):152 – 167, 2010. MEMRO 2009: Middle-Ear Science and Technology.
- [18] J. Pascal, A. Bourgeade, M. Lagier, and C. Legros. Linear and nonlinear model of the human middle ear. *Journal of the Acoustical Society of America* (, Volume: 104:1509–1516, 1998.

- [19] A. Tibrewala, N. Hofmann, A. Phataralaoha, G. Jäger, and S. Büttgenbach. Development of 3d force sensors for nanopositioning and nanomeasuring machine. *Sensors*, 9(5):3228–3239, 2009.
- [20] Tsay, C Lacour, S P Wagner, S Li, and T Suo. How stretchable can we make thin metal films? *Materials Research Society Symposium Proceedings*, Vol 875:183–188, 2005.
- [21] É. Vázsonyi, M. Ádám, Cs. Dücso, Z. Vízváry, A.L. Tóth, and I. Bársony. Three-dimensional force sensor by novel alkaline etching technique. *Sensors and Actuators A: Physical*, 123-124:620 – 626, 2005. Eurosensors XVIII 2004 - The 18th European conference on Solid-State Transducers.

# Chapitre V Réalisations technologiques

Une partie significative de la durée de la thèse a été dévolue à la réalisation des éléments qui composent le capteur. Dans cette partie nous présentons les travaux de réalisation les plus intéressants.

Le capteur peut être décomposé en trois « briques » élémentaires : la membrane, les jauges et le picot. Ce chapitre se compose de trois parties faisant référence à ces trois éléments. Nous présentons en détails les travaux que nous avons mené de réalisation et de test de membranes en résine SU8. Dans une seconde partie nous présenterons des jauges en matériaux polymères électroactifs conçues et réalisés dans le cadre d'un partenariat avec l'Institut Jean Lamour de Nancy. La troisième partie présente le travail d'élaboration du procédé de réalisation du picot. Nous concluons ce chapitre par un ensemble de recommandations visant à faciliter la poursuite et l'amélioration des réalisations présentées.

## V.1 Réalisation de membranes en résine SU8

La membrane constitue la base de notre capteur. Le picot assurant la transmission des vibrations des osselets repose sur la membrane. Sur la membrane sont réalisées les jauges à la base de la transduction des déformations en signal électrique. C'est donc en premier lieu sur les membranes que nous avons concentré nos efforts de réalisation technologique.

Au début de ce travail, il nous semblait que le silicium en tant que matériau pour la membrane était trop rigide et trop cassant compte tenu des conditions d'utilisation du capteur (tenu en main). Les solutions du problème d'optimisation que nous avons présentées dans le Chapitre IV confirment en partie cette intuition : le silicium est un matériau viable à condition d'être associé à un dispositif de filtrage comme le picot viscoélastique. Notre attention s'était portée sur la SU8 qui présentait un certain nombre de propriétés intéressantes :

- De bonnes propriétés mécaniques, comme un module d'Young élevé pour un matériau polymère (2-4 Gpa) et une déformation à la rupture de 5 à 6 fois supérieure à celle du silicium (5-6 %).
- Une bonne stabilité, tant thermique que chimique. En effet, la température de transition vitreuse de la SU8 est supérieure à 200°C et une fois polymérisé la SU8 ne se dissout que difficilement dans les différents solvants, y compris l'acétone.

L'étude d'optimisation a montré qu'il existe des configurations de la structure pour lesquelles la membrane en SU8 ne nécessite pas une fonction de filtrage mécanique pour pouvoir être utilisé dans les conditions que nous avons définies. La SU8 nous apparaît donc comme un matériau bien adapté pour réaliser des membranes robustes. En outre la SU8 possède une bonne adhésion sur le silicium en comparaison du PDMS par exemple. Enfin, la SU8 peut être photolithographiée, ce qui est très intéressant dans l'objectif d'optimiser la distribution des contraintes dans la membrane : nous pourrions facilement réaliser des trous ou dessiner des bras de diverses formes dans la membrane comme l'illustre la Figure V-1.

Dans cette partie, nous commençons par présenter le procédé employé pour réaliser les membranes. Nous critiquerons alors la qualité des membranes obtenues avant de les caractériser d'un point de vue mécanique. Nous concluons quant à la viabilité des membranes obtenues et aux améliorations à apporter au procédé.



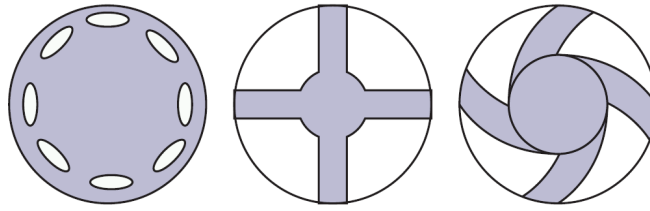


Figure V-1 : Exemples de formes à donner à la membrane en vue d'optimiser la répartition des contraintes dans celle-ci.

### V.1.1 Procédé de réalisation des membranes

Les travaux de réalisation que nous présentons dans cette partie ont été réalisés en salle blanche du Centre Interuniversitaire de Micro Electronique et dans la salle blanche de la Plateforme Technologique Amont. Nous avons réalisé les membranes sur un wafer de silicium poli double face de 525  $\mu\text{m}$  d'épaisseur. Le wafer joue essentiellement le rôle de support mécanique de la membrane, le silicium convient d'un point de vue mécanique car il est plus rigide que la SU8. L'utilisation du silicium facilitera également l'intégration de l'électronique du capteur. Le procédé de réalisation des membranes est présenté dans le Tableau V-1.

Nous avons choisi de caractériser les membranes par une méthode de « vibrométrie » permettant d'obtenir certaines de leurs caractéristiques à partir de la fréquence de leurs modes propres. Cette méthode, que nous présentons plus loin, ne s'applique qu'à des membranes rectangulaires. Nous avons représenté dans la Figure V-2 le motif d'une puce sur le masque de l'étape de gravure DRIE. Nous expliquerons plus en détail la disposition de tous les éléments dans la partie de ce chapitre relative aux jauges.

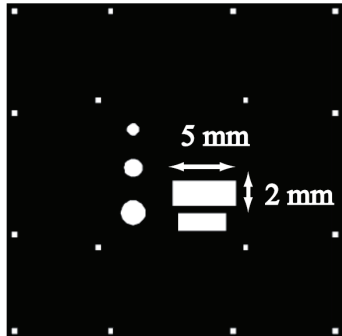


Figure V-2 : Masque correspondant à l'étape de gravure DRIE. Les membranes correspondent aux trois disques et aux deux grands rectangles, les petits carrés étant des motifs destinés à l'alignement.

Les dimensions de la plus grande membrane rectangulaire et l'épaisseur de la couche de SU8 ont été choisies de façon à ce qu'un nombre important de modes se situe dans la gamme 15 kHz-150 kHz. Une épaisseur de 40  $\mu\text{m}$  est d'un ordre de grandeur inférieur aux épaisseurs déterminées dans l'étude d'optimisation. Nous l'avons choisi en accord avec les dimensions de la plus grande membrane rectangulaire de façon à obtenir un maximum de fréquences des modes situées dans la gamme mesurée par l'appareil de caractérisation.

Une couche de résine positive SPR 220 de 10  $\mu\text{m}$  d'épaisseur est réalisée par enduction par rotation (*spin coating*).



La résine est photolithographiée au motif des membranes. Une première attaque « Deep Reactive Ion Etching » est réalisée de façon à laisser environ 30  $\mu\text{m}$  de silicium.



Cette première gravure vise à limiter la durée pendant laquelle la résine SU8 limite les échanges thermiques de refroidissement en face arrière du wafer.

Une couche de SU8 de 40  $\mu\text{m}$  d'épaisseur est réalisée à la surface du silicium restant.



Nous avons constaté qu'une épaisseur de 30  $\mu\text{m}$  était suffisamment rigide pour ne pas être endommagée lors de l'apparition des contraintes dues à la polymérisation de la SU8.

Les derniers micromètres de silicium sont gravés dans le réacteur DRIE. Des cycles courts sont appliqués de façon à limiter autant que possible la durée pendant laquelle la SU8 est exposée au plasma.



Nous avons constaté qu'elle réalise une excellente couche d'arrêt et que la précaution visant à découper le temps de gravure en cycles très courts était superflue.

Un dépôt de 100 nm d'aluminium est réalisé en face arrière. Il permet de rendre les membranes réfléchissantes ce qui est requis par la méthode de caractérisation employée.



La métallisation en face arrière permet de conserver visible le motif des membranes, ce qui facilite le travail de caractérisation.

Tableau V-1 : Procédé de réalisation des membranes de SU8.

L'utilisation d'une résine comme masque dans le cadre d'une gravure DRIE présente l'avantage de la simplicité du procédé de réalisation. En revanche, la tenue de la résine dans le plasma du réacteur DRIE n'est pas très bonne. La photo de la face arrière de l'un de nos wafer représentée dans la Figure V-3 met en évidence la dégradation de la résine à l'encastrement du wafer et en quelques zones éparses.

La tenue de la résine dépend fortement de la qualité de son recuit et un mauvais contact entre le plateau chauffant et le wafer peut totalement compromettre la réussite de l'étape de gravure. La Figure V-4 ci-dessous représente l'état du wafer après gravure pour un décentrage du wafer sur la plaque chauffante lors du recuit de la résine.

Lorsque la qualité de la résine est bonne, nous constatons le dépôt de résidus de résine au fond des motifs situés à la périphérie du wafer comme en atteste la photographie de la Figure V-5.

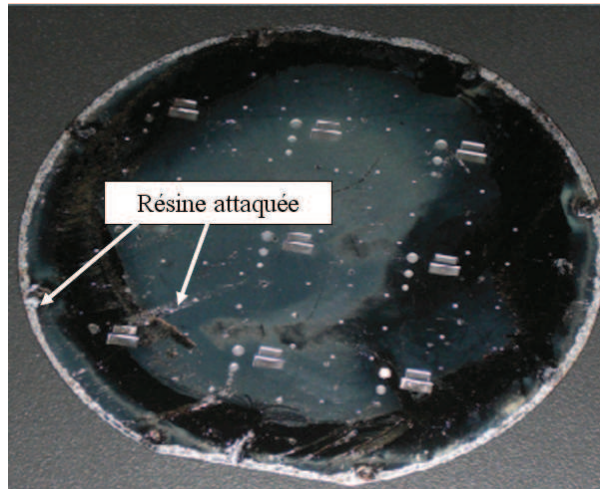


Figure V-3 : Photographie de la face arrière d'un wafer après 30 minute de gravure DRIE

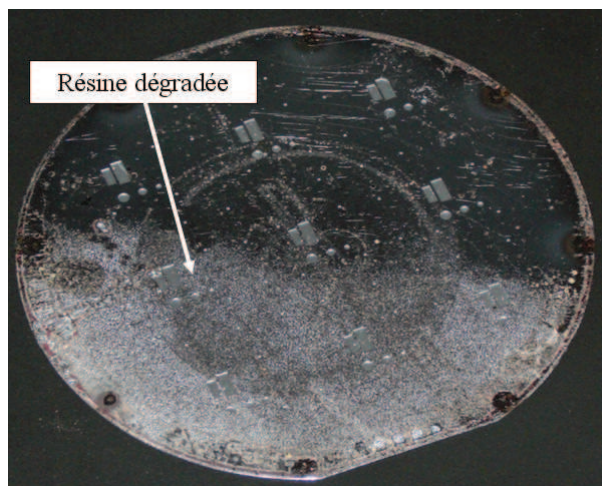


Figure V-4 : Photographie de la face arrière du wafer après 30 minutes de gravure DRIE. La zone plus claire est celle où la résine a été dégradée. Le wafer est alors constellé de minuscules points de gravure.

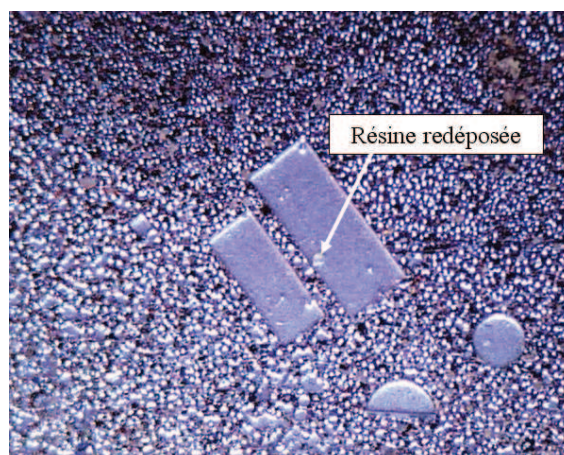


Figure V-5 : Photographie du fond des motifs après 30 minutes de gravure DRIE

Malgré ces défauts, la définition des motifs est bonne, notamment du fait de leur grande taille. Le procédé présenté présente l'avantage d'être relativement rapide et faible coût puisque nous pouvons nous permettre d'utiliser des masques sur films souples. Il pourra être amélioré par l'utilisation de l'aluminium comme masque pour l'étape de gravure DRIE. Nous reviendrons plus en détail sur ce point dans la partie bilan de ce chapitre. Les membranes réalisées présentent un bel aspect comme nous pouvons le constater sur les photographies présentées dans la Figure V-6.

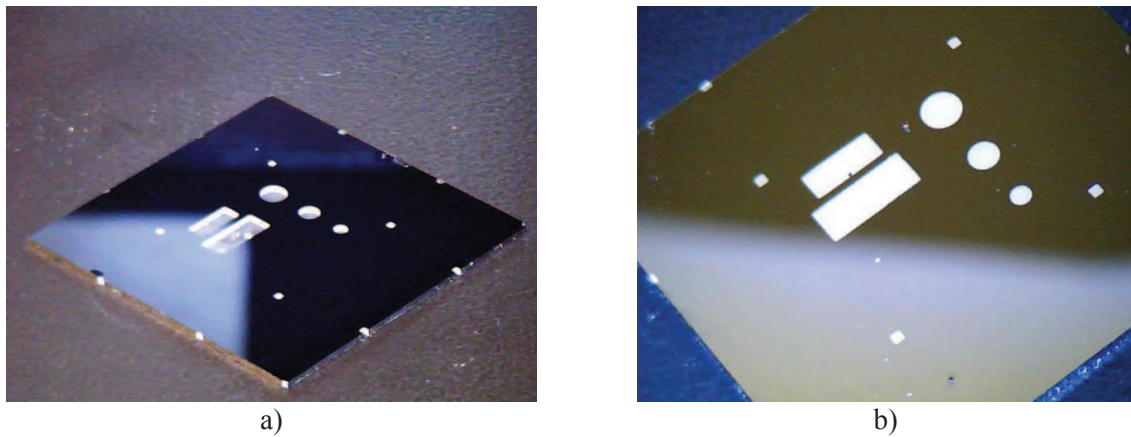


Figure V-6 : Photographie de membranes non métallisée a) et métallisée b).

La couche de SU8 présente un bourrelet à sa périphérie dû au procédé d'enduction par rotation. Outre ce bourrelet, elle présente de petites inhomogénéités d'épaisseur que les reflets irisés à la surface du wafer trahissent. Afin de quantifier l'amplitude de ces inhomogénéités nous avons éliminé au cutter la couche de SU8 (voir Figure V-7) à la surface de certains échantillons de la périphérie, là où les inhomogénéités sont les plus importantes.

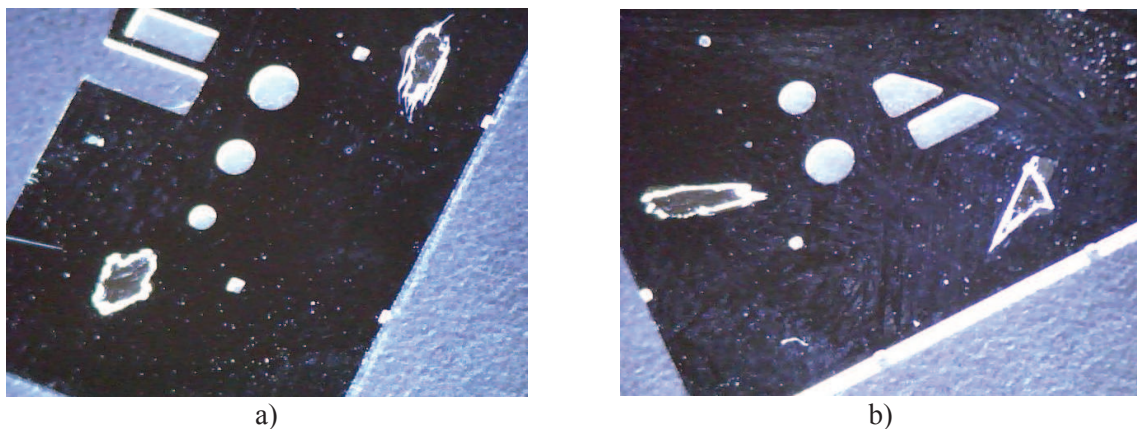


Figure V-7 : Photographie de membranes dont la couche de SU8 a été éliminée.

Nous avons ensuite évalué l'épaisseur de la membrane à l'aide d'un profilomètre. Pour les échantillons provenant de la zone centrale du wafer, les épaisseurs variaient entre 38,6  $\mu\text{m}$  et 42,1  $\mu\text{m}$ . Pour les échantillons provenant de la zone périphérique, les épaisseurs mesurées sont comprises entre 45 et 51  $\mu\text{m}$ . Nous constatons que les variations peuvent être relativement importantes, de l'ordre de 10%. Nous pensons qu'elle peuvent être réduites par l'augmentation du temps de relaxation consécutif au premier recuit de la résine qui n'est cependant pas indiqué dans les instructions fournies par MICROCHEM.



Nous avons ensuite mesuré le profil des membranes de manière à vérifier qu'elles ne sont pas fléchies vers le bas. Nous avons constaté que la déflexion au centre de la plus grande des deux membranes rectangulaires est inférieure à 1  $\mu\text{m}$ . Nous pouvons par conséquent considérer cette déflexion comme négligeable.

### V.1.2 Caractérisation des contraintes dans les membranes

Le processus de réticulation lors de la polymérisation de la SU8 est générateur de contraintes. Selon les temps de relaxation et les cycles de température appliqués ensuite, ces contraintes peuvent être réduites. Afin de prédire le comportement mécanique des membranes, il est nécessaire d'évaluer l'ordre de grandeurs de ces contraintes. Pour cela, nous avons utilisé une méthode de caractérisation par « vibrométrie » [9]. Celle-ci a permis d'obtenir les contraintes dans une membrane à partir de la connaissance de ses fréquences de résonance. Nous présentons dans un premier temps les notions théoriques de cette technique avant de présenter le banc de test employé et les résultats obtenus.

Soit une plaque soumise à des contraintes uniformes selon les direction  $x$  et  $y$ . Nous supposons les contraintes homogènes dans l'épaisseur de la plaque et négligerons l'effet du cisaillement. L'équation du mouvement de la plaque est alors donnée par l'Expression V-1.

$$D_m \nabla^4 w + \rho \frac{\partial^2 w}{\partial t^2} = N_x \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + N_y \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} \quad \text{V-1}$$

Avec  $w$  le déplacement vertical de la plaque,  $\rho$  la densité volumique du matériau et  $N_x$  et  $N_y$  les densité de force par unité de longueur appliquée au périmètre de la membrane traduisant l'effet des contraintes dans les direction  $x$  et  $y$ . L'expression de ces forces linéiques est donnée par les Equations V-2 et V-3.

$$N_x = \sigma_x L_y h_m \quad \text{V-2}$$

$$N_y = \sigma_y L_x h_m \quad \text{V-3}$$

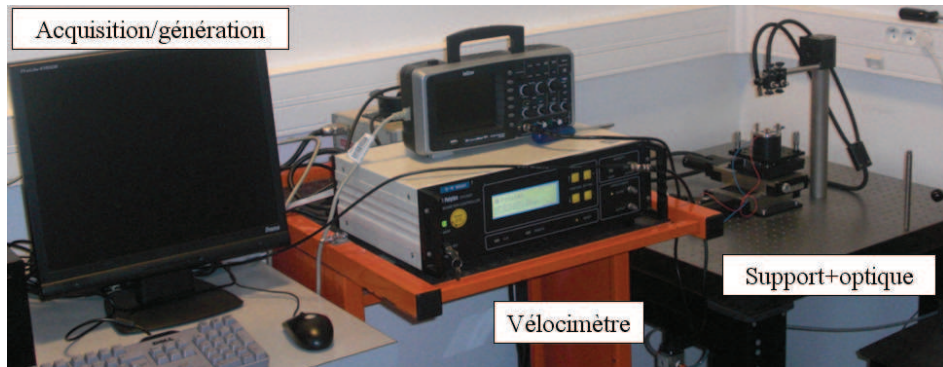
Avec  $\sigma_x$  et  $\sigma_y$  les contraintes selon les direction  $x$  et  $y$  respectivement. Où  $L_x$  est la dimension de la membrane rectangulaire selon la direction  $x$ ,  $L_y$  selon la direction  $y$  et  $h_m$  désigne l'épaisseur de la membrane. Soient  $n$  et  $m$  les indices d'un mode donné, correspondant au nombre de « lobes » d'un mode selon les directions  $x$  et  $y$  respectivement. Il est possible de montrer que le décalage de la fréquence de résonance du mode  $(n, m)$  sous l'effet de la contrainte est donné conformément à l'Equation V-4.

$$4\rho L_y^2 (f^2 - f_{nc}^2) = N_y m^2 + N_x n^2 \left(\frac{L_y}{L_x}\right)^2 \quad \text{V-4}$$

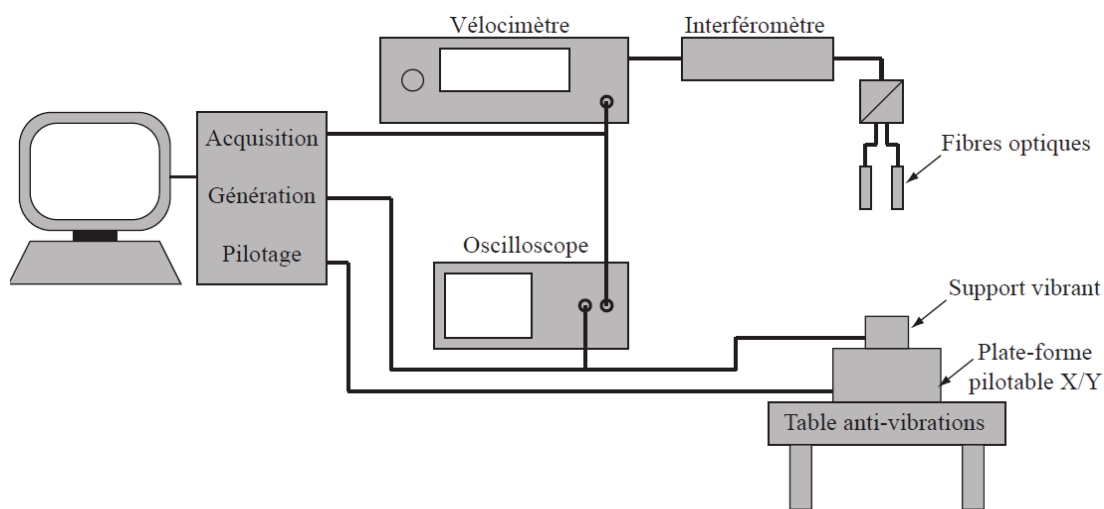
Avec  $f$  et  $f_{nc}$  les fréquences des modes contraints et non contraint respectivement et  $a$  et  $b$  les dimensions de la membrane dans les directions  $x$  et  $y$ . Ainsi lorsque l'on trace le membre de gauche de l'expression V-4 en fonction de  $n^2$  et  $m^2$  nous obtenons un ensemble de droites dont la pente est égale à  $N_x$  et  $N_y$ . Les fréquences de résonance du système non contraint ont été obtenues par simulation FEM sous le logiciel ANSYS. Pour cela nous avons choisi les paramètres mécaniques de la SU8 que nous avons utilisés dans les chapitre III et IV soit  $E_{SU8}=4GPa$  et  $\nu_{SU8}=0,22$ . L'épaisseur moyenne de la membrane est fixée à 40  $\mu\text{m}$ .

Les valeurs des fréquences de résonance des membranes ont été obtenues par des mesures de leur amplitude de vibration avec un banc d'interférométrie optique. Une photo de ce banc est présentée dans la Figure V-8, au dessus du schéma correspondant. La membrane à caractériser est montée sur le support vibrant pour la mettre en vibration. Celui-ci est composé d'une pastille piézoélectrique prise entre une base fixe et un disque rigide sur lequel les échantillons sont fixés. Ce support est monté sur

une platine pilotable dans le plan de la table et peut être déplacé avec une précision de l'ordre de quelques microns. Le tout est isolé des vibrations ambiantes en étant placé sur une table montée sur coussin d'air.



a)



b)

Figure V-8 : Photographie du banc d'interférométrie a) et représentation schématique du banc b).

L'interféromètre utilisé est un interféromètre laser OFV-502 de la marque Polytec fonctionnant sur le principe de l'interféromètre de Michelson : le faisceau monochromatique cohérent issue d'une source laser est séparé en deux parties par une lame semi réfléchissante. Les faisceaux sont injectés dans des fibres de façon à rendre l'interféromètre plus maniable. Chaque faisceau va se réfléchir sur un point différent avant d'être réinjecté dans la fibre. L'intensité renvoyée dans la fibre est le produit de l'interférence des deux faisceaux et l'interféromètre délivre un signal qui en est l'image.

L'interféromètre est couplé à un vélocimètre Polytec OFV-3001. Celui-ci analyse les données de l'interféromètre et délivre un signal proportionnel à la vitesse relative entre les points visés par les deux fibres. L'ensemble constitué de la platine mobile, du vélocimètre et du support vibrant est contrôlé par une application LABVIEW permettant de réaliser les deux types de mesures ci dessous :

- Mesure de l'amplitude de vibration d'un point de la membrane en fonction de la fréquence. Le support est réglé à un point fixe de façon à ce que le faisceau laser frappe la membrane en un point dont nous souhaitons étudier l'amplitude de vibration. Un balayage en fréquence est alors effectué de façon à relever les pics d'amplitude correspondants aux différentes résonances de la membrane.

- Mesure de l'amplitude de vibration de la surface de la membrane à une fréquence donnée. La membrane est soumise à une vibration de fréquence fixe et la plate forme est actionnée de façon à ce que le faisceau balaie la surface de la membrane. Une cartographie de l'amplitude de vibration de la membrane permet alors d'identifier le mode et d'identifier les indices  $m$  et  $n$  correspondant à un pic.

Dans un souci de concision nous ne présenterons pas le détail des courbes obtenues, seulement les fréquences  $f$  des pics que nous avons interprétées comme des résonances et la cartographie de la membrane correspondante. Il convient cependant de garder à l'esprit qu'il s'agit d'un travail fastidieux. La précision des résultats est garantie par un alignement soigneux des faisceaux lumineux. Afin de nous affranchir de la réponse de la source de vibrations nous avons mesuré la vitesse relative entre le point visé de la membrane et un adhésif catadioptré situé proche de l'encastrement de la membrane comme l'illustre la Figure V-9.

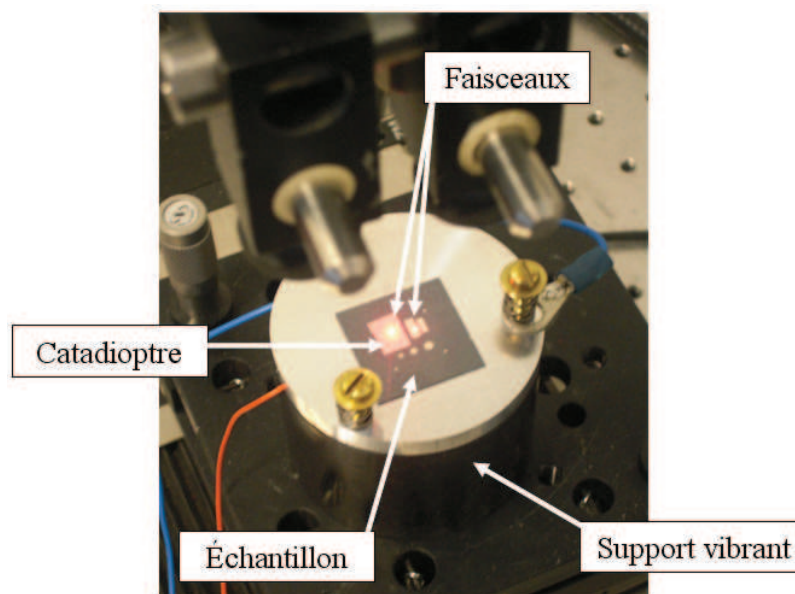


Figure V-9 : Mise en place de l'échantillon sur le support vibrant. Celui-ci est maintenu par une couche de graisse silicone.

Ces résultats sont résumés dans le Tableau V-2, lequel inclut les fréquences des modes propres de la membrane non contrainte  $f_{nc}$ , calculées par le logiciel ANSYS. Les courbes correspondant à l'Expression V-4 sont représentées dans la figure Figure V-10. Nous désignons le facteur  $4\rho L_y^2(f^2 - f_{nc}^2)$  par la lettre  $F_l$ .



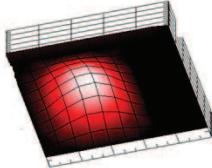
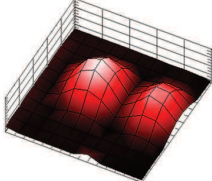
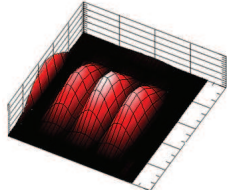
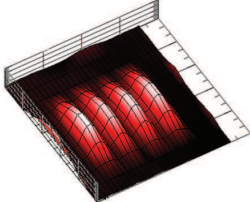
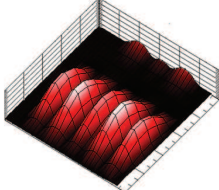
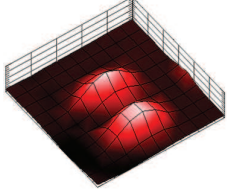
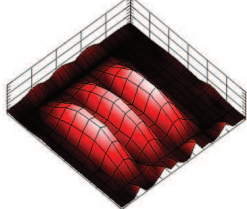
Mode	$f$ (kHz)	$f_{nc}$ (Hz)	n	m	Cartographie
1	15	20,2	1	1	
2	22	23,7	1	2	
3	51,5	30,2	1	3	
4	67,2	39,8	1	4	
5	80,2	52,4	1	5	
6	100	67,2	2	1	
7	136	79,6	3	1	

Tableau V-2 : Résultats des simulations FEM et des mesures réalisées à l'aide du banc d'interférométrie.

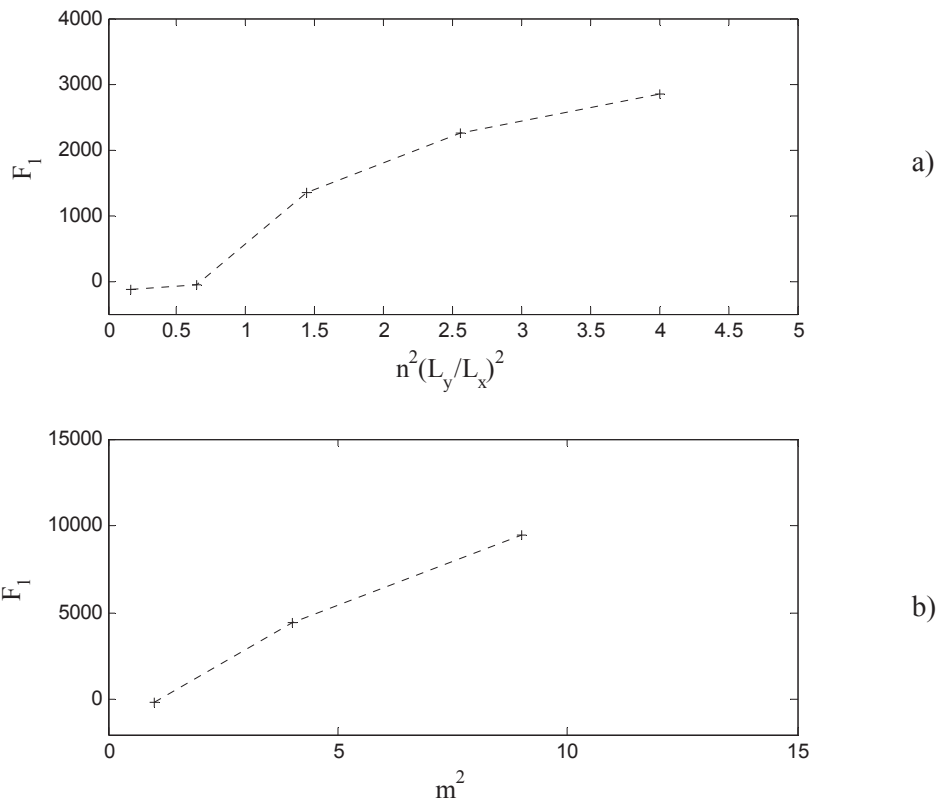


Figure V-10 : Représentation du facteur  $F_1$  en fonction de  $m^2$  (a) ; et de  $n^2(L_y/L_x)^2$  (b).

Nous constatons que les points correspondant aux fréquences mesurées ne forment pas une droite mais plutôt une courbe croissante tendant vers une asymptote. Etant limités à 150 kHz nous n'avons pas pu investiguer des modes de fréquences plus élevées, il nous est par conséquent difficile de nous prononcer sur le fait que la courbe observée tende vers une droite de pente définie. Afin d'évaluer si une telle éventualité est plausible, nous basons un calcul des contraintes sur les deux derniers points de la courbe dans la Figure V-10 a) nous obtenons :

$$N_y = \frac{2830 - 2250}{4 - 2.56} \approx 402,8 \Rightarrow \sigma_y = \frac{N_y}{h_m} = 10,08 \text{ MPa} \quad \text{V-5}$$

Cette valeur correspond bien aux ordres de grandeurs qu'il est possible de trouver dans la littérature [5]. De la même manière, nous pouvons réaliser un calcul en nous basant sur les deux derniers points de la courbe dans la Figure V-10 b). Nous obtenons alors :

$$N_x = \frac{9430 - 4210}{9 - 4} \approx 1044 \Rightarrow \sigma_x = \frac{N_x}{h_m} = 26,1 \text{ MPa} \quad \text{V-6}$$

L'ordre de grandeur est toujours bon mais la valeur élevée. Nous pouvons légitimement supposer que la portion de la courbe sur laquelle nous basons ce calcul est fort éloignée de la saturation, par conséquent la valeur évaluée pour des modes d'ordre supérieur est probablement plus proche de la valeur de  $\sigma_y$ . En effet, la SU8 étant un matériau amorphe nous ne voyons a priori aucune raison pour que les contraintes ne soient pas homogènes dans le plan.

En dépit de l'allure inhabituelle des courbes obtenues, nous avons deux raisons de penser que les résultats obtenus ne sont pas erronés. Tout d'abord le fait que l'ordre de grandeurs des contraintes estimé soit cohérent avec les valeurs disponibles dans la littérature. En second lieu, le fait que deux courbes présentent un aspect très similaires : elles semblent tendre vers leur asymptote respective pour des gammes de fréquence similaires. Il est donc probable qu'il s'agisse d'un comportement de la membrane, non d'erreurs de mesure. En fait, nous obtiendrions les mêmes résultats si le module d'Young de la SU8 variait avec la fréquence.

Nous avons dans un premier temps écarté cette hypothèse car nous sommes situés loin de la température de transition vitreuse de la SU8 ( $>200^{\circ}\text{C}$ ). Cependant, en effectuant une recherche bibliographique sur la question, nous avons trouvé plusieurs informations en ce sens que nous avons synthétisé dans les points suivants :

- Pour une des épaisseurs de l'ordre de plusieurs dizaines de microns, les propriétés viscoélastiques de la SU8 peuvent se manifester. Il faut descendre en dessous de  $-60^{\circ}\text{C}$  pour que ces effets soient négligeables devant le comportement élastique [7].
- La valeur du module d'Young de la SU8 dépend de l'échelle à laquelle on l'évalue. Mesurées à l'aide de méthodes macroscopiques les valeurs du module d'Young sont comprises entre 4 et 5 GPa. Evaluées avec des méthodes microscopiques (tests sur microstructures principalement) les valeurs sont de l'ordre de 2 à 3 GPa. Les méthodes par nano indentation fournissent des valeurs comprises entre 3,5 et plus de 8 GPa selon l'intensité de la force appliquée et la vitesse de la sollicitation [1].
- La valeur du module d'Young communiquée par MICROCHEM est invariablement de 2 GPa quand l'ordre de grandeur choisi a priori dans la quasi-totalité des publications relatives aux microsystèmes est situé entre 4 et 5 GPa.

Ainsi, nous avons toutes les raisons de penser que les phénomènes observés ont pour origine une variation du module d'Young de la SU8. En effet, de la synthèse bibliographique effectuée il ressort que le module d'Young est d'autant plus élevé que l'amplitude des déformations est petite et la vitesse de vibration grande. Il ne serait alors pas surprenant que le module d'Young augmente avec la fréquence.

## **V.2 Intégration de jauges de déformation nano composite (NC)**

L'état de l'art que nous avons présenté dans le chapitre II concluait à l'adéquation des jauges capacitive pour la mesure de vibrations de déformations à la surface de la membrane du capteur. Il pointait l'intérêt des matériaux polymères pour leur grande souplesse. Dans le cadre de l'obtention de bonnes performances des jauges, les polymères électroactifs, matériaux au sein desquels existe un couplage significatif entre les domaines électrique et mécanique, nous sont apparus particulièrement intéressants.

Dans cette partie nous présentons des jauges de déformation à base de polymères nanocomposites réalisées en partenariat avec le département P2M de l'Institut Jean Lamour de Nancy dans l'objectif du développement d'applications médicales. Dans une première partie nous introduisons les matériaux utilisés, avant de nous focaliser dans un second temps sur les problématiques liées à l'intégration et au test des jauges. Nous concluons quand aux améliorations à apporter aux futurs travaux à effectuer et à la viabilité de ce type de matériau.

## V.2.1 Couche sensible est matériaux électroactifs nanocomposites

Les matériaux classiquement employés dans le cadre de la réalisation de jauges capacitives sont généralement des céramiques ou des oxydes. D'un point de vue mécanique, les matériaux polymères présentent l'avantage d'être plus souples et de supporter des déformations plus importantes que la plupart de ces matériaux.

Comme nous l'avons souligné en conclusion de l'état de l'art présenté dans le chapitre II, le matériau des jauges devra être souple et supporter des déformations importantes tout en présentant de bonnes propriétés électriques. Du point de vue mécanique les polymères sont plus avantageux pour nous que les céramiques ou oxydes utilisés classiquement. Cependant leur permittivité électrique ou leur coefficient piézoélectriques sont inférieurs. L'ajout de nanoparticules dans une matrice polymère peut viser à renforcer des propriétés existantes ou conférer une nouvelle propriété à un matériau connu. Nous avons dressé ci-dessous trois points sur lesquelles nos partenaires de Nancy concentrent leurs efforts dans le cadre de ce projet.

- **La constante de rigidité** d'un matériau polymère peut être augmentée en introduisant des particules plus rigides au sein de la matrice polymère. L'effet négatif est la concentration de l'énergie de déformation sur la matrice polymère et la possible introduction de porosités par les nanoparticules. Enfin, des inhomogénéités dans la densité de nanoparticules peuvent entraîner la concentration de contraintes dans certaines zones, fragilisant localement le matériau.
- **La permittivité diélectrique** du matériau polymère peut être augmentée par l'introduction de particules de permittivité supérieure. La permittivité du matériau obtenue est alors fonction de la concentration des nanoparticules. La encore les propriétés de l'interface entre les particules et la matrice polymère sont déterminantes : si une perturbation significative du champ a lieu à l'interface, l'effet des nanoparticules sur les propriétés du nanocomposite est réduit.
- **Les propriétés piézoélectriques** des nanoparticules peuvent conférer des propriétés piezoélectriques un matériau qui ne l'est pas initialement. Dans ce cas précis les interfaces mécanique et électrique doivent être optimales pour que l'effort mécanique appliqué sur le nanocomposite soit transféré aux nanoparticules et que la polarisation induite dans celle-ci se repercute bien au sein du matériau.

Nous le voyons, les problématiques d'interface entre nanoparticules et matrice polymère, ainsi que d'homogénéité de dispersion des nanoparticules sont au cœur des travaux sur les nanocomposites. Ces problématiques sont spécifiques au domaine de la science des matériaux et les compétences de TIMA sont limitées en la matière. C'est pourquoi nous faisons appel à des partenaires pour développer des nanocomposites de polymères basés sur le PVDF (polyfluorure de vinylidène) :

- **Co-polymère P(VDF-TrFE)** qui est un matériau ferroélectrique présentant des propriétés électrostrictives et piézoélectriques.
- **Ter-Polymère P(VDF-TrFE-CFE)** présentant des propriétés électrostrictives et une permittivité diélectrique supérieure à 50 (contre ~10 pour P(VDF-TrFE)).

Le premier objectif de l'élaboration du matériau est l'augmentation de la permittivité diélectrique en vue de l'augmentation de la valeur des capacités des jauges. Considérons l'Expression V-7 de variation relative d'une capacité plane de surface  $A$ , dont les électrodes sont séparées d'une distance  $g$  par un matériau de permittivité  $\epsilon$ .

$$\frac{dC}{C} = \frac{d\varepsilon}{\varepsilon} + \frac{dA}{A} - \frac{dg}{g}$$

V-7

Le premier terme correspond à la variation de la permittivité électrique avec la contrainte appliquée, les deux suivants sont liés aux variations de la géométrie de la jauge. Il a été constaté que les matériaux ferroélectriques tels que le PZT ou le PVDF présentent une variation de permittivité avec les déformations appliquées plusieurs fois supérieures aux facteurs géométriques [3, 2]. Le second objectif de l'introduction des nanoparticules est donc l'augmentation des propriétés ferroélectriques des polymères par l'ajout de nanoparticules de façon à obtenir une meilleure sensibilité des jauges.

## V.2.2 Intégration des jauges à la structure du capteur

L'élaboration du matériau nanocomposite ainsi que le procédé technologique de réalisation des jauges ont été réalisés à Nancy sur la base des membranes SU8. Dans cette partie nous présentons le procédé d'élaboration des jauges réalisé par nos partenaires nancéens et la conception du masque réalisé par nous. Le procédé de réalisation des jauges peut être décomposé en trois grandes étapes permettant de constituer le « sandwich » métal/polymère/métal, structure de base des jauges. Nous l'avons résumé dans la Figure V-11 ci-dessous.

Les jauges seront réalisées par-dessus les membranes de SU8. Pour cela, nous partons du résultat du précédent *process flow*.

L'échelle perpendiculaire au plan du wafer a été augmentée de manière à rendre bien visibles les fines couches métalliques déposées lors de la réalisation des jauges.

Un premier dépôt métallique d'aluminium est réalisé à la surface de la SU8 puis lithographié selon le motif des électrodes inférieures.

L'accroche de l'aluminium sur la SU8 étant jugée suffisante, aucune couche d'accroche préalable n'a été réalisée.

Cette électrode sera recouverte par le polymère électroactif et par conséquent protégée des agressions extérieures. Il n'est donc pas nécessaire de la recouvrir d'or en prévention de l'oxydation.

La couche du polymère électroactif est réalisée en phase liquide à l'aide d'un procédé d'enduction par rotation.

Une couche d'accroche de chrome est déposée sur le polymère électroactif comme couche d'accroche pour dépôt métallique d'or. L'or est utilisé car inerte par rapport à l'environnement extérieur. Pour une couche piézoélectrique la couche est polarisée sous champ électrique. La couche métallique est ensuite lithographiée pour former les électrodes supérieures.

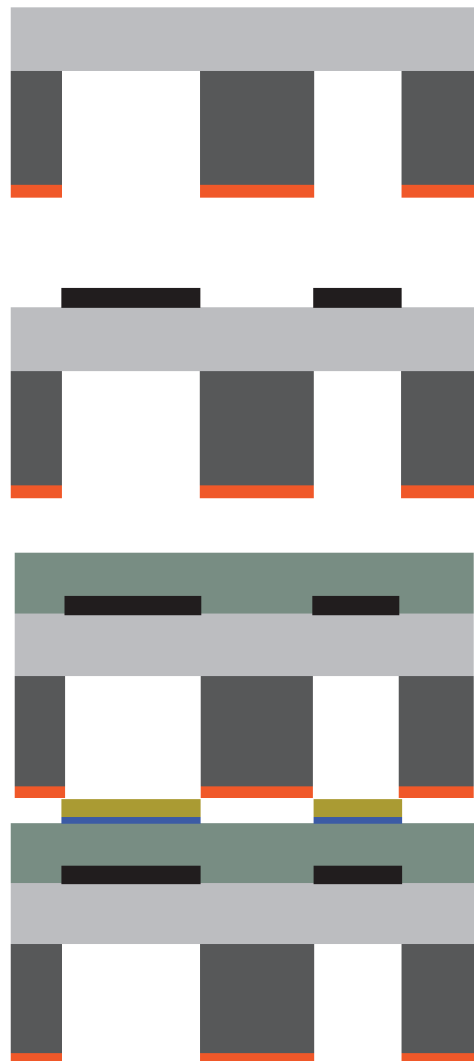
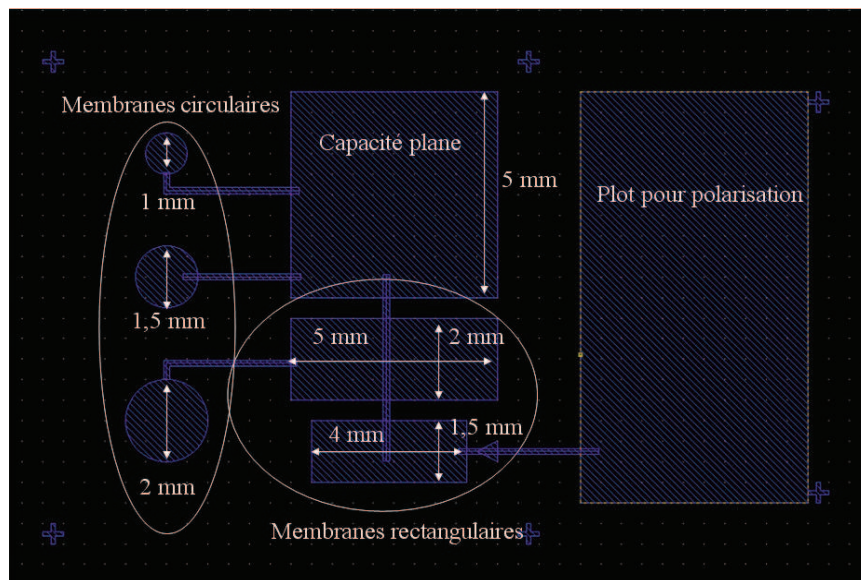


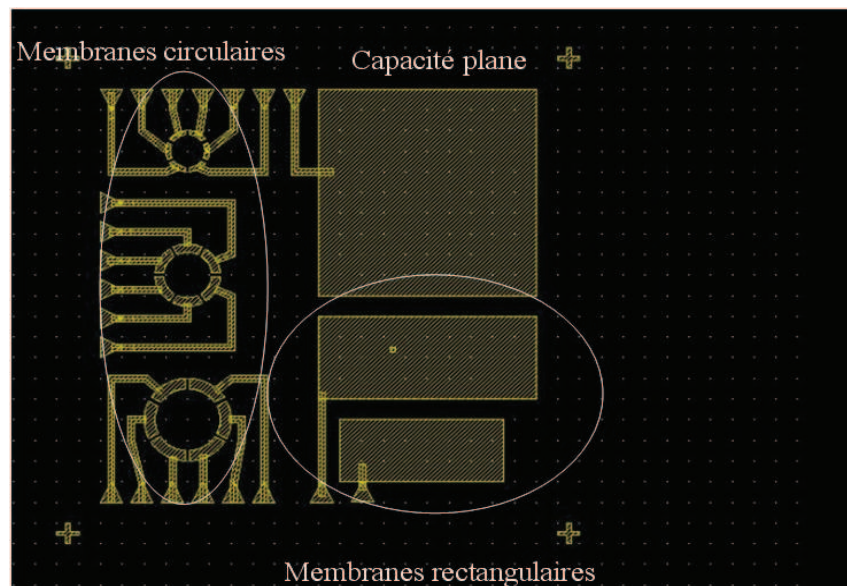
Figure V-11 : Procédé de réalisation des jauges de déformation.

Une difficulté importante de ce travail est l'obtention de couches à la fois fines et homogènes de façon à maximiser la sensibilité des jauges. Des couches du copolymère P(VDF-TrFE) inférieures à  $10\ \mu\text{m}$  ont pu être polarisées.

Nous avons élaboré le dessin des masques de lithographie des couches métalliques avec le logiciel CADENCE. Les motifs des électrodes supérieures et inférieures ont été élaborés de façon à rassembler sur une même puce plusieurs dispositifs et structures de test. Les layout des électrodes supérieures et inférieures sont disponibles Figure V-12.



a)



b)

Figure V-12 : Layout des niveaux métalliques correspondants aux électrodes supérieures (b) et inférieures (a).

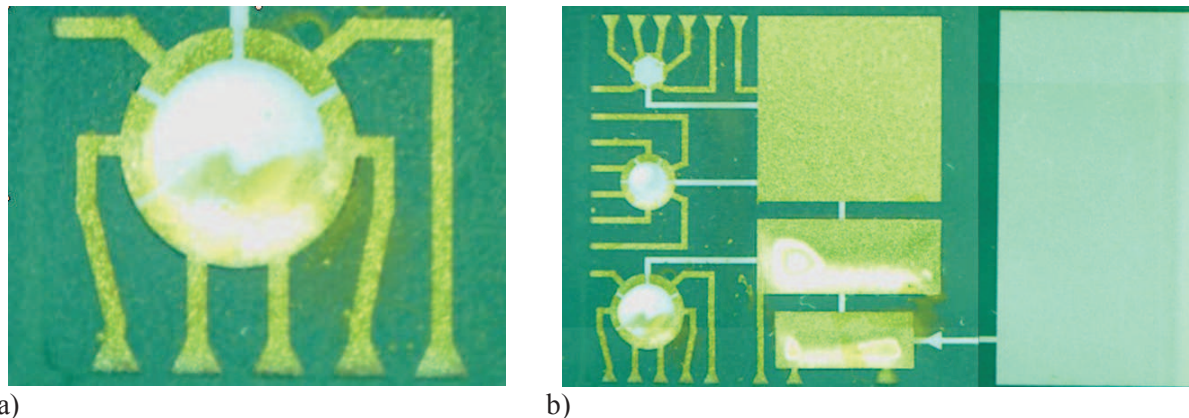


Les motifs visibles dans les layout représentées Figure V-12 correspondent à 6 dispositifs spécifiques que nous détaillons ci-dessous :

- Une capacité de grande superficie (5 mm par 5 mm) occupe le coin supérieur droit de la puce. Elle n'est pas libérée par la gravure DRIE en face arrière. Et permet l'analyse des propriétés diélectriques la couche de polymère en minimisant l'influence des parasites liés à la connectique.
- Trois membranes circulaires équipées de 6 jauges réparties à leur périmètre, proche de l'encastrement, sont visibles sur la moitié gauche de la puce. Il s'agit de la structure de base du capteur sur laquelle nous souhaitons réaliser le picot.
- Deux membranes rectangulaires occupent le coin inférieur droite de la puce. Elles sont principalement destinées au test mécanique que nous avons présenté dans la première partie de ce chapitre et sont métallisées en premier lieu pour être réfléchissantes. Etant les éléments déformables les plus étendus de la puce, elles permettent en outre de tester grossièrement le dispositif.

La Figure V-12 (a) illustre que toutes les électrodes sont reliées entre elles et forment un plan de masse. Une électrode de taille importante visible sur la partie droite de l'image correspond au plot de contact connecté à la masse lors de l'étape de polarisation sous champ électrique de la couche de polymère électroactif.

Des photographies des motifs des électrodes supérieures obtenues par la gravure de la couche métallique supérieure sont visibles Figure V-13. Nous avons pu constater que les membranes de SU8 s'étaient affaissées du fait de leur maintien par aspiration durant les étapes d'enduction par rotation et d'insolation les échantillons. La conséquence de cet affaissement et un mauvais contact entre les masques de lithographie et les échantillons conduisant à une mauvaise définition de certains motifs des électrodes supérieures. En effet, il ressort que certaines sont reliées entre elles ou mal définies.



*Figure V-13 : Photographie des échantillons après la lithographie des électrodes supérieures (b).  
Photographie plus détaillée d'une membrane (a).*

Nous avons pu remarquer que l'adhésion de la couche de polymère électroactif à la surface de la SU8 était bonne.



### V.2.3 Test des jauges

Afin de caractériser les membranes équipées de jauges nous souhaitons réaliser des mesures mécaniques en parallèle des mesures statiques. Pour les mesures mécaniques nous utilisons le banc d'interférométrie optique présenté au début de ce chapitre. La caractérisation électrique des jauges requiert une électronique de conditionnement performante et adaptée compte tenu des faibles variations de capacité attendues. Son élaboration est un problème complexe en cours de résolution que nous n'aborderons pas dans cette partie (voir Annexe F). Dans cette partie nous discutons les tests effectués du point de vue mécanique et électrique.

Nous souhaitons caractériser les jauges à l'aide du banc d'interférométrie optique que nous avons utilisé pour caractériser les membranes vierges. Nous avons utilisé le même support vibrant pour mettre les membranes en vibration. Cependant nous n'avons pas pu mettre en évidence la vibration des membranes. Nous avons donc essayé d'augmenter l'amplitude de vibration du support, sans succès. Afin d'obtenir des amplitudes de vibration plus importantes, nous ne pouvons utiliser ce pot vibrant électrodynamique car les parasites générés sont préjudiciables à la précision des mesures électriques effectuées. Nous avons donc réalisé la platine vibrante présentée dans la Figure V-14.

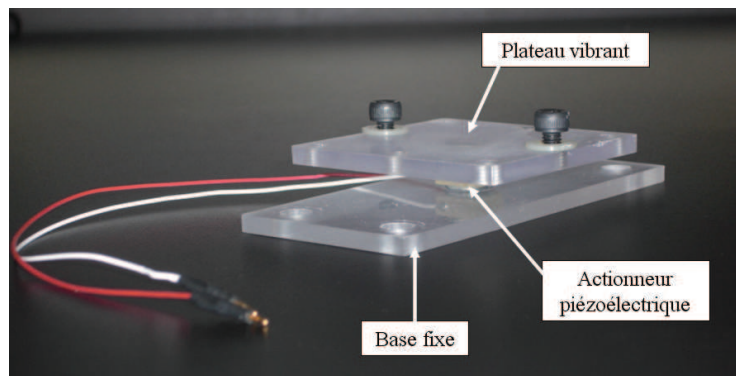


Figure V-14 : Platine vibrante destinée à mettre les membranes en vibration.

Cette platine est constituée d'un actionneur piézoélectrique fixé entre une base en plexiglas vissée au support de la platine mobile X/Y et un plateau sur lequel nous installerons les échantillons à tester. L'actionneur du support vibrant est une pastille piézoélectrique analogue à celle utilisée dans les buzzers et développe au maximum une amplitude de 1  $\mu\text{m}$ . L'actionneur piézoélectrique que nous avons utilisé pour la plate forme améliorée est un actionneur piézoélectrique céramique pouvant développer un déplacement de 10 à 100  $\mu\text{m}$ .

En dépit de l'augmentation de l'amplitude de vibration nous n'avons pas pu mettre en évidence de vibration de la membrane. La courbure vers le bas que nous avons observé n'est pas le résultat d'un relâchement de la membrane mais bien de déformations plastiques qui rendent impossible la mise en vibration des membranes.

#### Montage des échantillons

Les échantillons contenant les membranes et les jauges ont été collées sur un support de type plaque époxy de façon à ce qu'à chaque jauge correspondent un morceau de piste de cuivre de taille suffisante pour qu'un plot de contact (« pins ») y soit placé. C'est ce qu'illustre la Figure V-15.

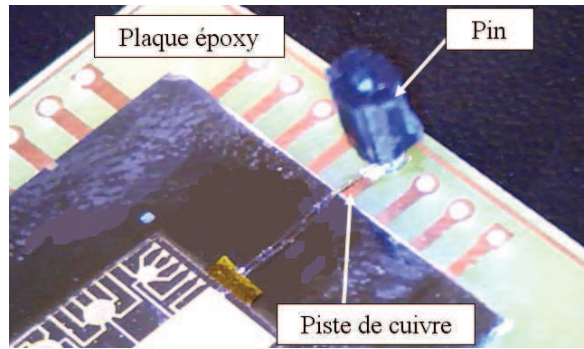


Figure V-15 : Photographie d'un plot de connexion

Afin de relier les pistes des jauges au plot avec des capacités parasites minimales, nous avons utilisé du fil de bonding. Cette étape s'est révélée délicate et aucune des techniques de « wedge bonding » et « ball bonding » n'ont permis de contacter les pistes des jauges. Dans un premier temps nous avons pensé que le matériau électroactif était ramolli du fait de l'échauffement local induit par les ultrasons. Ceux-ci étaient alors absorbés dans le volume du matériau et ne permettait plus de souder le fil sur les pistes. Nous avons donc cherché à travailler avec des forces d'appui élevé de façon à dépasser la limite élastique du matériau. Sans résultat, puisque nous passions alors à travers la couche d'or de l'électrode supérieure.

Pour expliquer ce défaut d'adhérence, nous nous sommes alors penché sur l'état de surface des électrodes supérieures et avons remarqué une teinte légèrement cuivrée plus prononcée sur certains échantillons. Il s'agissait de traces de résine que nous n'avons par la suite pas réussi à éliminer par plasma O<sub>2</sub>. En testant la résistance électrique de la surface des pistes à l'aide d'un voltmètre nous avons pu constater qu'elle négligeable. Nous pouvons donc raisonnablement penser que la couche de résine est extrêmement fine. Nous avons pu finalement connecter les fils par de la laque d'argent et grâce à l'habileté de la manipulatrice. Afin de solidifier l'ensemble de minuscules morceaux de ruban adhésif Kapton permettent de maintenir le fil de bonding à la surface de l'échantillon (Figure V-16).

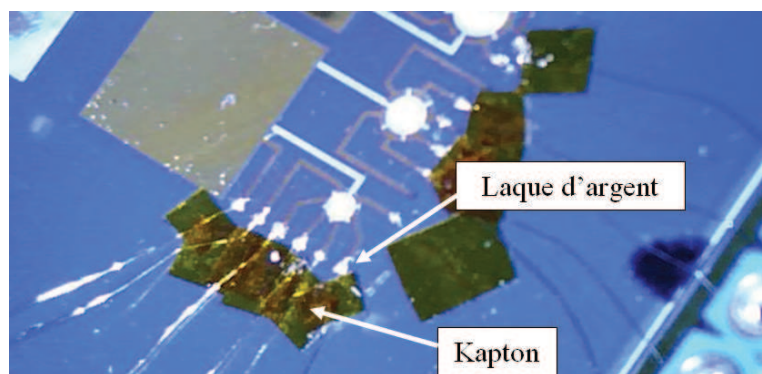


Figure V-16 : Maintien des fils de bonding à la surface de l'échantillon et sur les pistes des jauges.

### V.3 Réalisation des picots

Le picot constitue la troisième « brique » technologique de notre capteur. Sa structure se développe perpendiculairement au plan des membranes et il présente un rapport d'aspect assez élevé. En effet, les études d'optimisation ont conduit à des configurations pour lesquelles la longueur du picot est de l'ordre de 5 fois son diamètre. Pour réaliser le picot nous souhaitons employer les matériaux

polymères que nous avons caractérisés. Nous connaissons trois principaux moyens de mettre en forme ces matériaux.

- Le moulage par coulée : le matériau est tout simplement coulé dans un moule qui est retiré une fois le matériau solidifié.
- L'emboutissage à chaud : le matériau est chauffé pour atteindre sa température de transition vitreuse. Une fois ramolli il est pressé contre le moule de façon à lui conférer sa forme.
- La micro injection : le matériau est injecté en phase liquide dans le moule à l'aide d'un injecteur. Cette technique permettant de contrôler les paramètres de température, de pression, de duré de maintient...etc.

L'emboutissage est adaptée à des matériaux initialement solides et lorsque le support sur lequel repose le matériau à mettre en forme peut supporter la pression appliquée. Dans notre cas, les picots seront réalisés à la surface des membranes : il s'agit de structures déformables et relativement fragiles. La technique de micro injection est destinée à des matériaux polymères fusibles comme les thermoplastiques alors que les matériaux que nous utilisons sont des thermodurcissables et des résines bi composants. La technique du moulage par coulé nous paraît donc être la technique la plus adaptée et ne nécessitant pas a priori d'équipement spécifiques.

Il existe de nombreuses techniques permettant de réaliser des moules microstructurés [4]. Cependant celles qui permettent de réaliser des motifs de plusieurs millimètres de profondeurs avec des ratios d'aspect suffisants sont au nombre de trois :

- Le micro fraisage ou micro perçage consiste à graver les motifs des picots dans une couche dont l'épaisseur correspond à la longueur des picots à l'aide d'une fraise de dimensions micrométriques.
- La gravure ionique réactive profonde (DRIE) permet à un plasma SF<sub>6</sub> (procédé Bosch) de graver des motifs de quelques millimètres de profondeurs dans le silicium.
- Certains matériaux polymères photosensibles permettent de réaliser des structures à haut rapport d'aspect de dimensions millimétriques. Nous avons trouvé des exemples allant jusqu'à 4 mm [10].

Les matériaux polymères photosensibles sont des formulations bien spécifiques dont nous ne pouvons difficilement dire si les propriétés correspondront à notre objectif. A moins de chercher une nouvelle formulation de plasma, la gravure profonde est réservée à quelques matériaux comme le silicium. Il faudrait alors trouver des wafers de plusieurs millimètres d'épaisseur. Ce procédé n'est donc pas flexible. Au contraire, les techniques de micro usinage nous paraissent mieux adaptées car sont peu restreintes du point de vue des matériaux et peuvent être menées avec une grande précision (commandes numériques). Bien que ces opérations soient réalisées à l'aide d'appareils extrêmement coûteux, les agents réalisant des prestations de service sur ces machines ne sont pas difficiles à trouver. La seule exigence est celle de bonnes propriétés mécaniques (homogénéité, solidité).

Dans cette partie nous présenterons deux techniques de moulage différentes. La première repose sur l'utilisation d'un moule d'aluminium et la seconde repose sur l'utilisation de matériaux qui seront éliminés à l'instant où le matériau à mettre en forme est solidifié.

### V.3.1 Moule en aluminium

Nous avons dans un premier temps essayé de mouler des picots en PDMS à la surface d'un wafer de silicium. L'intérêt du PDMS réside dans sa bonne fluidité et sa facilité de mise en forme. Pour cela nous avons réalisé un moule rigide qui facilitera le démoulage des picots.

Le moule employé a été réalisé par un tour à commande numérique au sein de l'atelier mécanique du Laboratoire Interdisciplinaire de Physique de Grenoble (Llphy). Ce moule est réalisé dans du Duralumin, alliage à base d'aluminium, très dur. Les débris de cet alliage ne s'agglomèrent pas durant l'usinage ce qui permet de réaliser des motifs extrêmement précis.

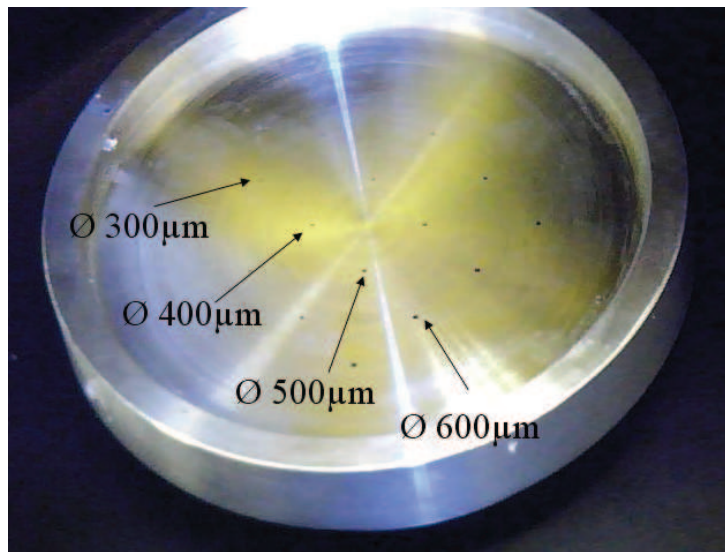


Figure V-17 : Photographie des trous du moule.

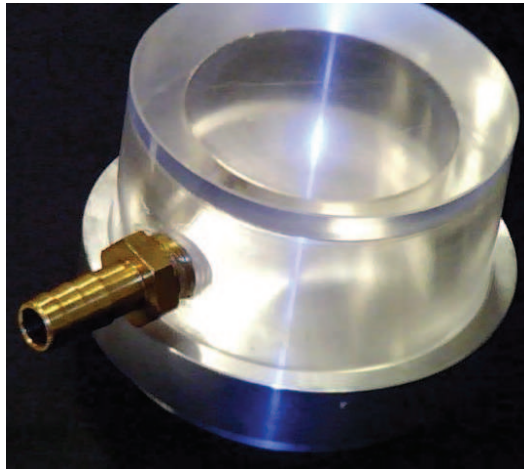
La conception du moule est adaptée pour réaliser des picots sur des wafers de 2 pouces de diamètre. Dans le moule 16 trous débouchant ont été réalisés selon une matrice carré d'un pas de 1 cm. Leurs diamètres sont de 600 µm, 500 µm, 400 µm et 300 µm. Les trous ont été réalisés avec une perceuse à commande numérique tournant à haute vitesse de rotation équipée de mèches standard (pour le duralumin). Les trous ont été percés pas à pas de façon à juger au fur et mesure de l'état de fatigue de la mèche. La géométrie du moule a été étudiée de façon à pouvoir assortir le moule d'un capot. Ce capot est destiné à pouvoir appliquer une différence de pression entre les deux cotés du moule pour faire pénétrer le PDMS liquide dans les trous. En effet la tension superficielle du fluide agit comme un seuil à franchir pour que le matériau puisse s'écouler dans les trous. La différence de pression  $\Delta P$  à appliquer pour faire pénétrer un matériau de tension superficielle  $\sigma$  dans un motif de rayon  $R$  est donnée par l'Expression V-8.

$$\Delta P > \frac{2\sigma}{R}$$

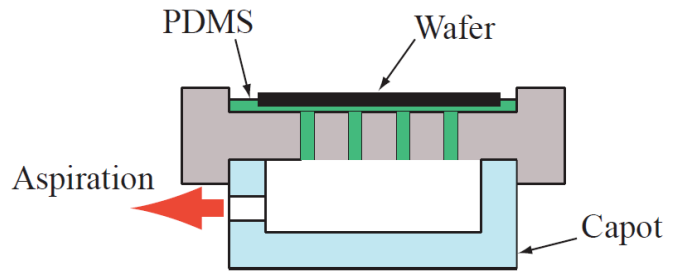
V-8

Le PDMS utilisé présente une tension superficielle de 30 mN/m, afin de le faire pénétrer dans des motifs de 300 µm de diamètre la différence de pression à appliquer est donc de 200 Pa soit 2 mbar environ. Une photo du capot monté assortie d'un schéma sont présentés dans la Figure V-18.





a)



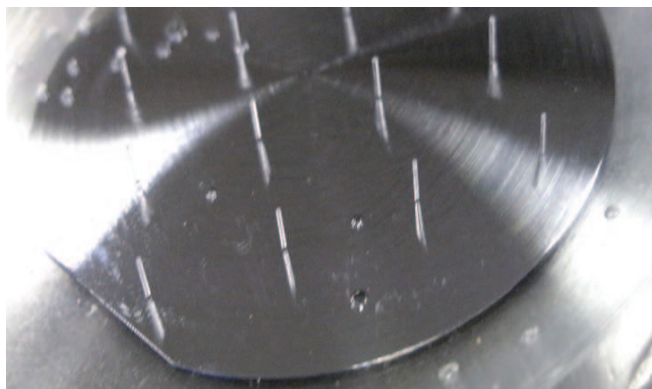
b)

Figure V-18 : Photographie du capot monté sur le moule d'aluminium (a) et schéma illustrant le rôle du capot lors de la réalisation des picots.

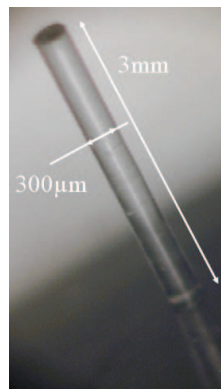
Afin de minimiser l'adhérence du PDMS au moule et de faciliter le démoulage, nous avons déposé sur le moule un produit de type téflon, le T2492-KG de UCT *specialties*. Celui se dépose en phase vapeur en laissant le moule en présence du flacon ouvert dans une cloche à vide.

Nous avons ensuite versé le PDMS liquide dans le moule et avons pu constater que celui pénètre dans les motifs même en l'absence de différence de pression appliquée. Sans doute le simple poids du PDMS suffit-il. Ce fait illustre que contrairement à l'idée que nous nous faisons au départ, ce n'est pas tant la viscosité du matériau qui détermine s'il va ou non pénétrer dans les motifs mais sa tension superficielle. Nous avons pu le vérifier en constatant que l'eau ne passe pas à travers le moule, du fait de sa tension superficielle plus importante et en dépit de sa viscosité plus faible.

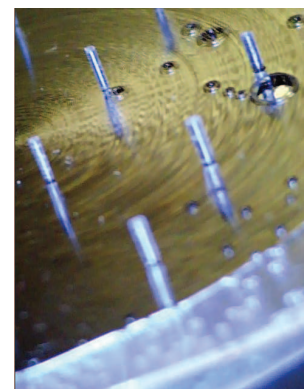
Une fois le PDMS dans le moule, l'ensemble a été placé à dégazer, puis cuit à 60°C pendant 24 h. Nous avons ensuite rencontré d'importantes difficultés pour démouler le wafer avec les picots en raison de l'adhérence du PDMS au moule. Des photographies des picots obtenus sont disponibles Figure V-19.



a)



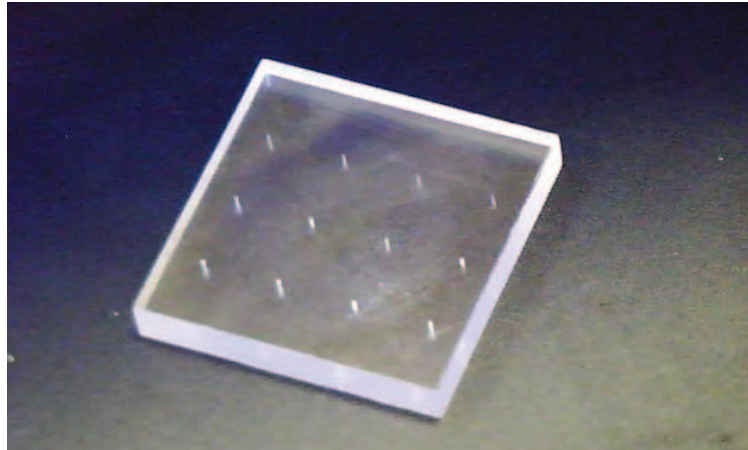
b)



c)

Figure V-19 : Photographie des picots de PDMS répartis à la surface du wafer (a). Photo du picot le plus fin (b). Photo illustrant la présence des bulles (c).

Pour conclure par rapport à ce procédé, nous pouvons dire qu'il permet de reproduire les motifs des picots avec une grande fidélité. Nous pouvons constater qu'une couche résiduelle de PDMS recouvre entièrement le wafer. Cette couche n'est pas un problème en soi. En effet elle permet une bonne adhésion des picot à la surface du wafer et pour peut que les structure relâchées (comme une membrane) qui sont situées en dessous soient plus rigides, elles n'a pas d'influence mécanique. Cependant il faudrait être en mesure de contrôler son épaisseur et de prévoir une évacuation des bulles. Ces deux points peuvent être obtenus par une adaptation de la géométrie du moule. Le moule en aluminium présente le défaut de ne pas être transparent, ce qui écarte toute possibilité d'un contrôle visuel. Nous avons donc réalisé les mêmes tests que présentés précédemment avec des moules en polycarbonate transparents et peu coûteux (voir Figure V-20).



*Figure V-20 : Photographie d'un moule en polycarbonates.*

Les résultats obtenus avec ces moules sont très inférieurs à ceux du moule en aluminium. En effet, les copeaux de polycarbonate « frittent » pendant l'usinage : la surface de l'empreinte du picot est rugueuse. Ceci provoque l'arrachement des picots lors de la phase de démoulage. Quelques picots ont pu être formés, ils étaient de médiocre qualité comme en atteste la Figure V-20. Enfin, ce procédé est applicable au PDMS en raison de sa souplesse, parce qu'il supporte des déformations importantes comme celles qui sont appliquées lors du démoulage. Enfin le PDMS possède l'avantage de présenter un retrait lors de sa polymérisation. Nous avons ainsi pu constater que la phase de démoulage est trop critique et peu adaptable à des matériaux autres que le PDMS.

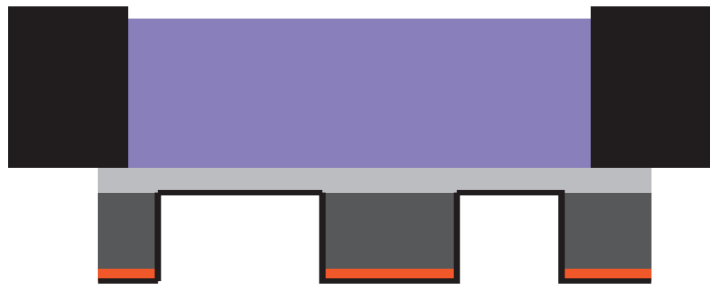


*Figure V-21 : Photographie d'un picot isolé obtenu par moulage avec le moule en polycarbonate.*

### V.3.2 Moule sacrificiel

Afin de nous affranchir des limitations liées au démoulage, nous avons cherché à utiliser une technique de moule perdu, pendant micrométrique de techniques utilisées en métallurgie, bijouterie ou dans le travail du verre, précisément lorsque le démoulage est une étape critique. Le procédé décrivant l'utilisation d'un moule « sacrificiel » est décrit dans le Tableau V-3. Son illustration permet de souligner les qualités requises du matériau sacrificiel.

Une couche de matériau sacrificiel d'épaisseur égale à la longueur des picots est réalisée à la surface des membranes (nous n'avons pas représenté les jauges ici). Pour cela il est versé dans un emporte pièce (visible en noir).



L'adhésion du matériau sacrificiel doit être bonne de façon à ce que la position des couches ne glissent pas entre elles lorsque l'ensemble est manipulé.

L'emporte-pièce est retiré une fois la couche sacrificielle solidifiée. La couche de matériaux sacrificiels est usinée façon à réaliser l'empreinte des futurs picots.



La tenue mécanique du matériau doit permettre d'usiner proprement le motif du picot. Celui-ci doit donc être suffisamment homogène et rigide.

L'empreinte est remplie avec le matériau des picots en phase liquide.



Une fois le matériau des picots solidifié, le moule sacrificiel est éliminé.

Le procédé d'élimination de la couche sacrificielle ne doit pas être agressif pour les membranes ou pour les jauges. Ainsi l'utilisation de solvants comme l'acétone ou de températures supérieures à 90°C est à écarter.

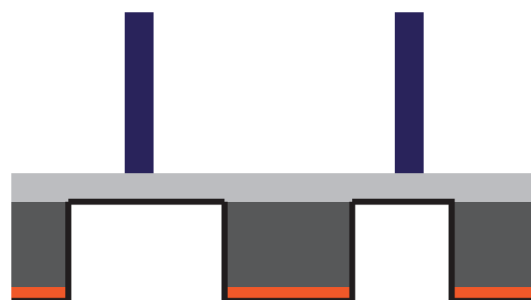


Tableau V-3 : Schéma représentant le procédé de réalisation des picots.

Nous avons fixé comme critère que le matériau sacrificiel s'élimine dans l'eau chaude ce qui nous semble être un procédé non agressif. Dans le cadre travaux que nous avons mené nous avons testé les 6 matériaux présentés dans le Tableau V-4 ci-dessous. Ces matériaux ont été testés du point de vue de leur mise en forme sur les membrane, leur tenue mécanique au perçage et leur facilité d'élimination. Il



existe d'autres produits que nous n'avons pas eu la possibilité de tester tel que la cire dentaire ou les cires utilisés en bijouterie.

Produit	Présentation	Propriétés
Deurex C 60 Cire de carnauba, utilisée dans le conditionnement alimentaire	Pétales jaune foncé	Fusible à 78-81°C.
Deurex MV 0225 Ester de cire de polyvinyle, utilisé dans les peinture et revêtement	Pétales blancs	Fusible à 48-56°C
Résine PEG 4000 de Polysciences /Crystalbond 555 (polyéthylène glycol)	Poudre blanche ou bâtonnet blanc pour la crystalbond	Fusible à 53-56°C Soluble dans l'eau
Poly( <i>acide acrylique</i> ) PAA en poudre	Poudre blanche	Soluble dans l'eau Fondu proche de 90°C
Poly( <i>acide acrylique</i> ) PAA en solution aqueuse à 63 %	Solution jaune pale fluide	Soluble dans l'eau
Poly( <i>acide acrylique</i> ) PAA en solution aqueuse à 50 % <sup>1</sup>	Solution incolore fluide	Soluble dans l'eau

Tableau V-4 : Matériaux sacrificiels testés.

**Les cires Deurex C 60 et MV 0225** ont été fondues dans un bécher sur une plaque chauffante puis versé dans l'emporte pièce placé sur l'échantillon. Les cires solidifient en présentant un retrait significatif (contraction du matériau). Il en résulte que l'adhésion de la cire sur les échantillons est quasiment nulle. Nous avons cependant tenu à réaliser des tests de perçage sur les matériaux en raison de leurs bonnes propriétés mécaniques. Les résultats sont visibles dans la Figure V-22 et nous avons constaté que la précision de l'usinage est très bonne.

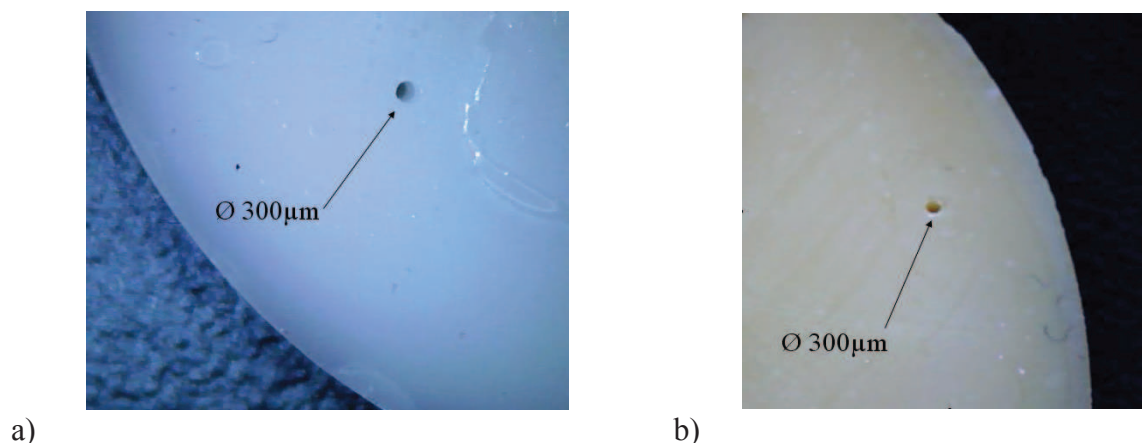


Figure V-22 : Photographie illustrant la bonne qualité des perçages réalisés dans les cires Deurex C 60 et MV 0225.

<sup>1</sup> Ce matériau est recommandé par les auteurs d'une revue de matériaux en vue de réaliser des couches sacrificielles de l'ordre de 10 µm [8]

Les cires se sont révélées difficiles à éliminer en raison de leur non miscibilité et dans l'eau et leur viscosité importante. Ainsi ces cires ne sont employables qu'à conditions de trouver un moyen de les maintenir sans glisser à la surface des échantillons (par exemple avec un outillage adapté). En revanche, leur non miscibilité et leur viscosité constituent des véritables obstacles à leur utilisation aux températures que nous nous sommes spécifiés. Par conséquent nous nous sommes orientés vers des matériaux solubles à l'eau.

**Les résines Crytalbond 555 et PEG 4000** sont toutes deux des cires de polyéthylène glycol. Nous parlerons des « résines PEG » car se sont révélées en tout point identiques à l'usage. Les résines PEG ont été fondues dans un bécher sur une plaque chauffante puis versé dans l'emporte pièce placé sur l'échantillon. L'adhésion des cires est très bonne, ce qui ne surprend guère lorsque l'on se souvient que la Crystalbond est souvent utilisé pour coller de petits échantillons sur un wafer servant de support. Nous avons pu constater que les propriétés mécaniques du matériau solidifié sont mauvaises : celui-ci est mou, ductile et se solidifie en formant de gros grains (voir Figure V-23) ce qui le rend inhomogène et friable. Les faibles propriétés mécaniques sont sans doute l'une des raisons de l'utilisation des résines PEG pour l'encapsulation de tissus biologiques. L'homogénéité de la crystalbond re-solidifié est inférieure à celle du matériau initial, semblant indiquer que les conditions de solidification ont une grande influence sur ce point. Une vitesse de refroidissement élevée devrait permettre de réduire la taille des grains et rendre le matériau plus à même d'être usiné.

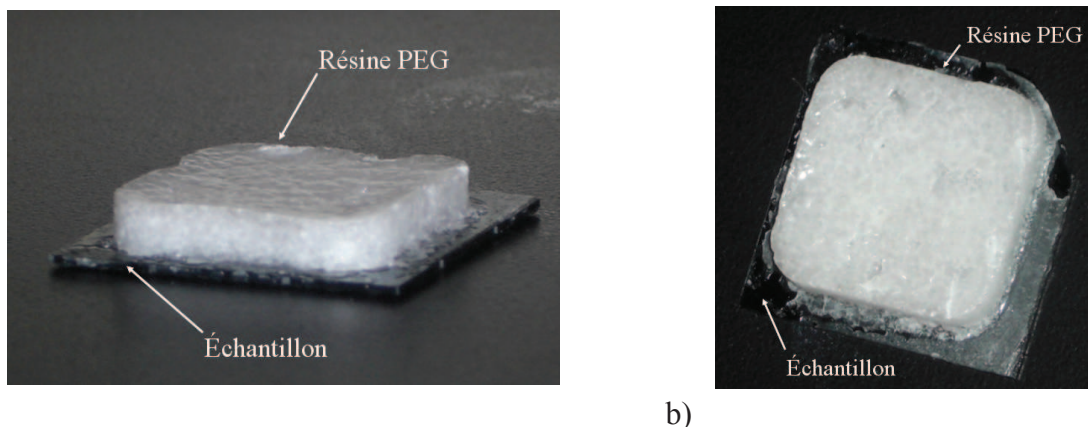


Figure V-23 : Photographie la granulosité de la résine PEG 4000 (a) et de la Crystalbond 555 (b).

**Les produits à base de PAA** que nous avons utilisé, se présentent sous forme de solution et de poudre et se distinguent par leur poids moléculaire (MW) qui est un indicateur de la longueur des chaînes polymères. Plus le poids moléculaire est élevé plus la viscosité du polymère en solution est élevée et plus la rigidité du polymère solide est élevée. Un poids moléculaire élevé correspond à une solubilité réduite.

Ainsi nous n'avons pas réussi à mettre en solution la poudre de PAA en raison de son poids moléculaire très élevé. Le mélange obtenu est une pâte gorgée d'eau (hydrogel) inexploitable dans l'objectif d'être usinée. Nous pourrions chauffer le polymère au delà de sa température de transition vitreuse de façon à obtenir une pâte que nous pourrions mettre en forme. Cependant la température de transition vitreuse du polymère est incompatible avec nos spécifications car supérieure à 106°C [6].

La solution de PAA à 63% (MW~2 000) sèche rapidement en surface, formant une couche imperméable au solvant ce qui empêche le volume du matériau de sécher. Afin de pallier à cet inconvénient nous avons donc chauffé la solution de façon à la réduire d'un volume un peu inférieur à celui du solvant. Le résultat de cette opération est une pâte que nous avons coulée dans un moule transparent. La consistance du matériau solide obtenu est proche d'une pâte à modeler dure. Nous avons alors pu réaliser des tests de perçage qui se sont avérés concluants comme l'illustre la Figure

V-24. Le moule obtenu doit être utilisé rapidement car le PAA se comporte comme un fluide sur des temps de l'ordre de la journée et les trous ont tendance à se reboucher.

La solutions de PAA à 50 % (MW~50 000) présentent le même défaut de séchage dans une moindre mesure car le matériau parvient à solidifier dans son volume. Cependant la dynamique de séchage et la fraction volumique importante de solvant conduite à la formation d'un ménisque prononcé. Ceci constitue un obstacle à la réalisation d'une couche d'épaisseur homogène. Lorsque l'on tente de faire réduire la solution, le poids moléculaire élevé du PAA conduit à l'obtention d'une solution trop pâteuse alors qu'elle contient encore beaucoup de solvant.

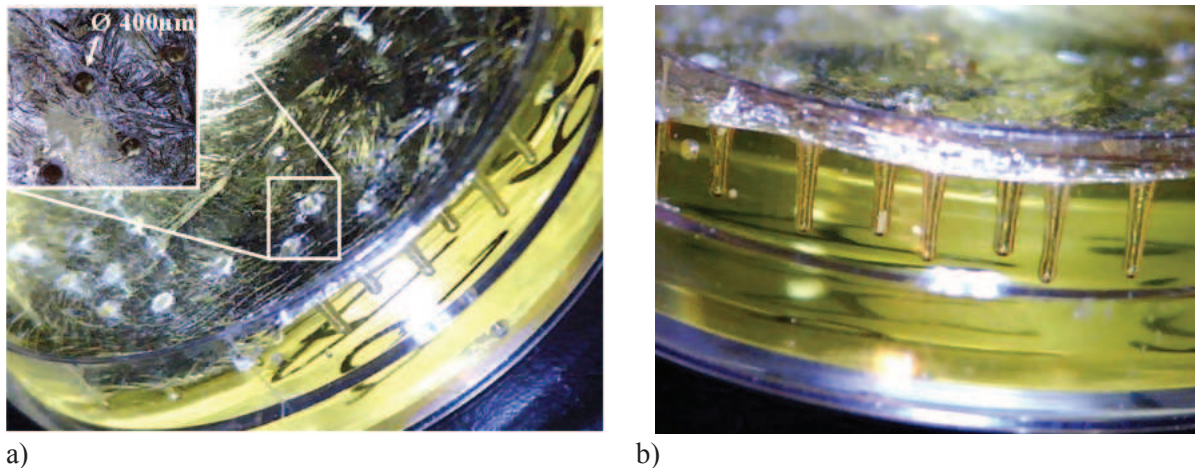


Figure V-24 : Photographie des résultats d'essais de perçage dans le PAA. Vue de trois-quarts (a) et par la tranche (b).

Nous avons recensé plusieurs solutions que nous n'avons pas pu tester par manque de temps. La première consiste à construire la couche sacrificielle à l'aide de la solution de PAA à 50% couche par couche. Cette solution semble intéressante compte tenu des bonnes propriétés mécaniques du PAA de poids moléculaire égal à 50 000. Nous n'avons pas eu la possibilité d'utiliser les empreintes réalisées pour mouler les matériaux polymère présentés dans la partie quatre.

#### V.4 Bilan et perspectives des travaux de réalisation

Nous avons montré un procédé de réalisation de membrane en résine SU8 régulière et au motif bien défini. La qualité des résultats peut être améliorée par d'utilisation d'une couche d'aluminium en tant que masque pour l'étape de gravure DRIE. Les tests de dépôt de couche d'aluminium de 400 nm d'épaisseur ont montré une bonne accroche de l'aluminium en particulier sur la face non polie d'un wafer de Si.

Dans la gamme des fréquences supérieures à 15 kHz, nous avons constaté des variations de la rigidité des membranes que nous attribuons aux propriétés viscoélastiques de la résine SU8. Il sera important de quantifier l'influence de la fréquence et de l'amplitude de déformation sur les propriétés mécaniques de la SU8 dans la gamme de fonctionnement du capteur soit 1-10 kHz. Pour cela le viscoanalyseur décrit dans le chapitre IV est tout à fait adapté.

Nous avons pu vérifier que la SU8 est contrainte, ce qui entraîne une augmentation de la fréquence de résonance. Ces effets peuvent éventuellement être bénéfiques (relaxation des contraintes pour des

déformations importantes, augmentation de la fréquence de résonance) à condition d'être correctement pris en compte lors de la conception du dispositif.

Nous avons pu constater que les membranes sont déformées de façon plastique par l'aspiration lors des étapes de lithographie et d'enduction visant à la réalisation des jauges sur les membranes. Afin de pallier à cet inconvénient, la solution retenue consiste à utiliser du film autocollant limitant la zone d'aspiration à une portion de l'échantillon qui n'est pas située sous les membranes. Une autre solution plus gourmande en temps consistera à conserver l'étape de gravure DRIE des membranes postérieure à la réalisation des jauges. Cette solution n'a pas encore pu être testée avec des membranes vierges. Afin de faciliter le bonding nous recommandons de déposer une couche d'or d'au moins 500 nm d'épaisseur.

Dans la dernière partie du chapitre nous avons présenté un travail de sélection de matériaux en vue de réaliser une couche sacrificielle de plusieurs millimètres d'épaisseur pour la réalisation des picots. Nous avons sélectionné un matériau présentant de bonnes propriétés mécaniques et donc le procédé d'élimination est sans conséquence sur le matériau des jauges. Nous avons pu vérifier que le matériau sacrificiel préserve les membranes lors de l'étape de micro usinage. Nous avons ainsi réussi à percer des membranes sans les endommager. Nous pouvons à priori envisager la réalisation de picots traversant la membrane, ce qui devrait nous permettre de nous affranchir en partie des contraintes liées à l'adhérence du picot sur les membranes.

## Références

- [1] A.T. Al-Halhouli, I. Kampen, T. Krah, and S. Büttgenbach. Nanoindentation testing of su-8 photoresist mechanical properties. *Microelectronic Engineering*, 85(5-6):942 – 944, 2008. Proceedings of the Micro- and Nano-Engineering 2007 Conference - MNE 2007.
- [2] A. Arshak, K. Arshak, D. Morris, O. Korostynska, and E. Jafer. Investigation of tio2 thick film capacitors for use as strain gauge sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 122(2):242 – 249, 2005.
- [3] K. I. Arshak, D. McDonagh, and M. A. Durcan. Development of new capacitive strain sensors based on thick film polymer and cermet technologies. *Sensors and Actuators A: Physical*, 79(2):102 – 114, 2000.
- [4] J. Giboz, T. Copponnex, and P. Mele. Microinjection molding of thermoplastic polymers: a review. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17(6):R96, 2007.
- [5] [http://mems.gatech.edu/msmaweb/site/members/processes/processes\\_files/SU8/SU8.htm](http://mems.gatech.edu/msmaweb/site/members/processes/processes_files/SU8/SU8.htm).
- [6] [http://www.polysciences.com/Catalog/Department/Product/98/search\\_\\_paa/productId\\_\\_442/categoryId\\_\\_281/](http://www.polysciences.com/Catalog/Department/Product/98/search__paa/productId__442/categoryId__281/)
- [7] L. Jiang, J. Hossenlopp, R. Cernosek, and F. Josse. Characterization of epoxy resin su-8 film using thickness-shear mode (tsm) resonator. In *Frequency Control Symposium and PDA Exhibition Jointly with the 17th European Frequency and Time Forum, 2003. Proceedings of the 2003 IEEE International*, pages 986 – 992, may 2003.
- [8] V. Linder, B. Gates, D. Ryan, B. Parviz, and G.M. Whitesides. Water-soluble sacrificial layers for surface micromachining. *Small*, 7:730–736, 2005.

[9] J.-F. Manceau, L. Robert, F.O. Bastien, C. Oytana, and S. Biwersi. Measurement of residual stresses in a plate using a vibrational technique-application to electrolytic nickel coatings. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 5(4):243–249, dec 1996.

[10] A. Sayah, V.K. Parashar, and M.A.M. Gijs. Lf55gn photosensitive flexopolymer: A new material for ultrathick and high-aspect-ratio mems fabrication. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 16(3):564–570, june 2007.





# Chapitre VI Conclusions et perspectives

## VI.1 Bilan des travaux

Les travaux présentés dans ce manuscrit traitent de la conception d'un capteur ORL adapté à la mesure de vibrations des osselets de l'oreille moyenne durant des interventions chirurgicales sur la chaîne ossiculaire. Ils nous permettent de conclure sur un certain nombre de points que nous présentons ci-dessous.

- **Modèle du capteur tactile :** Bien que la structure de notre capteur soit celle de nombreux capteurs tactiles il n'existe pas à notre connaissance de modèle de son comportement mécanique en régime harmonique. Nous avons élaboré un modèle linéaire exprimant la fréquence de résonance, l'impédance mécanique et les déformations de la structure pour décrire son comportement en régime harmonique autour de la première fréquence de résonance.
- **Optimisation des dimensions du capteur :** Nous comprenons instinctivement l'intérêt d'une structure réalisée en matériaux polymères souples et résistants pour un capteur de vibration tenu « à la main ». Par l'utilisation d'un logiciel d'optimisation multicritères nous avons pu donner forme à cette intuition et conclure par l'affirmative quant à la viabilité d'un concept de capteur constitué d'une membrane SU8 pour la mesure des vibrations des osselets de l'oreille moyenne. Le concept de structure présenté permet de réaliser des mesures jusqu'à 3 kHz lorsque le capteur est maintenu à la main en contact avec les osselets. Les résultats de cette optimisation ont été établis pour des propriétés linéaires.
- **Utilisation de la résine polymère SU8 :** Nous avons démontré une technique de réalisation de membranes en résine SU8 sur un substrat de silicium. La caractérisation de ces membranes révèle l'influence de la fréquence et de l'amplitude des déformations sur les propriétés de la SU8, bien que nous l'utilisions à des températures très inférieures à sa température de transition vitreuse. Nous avons en outre mis en évidence la présence de contraintes résiduelles modifiant significativement les fréquences de résonance des membranes.
- **Réalisation de jauges basées sur des matériaux polymères chargés en nanoparticules :** L'état de l'art des dispositifs intégrés pour la mesure de contraintes a permis d'identifier une structure de capacité plane, intégrant des polymères électroactifs, comme la meilleure candidate pour la mesure de grandes déformations tout en conservant une bonne résolution, pour des capacités élevées. Des jauges planes basées sur une couche de polymère ont été intégrées à la surface des membranes. Les polymères utilisés sont des matériaux électroactifs dont les propriétés ont été « dopées » par l'ajout de nanoparticules en vue d'augmenter la permittivité et les propriétés ferroélectriques. L'aspiration utilisée pour maintenir les échantillons lors de la réalisation des jauges a sérieusement déformé de façon irréversible les membranes, empêchant leur mise en vibration.
- **Matériau « sacrificiel » pour la structuration hors plan des polymères:** Nous avons présenté une technique visant à la réalisation d'un moule « sacrificiel » micro usiné. Pour cela nous avons eu recours à une solution d'acide polyacrylique (PAA) que nous avons utilisée pour réaliser une couche sacrificielle pouvant être micro usinée pour réaliser un moulage des motifs souhaités. Nous avons réussi à traverser la couche du matériau sacrificiel sans détériorer les membranes. Ainsi cette technique peut être utilisée pour la réalisation du picot à la surface de la membrane.



- **Utilisation de matériaux viscoélastiques en vue du filtrage mécanique :** Nous avons élaboré un modèle permettant d'illustrer un concept d'atténuateur de basses fréquences reposant sur l'utilisation de matériaux viscoélastiques. La caractérisation de matériaux sélectionnés en ce sens a permis d'identifier un matériau pouvant atténuer les déformations de la membrane d'un facteur 8. Nous avons constaté qu'il est possible d'atteindre des facteurs d'atténuation de 100. Pour cela l'influence de la température de transition vitreuse sur le domaine de fréquence associé doit être investiguée.

## VI.2 Perspectives

Le travail exploratoire réalisé dans le cadre de cette thèse permet de préciser de nouveaux axes de recherche en vue de la réalisation et de l'optimisation du capteur. Avec des avancées considérables dans l'étude théorique d'un tel dispositif, les challenges technologiques à relever nous amènent à anticiper les prochains travaux sous les axes suivants :

- **Fixation du picot sur la membrane :** La réalisation du picot par la technique de moule perdu présentée ici reste conditionnée par l'élaboration d'une couche sacrificielle de bonne qualité. Celle-ci devrait pouvoir être obtenue en déposant une solution de PAA à 50% couche par couche à la surface des membranes. Celle-ci pourra alors être usinée pour réaliser des picots en moulant les résines que nous avons sélectionnés. L'influence de la tension superficielle des résines polymères sera déterminante afin que la résine pénètre dans les motifs. Une autre voie d'intégration du picot consiste à rapporter un picot réalisé par micro injection à la surface de la membrane à l'aide d'un micromanipulateur. Certaines start-up proposent en effet des solutions en ce sens. Nous pouvons imaginer de coller le picot à l'aide d'un matériau viscoélastique épais afin de bénéficier de l'effet de filtrage.
- **Modélisation et optimisation des jauges :** Les jauges en matériaux nanocomposites doivent être modélisées et optimisées selon deux directions de recherche. La première consiste à maximiser les propriétés piézoélectriques des nanocomposites tout en minimisant la capacité des jauges de façon à obtenir des tensions élevées ( $V=Q/C$ ). La seconde voie consistera à maximiser les propriétés électrostrictives des matériaux et la capacité des jauges de façon à obtenir des variations de capacité importantes. Dans le but de maximiser la sensibilité des jauges, un axe de recherche consistera à intégrer une électronique de conditionnement sur le wafer servant de support aux membranes.
- **L'encapsulation du capteur** devra être pensée de façon à maximiser la robustesse du capteur sous des contraintes d'encombrement. Dans un premier temps un certain nombre de structures devront être ajoutées autour du capteur pour limiter ses déformations à un seuil inférieur à la rupture. Ceci s'accompagnera d'un travail de sélection de matériaux biocompatibles en vue de l'utilisation chirurgicale.
- **Le perfectionnement du filtrage mécanique** constitue un axe de recherche à part entière. En intégrant des matériaux viscoélastiques à des dispositifs sur silicium nous pouvons combiner des atouts de robustesse, de sensibilité et d'interfaçage aisé avec les électroniques de détection. L'utilisation de dispositifs fonctionnels permettra de focaliser le travail sur l'apport du système de filtrage. Une façon de vérifier rapidement ces apports pourra être d'intégrer un picot viscoélastique sur un accéléromètre en vue de la mesure de vibrations.

- **Validation du dispositif et tests cliniques :** une fois les actions de recherches décrites dans les points précédents menées à bien et les procédures stabilisées, il sera possible de réaliser un prototype de sonde pour les osselets de l'oreille moyenne pouvant être mis à l'essai en conditions réelles. On peut estimer l'aboutissement à un tel stade d'avancement à un horizon de 3 à 5 ans (1 ETP).



## Annexe A -Calcul de l'expression de la composante radiale de la déformée

### A.1 Simplification de l'expression de la déformée

Nous partons de la condition de continuité établie à l'encastrement du picot :

$$\begin{aligned} \frac{W(R_p)}{R_p} &= - \left. \frac{\partial W}{\partial r} \right|_{R_p} \\ \Rightarrow (R_m - R_p)^2 G + (R_m - R_p)^3 \frac{H}{R_p} &= - 2(R_m - R_p)G - 3(R_m - R_p)^2 H \\ \Rightarrow (R_m + R_p)G &= (R_m - R_p)(-2R_p - R_m)H \\ \Rightarrow H &= \frac{-G}{(R_m - R_p)} \left( \frac{R_m + R_p}{R_m + 2R_p} \right) \end{aligned}$$

En posant :

$$\alpha = \frac{R_p}{R_m}$$

On obtient :

$$H = \frac{-G}{R_m} \frac{1 + \alpha}{(1 - \alpha)(1 + 2\alpha)}$$

En posant :

$$\gamma = \frac{1 + \alpha}{(1 - \alpha)(1 + 2\alpha)}$$

On obtient :

$$H = \frac{-\gamma G}{R_m}$$

## A.2 Détermination du coefficient G

Nous avons constaté que le rapport du déplacement vertical à l'encastrement du picot et du rayon de la membrane est une fonction identique quelque soit la valeur du rayon de la membrane  $R_m$ . Nous cherchons une expression approchée de la fonction associant ce rapport au paramètre  $\beta$ . Le rapport  $W(R_p)/R_m$  exprimé en fonction de  $\beta$  présente des variations importantes il nous semble donc approprié de chercher l'approcher par une fonction puissance de la force de celle présentée ci-dessous.

$$C_1 \beta^{D_1}$$

Quelque soit la valeur de l'exposant nous n'obtenons au mieux qu'une fonction tangente passant par l'une des extrémités :  $\beta=0,2$  ou  $\beta=0,8$ . Nous avons défini les coefficients  $C_1$  et  $D_1$  de sorte que la fonction approchée passe par le point d'abscisse 0,2 comme l'illustre la Figure A-1 ci-dessous.

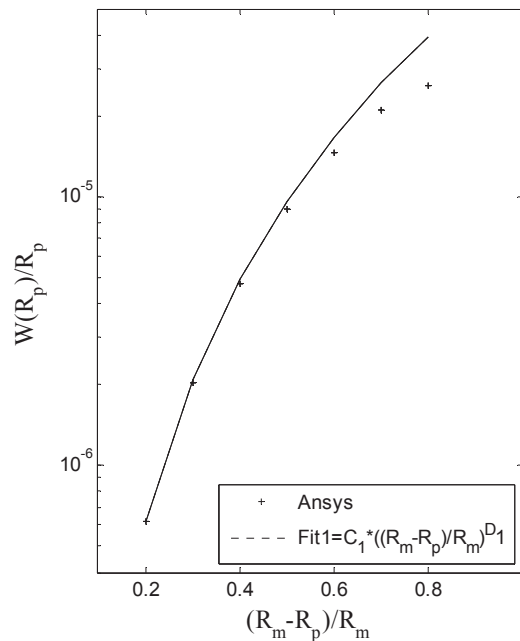


Figure A-1 : Rapport du déplacement vertical à l'encastrement du picot et de la membrane.  
Comparaison des données du modèle numérique et de la fonction approchée

Nous cherchons ensuite à approcher la différence de  $W(R_p)/R_m$  et  $C_1 \beta^{D_1}$ . Pour cela nous avons adapté le coefficient  $D_1$  de sorte que cette différence puisse être approchée par une fonction puissance de la forme de la même forme que la précédente.

$$C_2 \beta^{D_2}$$

Comme nous avons défini la première fonction de sorte qu'elle passe par le point d'abscisse 0,2 nous définissons cette fonction de sorte qu'elle passe par le point d'abscisse 0,8 comme l'illustre la Figure A-2 ci- après.

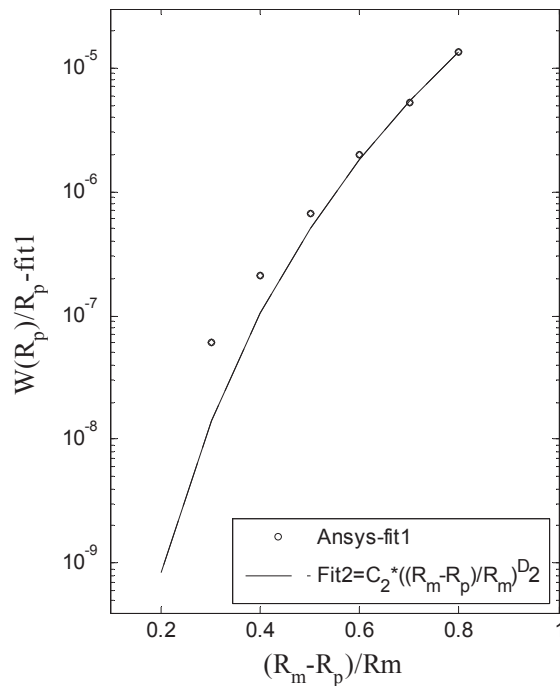


Figure A-2 : Comparaison des données numériques et de la fonction approchée définie précédemment.

Les deux fonctions puissance sont ainsi paramétrées que l'écart avec la courbe à déterminé soit nul aux points d'abscisse 0,2 et 0,8. Nous avons ensuite déterminé le couple d'exposants  $D_1$  et  $D_2$  minimisant l'écart de la somme des fonctions puissance avec le rapport que nous souhaitons approcher. Dans l'optique de faciliter d'éventuelles simplifications, nous choisissons les exposants parmi les nombres entiers. Le choix minimisant l'erreur entre la fonction approchée et les résultats numériques est présenté dans la Figure A-3 : *Différence entre les résultats numériques et la fonction approchée.*

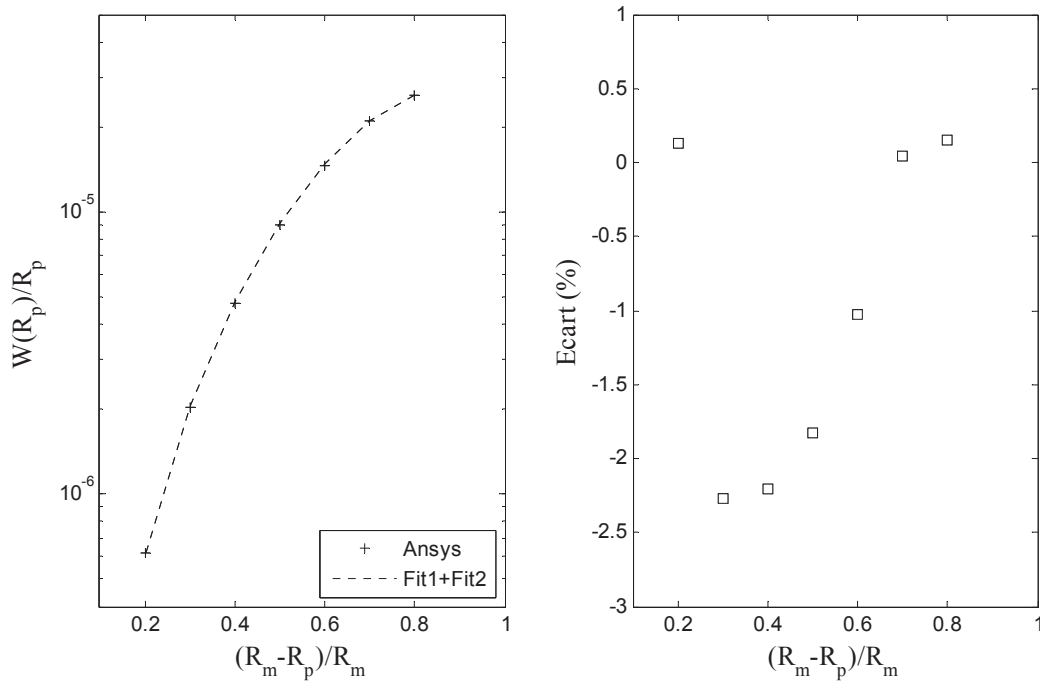


Figure A-3 : Différence entre les résultats numériques et la fonction approchée.

Nous constatons que l'écart est inférieur à 2,5% sur la plage considérée, ce qui est très satisfaisant lorsque nous le comparons aux résultats obtenus à l'aide de du module « Curve fitting » de Matlab. Dans ce cas précis, la méthode que nous venons de décrire s'est avérée plus efficace et reproductible. La fonction approchée déterminée selon la méthode décrite nous permet d'approcher  $W(R_p)/R_m$  par la somme des deux fonctions puissance déterminées précédemment.

$$\frac{W(R_p)}{R_m} = K_1(D_m, M) \times \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)$$

Avec  $K_1$  une fonction du moment et de la rigidité en flexion de la membrane. Nous avons déterminé précédemment l'expression suivante de la composante radiale de la déformée:

$$W(r) = G \left[ R_m^2 (1 - \gamma) + R_m (3\gamma - 2)r + (1 - 3\gamma)r^2 + \frac{\gamma r^3}{R_m} \right]$$

Nous en déduisons l'expression du déplacement en  $R_p$ .

$$W(R_p) = GR_m^2 [(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]$$



Nous exprimons alors le coefficient  $G$  en fonction de la composante radiale de la déformé en  $R_p$ .

$$G = \frac{W(R_p)}{R_m^2 [(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]}$$

Cette expression de  $G$  est peu compacte. Nous utilisons la technique décrite précédemment afin de déterminer une fonction approchée. La Figure A-4 ci-dessous représente les résultats numériques de  $G$  et une fonction approchée.

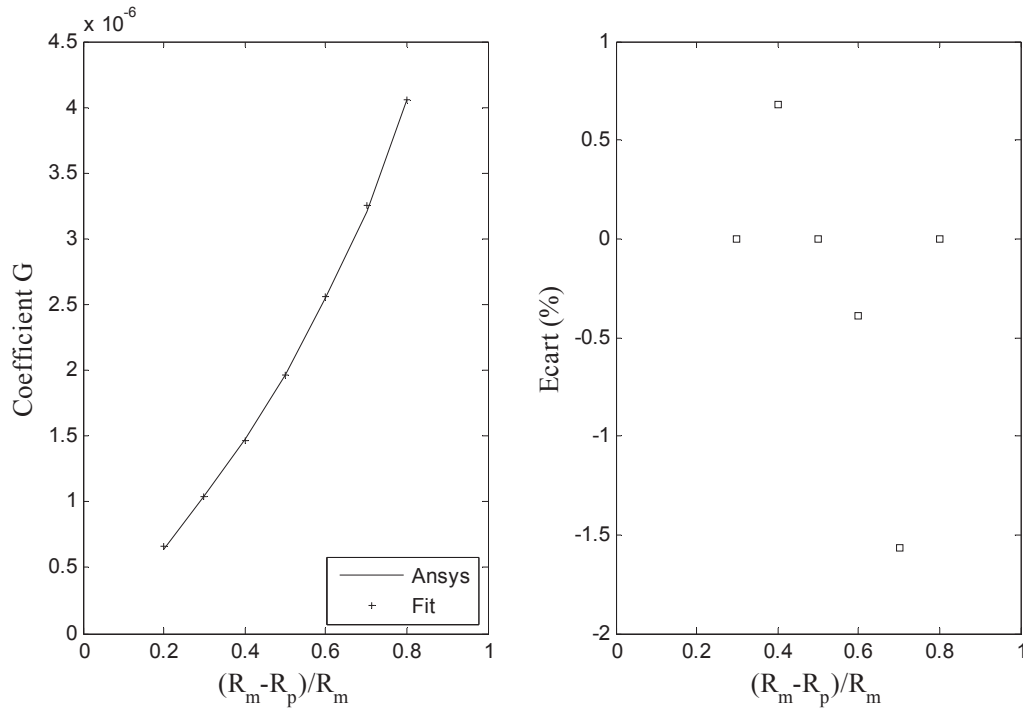


Figure A-4 : Coefficient  $G$  en fonction de  $\beta$ . Nous constatons que l'écart est inférieur à 2 %

L'expression précédente de  $G$  peut donc être ramenée à la forme plus compacte présentée ci-dessous :

$$G = K_2(D_m, M) \times \frac{\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m}$$

Nous réinjectons cette expression de  $G$  dans  $W$  pour obtenir une expression définie à la constante  $K_2$  près. Sa valeur est déterminée par comparaison avec les résultats du modèle FEM. L'expression de  $W$  devient alors :

$$W(r) \approx -0,1 \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m} \left[ R_m^2 (1 - \gamma) + R_m (3\gamma - 2)r + (1 - 3\gamma)r^2 + \frac{\gamma r^3}{R_m} \right]$$

Le passage par les déplacements nous a permis de comparer les expressions analytiques avec les résultats du modèle FEM. Une fois l'expression approchée du déplacement complètement déterminée, nous déduisons l'expression du coefficient G par identification.

$$G \approx -10^{-1} \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m}$$

L'expression de  $W(r)$  nous permet de constater que le déplacement hors plan de la membrane est proportionnel au moment et à l'inverse de la rigidité à la flexion. Ceci nous permet de déduire la forme de la fonction  $K_l$  introduite précédemment et de l'utiliser pour enrichir l'expression approchée de  $W(R_p)$  de sa dépendance en  $D_m$  et  $M$ .

$$W(R_p) = K_3 \frac{MR_m\beta^3(1 - 0,8\beta^5)}{D_m}$$

Avec  $K_3$  une constante d'ajustement que nous obtenons par comparaison avec les résultats du modèle FEM. Nous obtenons alors :

$$W(R_p) \approx -3.10^{-2} \frac{MR_m\beta^3(1 - 0,8\beta^5)}{D_m}$$

### A.3 Expression de la déformation radiale de la membrane

Selon la théorie des plaques minces la déformation radiale de la membrane varie linéairement avec l'épaisseur de la membrane. La théorie des plaques minces conduit à l'expression suivante de cette déformation :

$$S_{rr} = -u \frac{\partial^2 W}{\partial r^2}$$

Avec  $u$  la distance du plan considéré au plan neutre de la plaque. Ce plan neutre est situé à la moitié de l'épaisseur pour une plaque mince sans précontrainte. Ainsi :

$$S_{rr}(z = h_m) = \frac{h_m}{2} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2}$$

Conformément aux expressions de  $W$  déterminées précédemment on obtient que :

$$\begin{aligned} \Rightarrow S_{rr}(z = h_m) &= -0,1 \frac{h_m}{2} \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m} \left[ 2(1 - 3\gamma) + \frac{6\gamma r}{R_m} \right] \\ \Rightarrow S_{rr}(z = h_m) &= -0,1 h_m \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m} \left[ 1 - 3\gamma + \frac{3\gamma r}{R_m} \right] \\ \Rightarrow S_{rr}(z = h_m) &= -0,1 h_m \frac{M\beta(1 + 0,9\beta^3)}{R_m D_m} \left[ 1 + 3\gamma \left( \frac{r}{R_m} - 1 \right) \right] \end{aligned}$$

## A.4 Calcul des constantes localisés de la structure

La compliance réduite en un point d'une structure est obtenue en divisant le déplacement de ce point par la force appliquée. Dans le cas de notre structure, nous distinguerons la compliance en configuration dite « picot rigide » de la compliance en configuration dite « picot souple ». La première rend compte du déplacement au sommet du picot sous l'effet de la déformation de la membrane, le picot étant alors supposé parfaitement rigide. La seconde est liée à la déformation du picot sous l'effet de la force appliquée en l'absence de déformation de la membrane.

Nous commençons par calculer la compliance en configuration picot rigide. Le déplacement au sommet du picot se déduit du déplacement à l'encastrement du picot sur la membrane comme :

$$u_{pr} = W(R_p) \frac{L_p}{R_p}$$

Compte tenu de l'expression de  $W(R_p)$  déterminée précédemment, nous déduisons que :

$$C_{pr} = \frac{u_{pr}}{F} \approx 3 \cdot 10^{-2} \frac{L_p^2 \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m (1 - \beta)}$$

Pour le picot rigide, la compliance s'obtient en divisant le déplacement de l'extrémité d'une poutre simplement encastree par la valeur de cette même force. L'expression du déplacement est dans ce cas, bien connue :

$$u_{ps} = \frac{FL_p^3}{3E_p I_p}$$

En se rappelant de l'expression du module quadratique de flexion d'une poutre de section circulaire, on obtient :

$$C_{ps} = \frac{4L_p^3}{3\pi E_p R_m (1 - \beta)^4}$$

La masse effective est une grandeur relative à un point d'un système donné. Elle correspond à la masse apparente de ce point, vue du comportement mécanique (inertie, impédance mécanique...). Elle se calcule comme suit

$$M_{eff} = \frac{\int u^2 dm}{u_p^2}$$

Avec  $u$  la fonction décrivant l'amplitude du déplacement de la structure en tout point et  $u_p$  l'amplitude du déplacement au point de réduction, le tout sous l'effet d'une sollicitation donnée. En se souvenant que pour les éléments composant la structure nous avons calculé l'énergie cinétique, qui en régime harmonique s'écrivait comme :

$$E_c = \frac{\omega^2}{2} \int u^2 dm$$

On peut dès lors écrire que la masse effective se déduit de l'énergie cinétique comme :

$$M_{eff} = \frac{E_c}{\frac{1}{2} (\omega U_p)^2} = \frac{2E_c}{(C_{ps} + C_{pr})^2 F^2}$$

## Annexe B -Calcul des énergies associées à la vibration de la structure

### B.1 Calcul de l'énergie de déformation de la membrane

L'expression de l'énergie cinétique est donnée par l'intégrale :

$$E_{d,m} = \frac{D_m}{2} \int_{R_p}^{R_m} \int_{\theta=0}^{2\pi} \left\{ \left( \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \right)^2 - 2(1-\nu) \frac{\partial^2 w}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial r} + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 w}{\partial \theta^2} \right) + 2(1-\nu) \left( \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial w}{\partial \theta} \right) \right)^2 \right\} r dr d\theta$$

Nous rappelons que la fonction décrivant la déformée de la membrane est à variables séparées et est de la forme :

$$w(r) = W(r) \cos(\theta)$$

Ainsi l'intégrale précédente devient :

$$E_{d,m} = \frac{D_m}{2} \int_{R_p}^{R_m} \int_0^{2\pi} \left\{ \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 \cos^2 \theta - 2(1-\nu) \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) \cos^2 \theta + 2(1-\nu) \left( \frac{\partial}{\partial r} \left( \frac{W}{r} \right) \right)^2 \sin^2 \theta \right\} r dr d\theta$$

$$\Rightarrow E_{d,m} = \frac{K}{2} \int_{R_p}^{R_m} \left\{ \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 \cos^2 \theta + 2\nu \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) \cos^2 \theta + (\cos^2 \theta + 2(1-\nu) \sin^2 \theta) \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 \right\} r dr$$

$$\Rightarrow E_{d,m} = \frac{K}{2} \int_{S_m} \left\{ \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 \cos^2 \theta + 2\nu \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) \cos^2 \theta + ((2\nu - 1) \cos^2 \theta + 2 - 2\nu) \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 \right\} r dr$$

Nous rappelons ci-dessous que :

$$\int_0^{2\pi} \cos^2 \theta d\theta = 4 \int_0^{\frac{\pi}{2}} \cos^2 \theta d\theta = 4 \left[ \frac{\theta}{2} + \frac{\cos(\theta) \sin(\theta)}{2} \right]_0^{\frac{\pi}{2}} = \pi$$

Par conséquent l'expression de l'énergie de déformation devient :

$$E_{d,m} = \frac{D_m}{2} \int_{R_p}^{R_m} \left\{ \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 \pi + 2\nu \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) \pi + ((2\nu - 1)\pi + (2 - 2\nu)2\pi) \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 \right\} r dr$$

$$\Rightarrow E_{d,m} = \frac{\pi D_m}{2} \int_{R_p}^{R_m} \left\{ \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 + 2\nu \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) + (3 - 2\nu) \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 \right\} r dr$$

Dans le but de décomposer les calculs nous définissons trois intégrales  $I_1$ ,  $I_2$  et  $I_3$  telles que :

$$I_1 = \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 r dr$$

$$I_2 = \int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) r dr$$

$$I_3 = \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right)^2 r dr$$

Nous calculons alors séparément chacune de ces intégrales en y injectant l'expression de  $W$  exprimée avec les coefficients  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$  (voir chap. 1.2.5). Ainsi nous calculons  $I_1$ :

$$I_1 = \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \right)^2 r dr$$

$$\Rightarrow I_1 = \int_{R_p}^{R_m} (2C + 6Dr)^2 r dr$$

$$\Rightarrow I_1 = \int_{R_p}^{R_m} 4C^2 r + 24CDr^2 + 36D^2 r^3 dr$$

$$\Rightarrow I_1 = 2C^2 [r^2]_{R_p}^{R_m} + 8CD [r^3]_{R_p}^{R_m} + 9D^2 [r^4]_{R_p}^{R_m}$$

Afin de calculer l'intégrale  $I_2$ , nous commençons par développer son expression :

$$I_2 = \int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial W}{\partial r} - \frac{W}{r^2} \right) r dr$$

$$\Rightarrow I_2 = \int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr - \int_{R_p}^{R_m} \frac{W}{r} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} dr$$



Nous calculons alors le premier terme de  $I_2$  :

$$\int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = \int_{R_p}^{R_m} (2C + 6Dr)(B + 2Cr + 3Dr^2) dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = \int_{R_p}^{R_m} 2CB + 6BDr + 4C^2r + 12CDr^2 + 6CDr^2 + 18D^2r^3 dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = 2CB \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} + (3BD + 2C^2) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + 6CD \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{18D^2}{4} \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Nous calculons alors le second terme de  $I_2$  :

$$- \int_{R_p}^{R_m} \frac{W}{r} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} dr = - \int_{R_p}^{R_m} (A + Br + Cr^2 + Dr^3) \left( 2 \frac{C}{r} + 6D \right) dr$$

$$\Rightarrow - \int_{R_p}^{R_m} \frac{W}{r} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} dr = - \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{2AC}{r} + 2BC + 2C^2r + 2CDr^2 + 6AD + 6DBr + 6CDr^2 + 6D^2r^3 \right) dr$$

$$\Rightarrow - \int_{R_p}^{R_m} \frac{W}{r} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} dr = - 2AC \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} - 2(BC + 3AD) \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} - (C^2 + 3BD) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} - \frac{8CD}{3} \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} - \frac{3D^2}{2} \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Nous en déduisons alors l'expression complète de  $I_2$  :

$$I_2 = - 2AC \left[ \ln(r) \right]_{R_m}^{R_p} - 6AD \left[ r \right]_{R_m}^{R_p} + C^2 \left[ r^2 \right]_{R_m}^{R_p} + \frac{10CD}{3} \left[ r^3 \right]_{R_m}^{R_p} + 3D^2 \left[ r^4 \right]_{R_m}^{R_p}$$

Afin de calculer l'expression de  $I_3$  nous la développons :

$$I_3 = \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{1}{r} \frac{\partial^2 W}{\partial r^2} - \frac{W}{r^2} \right)^2 r dr = \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r} \left( \frac{\partial W}{\partial r} \right)^2 dr - 2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{W}{r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr + \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^3} dr$$

Nous calculons alors le premier terme de  $I_3$  :

$$\int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r} \left( \frac{\partial W}{\partial r} \right)^2 dr = \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r} (B + 2Cr + 3Dr^2)^2 dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r} \left( \frac{\partial W}{\partial r} \right)^2 dr = \int_{R_p}^{R_m} \left( \frac{B^2}{r} + 2BC + 3BDr + 2CB + 4C^2r + 6CDr^2 + 3BDr + 6CDr^2 + 9D^2r^3 \right) dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r} \left( \frac{\partial W}{\partial r} \right)^2 dr = B^2 \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} + 4CB \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} + (2C^2 + 3BD) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + 4CD \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{9D^2}{4} \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Nous calculons ensuite le second terme de  $I_3$  :

$$-2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = -2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r^2} (A + Br + Cr^2 + Dr^3)(B + 2Cr + 3Dr^2) dr$$

$$\Rightarrow -2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = -2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{AB}{r^2} + \frac{(B^2 + 2AC)}{r} + (BC + 2BC + 3AD) + (BD + 2C^2 + 3BD)r + (3CD + 2CD)r^2 + 3D^2r^3 dr$$

$$\Rightarrow -2 \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^2} \frac{\partial W}{\partial r} dr = -2AB \left[ \frac{1}{r} \right]_{R_p}^{R_m} - 2(B^2 + 2AC) \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} - 6(BC + AD) \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} + 2(C^2 + 2BD) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{10CD}{3} \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{3D^2}{2} \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Puis nous calculons le troisième terme de  $I_3$  :

$$\int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^3} = \int_{R_p}^{R_m} \frac{1}{r^3} (A + Br + Cr^2 + Dr^3)^2 dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^3} = \int_{R_p}^{R_m} \frac{A^2}{r^3} + \frac{(AB + AB)}{r^2} + \frac{(AC + B^2 + AC)}{r} + (AD + AC + AC + AD) + (BD + C^2 + BD)r + (CD + CD)r^2 + D^2r^3 dr$$

$$\Rightarrow \int_{R_p}^{R_m} \frac{W^2}{r^3} = \frac{-A^2}{2} \left[ \frac{1}{r^2} \right]_{R_p}^{R_m} + 2AB \left[ \frac{1}{r} \right]_{R_p}^{R_m} + (2AC + B^2) \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} + 2(AD + AC) \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} + \left( BD + \frac{C^2}{2} \right) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{2CD}{3} \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{D^2}{4} \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Enfin, nous en déduisons l'expression de  $I_3$  :

$$I_3 = -2AC \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} - \frac{A^2}{2} \left[ \frac{1}{r^2} \right]_{R_p}^{R_m} - 4AD \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{C^2}{2} \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + \frac{4CD}{3} \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + D^2 \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m}$$

Les calculs des intégrales  $I_1$ ,  $I_2$  et  $I_3$  nous permettent d'établir l'expression de l'énergie de déformation comme :

$$E_{d,m} = \pi D_m \left\{ \frac{A^2}{2} \left( \nu - \frac{3}{2} \right) \left[ \frac{1}{r^2} \right]_{R_p}^{R_m} - 3AC \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} - AD(6+2\nu) \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} \right. \\ \left. + C^2 \left( \frac{7}{4} + \frac{\nu}{2} \right) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} + CD(6+2\nu) \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} + D^2(6+2\nu) \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m} \right\}$$

En se souvenant que :

$$A = GR_m^2(1-\gamma)$$

$$B = GR_m(3\gamma-2)$$

$$C = G(1-3\gamma)$$

$$D = \frac{G\nu}{R_m}$$

On peut alors écrire :

$$\frac{A^2}{2} \left( \nu - \frac{3}{2} \right) \left[ \frac{1}{r^2} \right]_{R_p}^{R_m} = G^2 R_m^4 \left( \frac{\nu}{2} - \frac{3}{4} \right) (1-\gamma)^2 \left( \frac{1}{R_m^2} - \frac{1}{R_p^2} \right) = G^2 R_m^2 \left( \frac{\nu}{2} - \frac{3}{4} \right) (1-\gamma)^2 (1-\alpha^{-2})$$

$$-3AC \left[ \ln(r) \right]_{R_p}^{R_m} = -3G^2 R_m^2 (1-\gamma)(1-3\gamma) (\ln(R_m) - \ln(R_p)) = +3G^2 R_m^2 (1-\gamma)(1-3\gamma) \ln(\alpha)$$

$$-AD(6+2\nu) \left[ r \right]_{R_p}^{R_m} = -G^2 R_m \gamma (1-\gamma)(6+2\nu)(R_m - R_p) = -G^2 R_m^2 \gamma (1-\gamma)(6+2\nu)(1-\alpha)$$

$$C^2 \left( \frac{7}{4} + \frac{\nu}{2} \right) \left[ r^2 \right]_{R_p}^{R_m} = G^2 (1-\gamma)^2 \left( \frac{7}{4} + \frac{\nu}{2} \right) (R_m^2 - R_p^2) = G^2 R_m^2 (1-\gamma)^2 \left( \frac{7}{4} + \frac{\nu}{2} \right) (1-\alpha^2)$$

$$CD(6+2\nu) \left[ r^3 \right]_{R_p}^{R_m} = G^2 R_m^2 \gamma (1-3\gamma)(6+2\nu)(1-\alpha^3)$$

$$D^2(6+2\nu) \left[ r^4 \right]_{R_p}^{R_m} = \frac{G^2 \gamma^2}{R_m^2} (6+2\nu)(R_m^4 - R_p^4) = G^2 \gamma^2 R_m^2 (6+2\nu)(1-\alpha^4)$$

On remarque alors que l'on peut écrire l'expression de l'énergie de déformation de la membrane comme :

$$E_{d,m} = \pi D_m G^2 R_m^2 Y_1(\alpha, \nu_m)$$

Avec  $Y_1$  une fonction dépendant du coefficient de Poisson du matériau de la membrane et  $\alpha$  le paramètre adimensionnel défini précédemment. Nous avons défini l'expression approchée de la déformée de la membrane telle que :

$$G = \frac{W(R_p)}{R_m^2 [(1-\gamma) + (3\gamma-2)\alpha + (1-3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]}$$

Nous rappelons ci-dessous l'expression approchée de  $W(R_p)$  :

$$W(R_p) \approx -3.10^{-2} \frac{MR_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m}$$

Celle-ci nous conduit alors à écrire que :

$$E_{d,m} \approx \frac{\pi D_m}{R_m^2} \frac{Y_1(\alpha, \nu_m)}{[(1-\gamma) + (3\gamma-2)\alpha + (1-3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]^2} \times 9.10^{-4} \left( \frac{MR_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m} \right)^2$$

$$\Rightarrow E_{d,m} \approx 2,83.10^{-3} \times \frac{M^2}{D_m} \frac{Y_1(\alpha, \nu_m) \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2}{[(1-\gamma) + (3\gamma-2)\alpha + (1-3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]^2}$$

Nous définissons  $Y_{d,m}$  tel que :

$$Y_{d,m} = 2,83.10^{-3} \frac{Y_1(\alpha, \nu_m) \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2}{[(1-\gamma) + (3\gamma-2)\alpha + (1-3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]^2}$$

Afin de simplifier cette expression, nous chercherons à trouver une expression approchée à  $Y_{d,m}$  (voir Figure B-1):

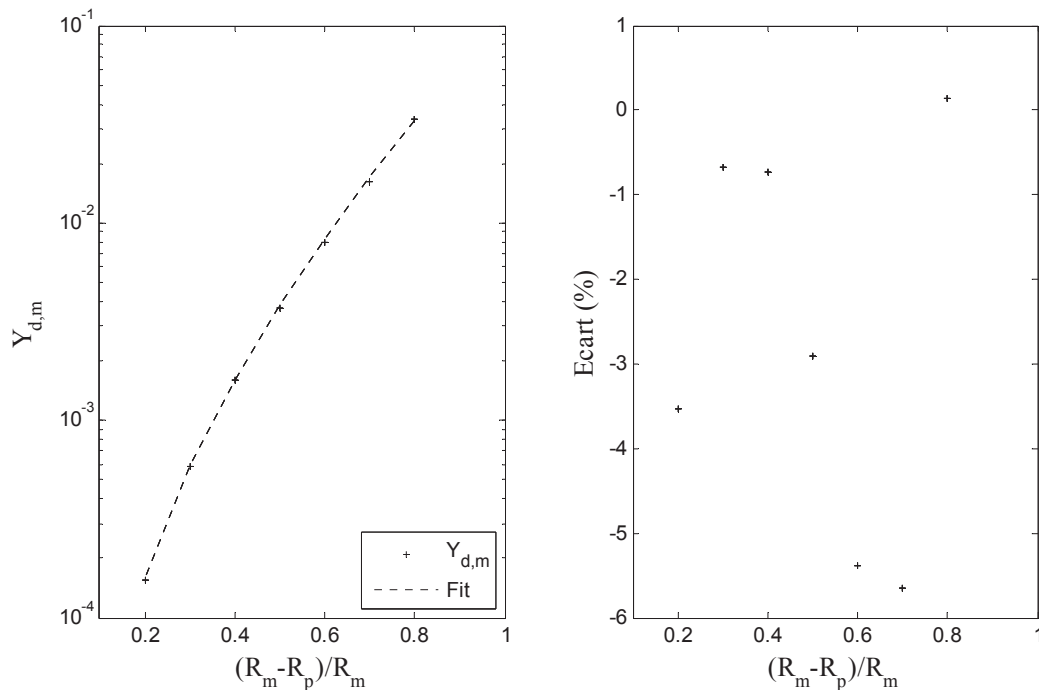


Figure B-1 : Approximation de la fonction  $Y_{d,m}$ . Sur la figure de gauche les points calculés sur la base de l'expression complète et en pointillé la formule approchée. La figure de droite représente l'écart, compris entre -6 et 1%.

L'expression approchée ayant donné la meilleure précision est :

$$Y_{d,m} \approx 1,95.10^{-2} \beta^3 (1 + 4,54\beta^3)$$

Ce qui nous conduit à l'expression approchée de l'énergie de déformation de la membrane qui suit :

$$E_{d,m} \approx 1,95 \cdot 10^{-2} \frac{\beta^3 (1 + 4,54\beta^3) M^2}{D_m}$$

## B.2 Calcul de l'énergie cinétique de la membrane

L'énergie cinétique est donnée par la formule :

$$E_{c,m} = \frac{\rho_m \omega^2}{2} \int_{V_m} (w)^2 dv$$

Avec  $V_m$  le volume de la membrane. L'épaisseur  $h_m$  de la membrane est constante sur toute sa surface. On peut donc ramener l'intégrale en volume à une intégrale sur la surface de la membrane décrite par les coordonnées  $r$  et  $\theta$  :

$$E_{c,m} = \frac{\rho_m h_m \omega^2}{2} \int_{r=R_p}^{R_m} \int_{\theta=0}^{2\pi} (w(r, \theta))^2 r dr d\theta$$

Nous rappelons que la fonction  $w$  décrivant le déplacement vertical de la membrane est à variable séparé et est de la forme :

$$w(r, \theta) = W(r) \cos(\theta)$$

Il vient que :

$$E_{c,m} = 4 \int_{R_p}^{R_b} (W(r))^2 r dr \int_0^{\frac{\pi}{2}} \cos^2(\theta) d\theta$$

Nous calculons alors la valeur de l'intégrale de la partie polaire de la déflexion sur  $\theta$  :

$$\int_0^{\frac{\pi}{2}} \cos^2(\theta) d\theta = \left[ \frac{\cos(\theta) \sin(\theta)}{2} + \frac{\theta}{2} \right]_0^{\frac{\pi}{2}} = \frac{\pi}{4}$$

En reprenant l'approximation de la partie radiale de la déformée par un polynôme d'ordre 3, il vient que :

$$E_{c,m} = \frac{\pi \rho_m h_m \omega^2}{2} \int_{R_m}^{R_b} (A + Br + Cr^2 + Dr^3)^2 r dr$$

En développant cette expression nous obtenons que :

$$E_{c,m} = \frac{\pi\rho_m h_m \omega^2}{2} \int_{R_p}^{R_b} A^2 r + 2ABr^2 + (2AC + B^2)r^3 + 2(AD + CB)r^4 + (2BD + C^2)r^5 + 2CDr^6 + D^2 r^7 dr$$

$$\Rightarrow E_{c,m} = \frac{\pi\rho_m h_m \omega^2}{2} \left\{ A^2 \left[ \frac{r^2}{2} \right]_{R_p}^{R_m} + 2AB \left[ \frac{r^3}{3} \right]_{R_p}^{R_m} + (2AC + B^2) \left[ \frac{r^4}{4} \right]_{R_p}^{R_m} \right.$$

$$\left. + 2(AD + CB) \left[ \frac{r^5}{5} \right]_{R_p}^{R_m} + (2BD + C^2) \left[ \frac{r^6}{6} \right]_{R_p}^{R_m} + 2CD \left[ \frac{r^7}{7} \right]_{R_p}^{R_m} + D^2 \left[ \frac{r^8}{8} \right]_{R_p}^{R_m} \right\}$$

$$\Rightarrow E_{c,m} = \frac{\pi\rho_m h_m \omega^2}{2} \left\{ \frac{A^2 R_m^2}{2} (1 - \alpha^2) + \frac{2ABR_m^3}{3} (1 - \alpha^3) + \frac{(2AC + B^2)R_m^4}{4} (1 - \alpha^4) + \right.$$

$$\left. \frac{2(AD + CB)R_m^5}{5} (1 - \alpha^5) + \frac{(2BD + C^2)R_m^6}{6} (1 - \alpha^6) + \frac{2CDR_m^7}{7} (1 - \alpha^7) + D^2 \frac{R_m^8}{8} (1 - \alpha^8) \right\}$$

Avec  $\alpha=R_p/R_m$ . En utilisant alors le fait que les coefficients  $A$ ,  $B$ ,  $C$  et  $D$  sont des fonctions du coefficient  $G$ , nous obtenons :

$$\frac{A^2}{2} R_m^2 (1 - \alpha^2) = \frac{G^2 R_m^4 (1 - \gamma)^2}{2} R_m^2 (1 - \alpha^2) = \frac{G^2 R_m^6}{2} (1 - \alpha^2) (1 - \gamma)^2$$

$$\frac{2AB}{3} R_m^3 (1 - \alpha^3) = \frac{2G^2 R_m^3 (1 - \gamma)(3\gamma - 2)}{3} R_m^3 (1 - \alpha^3) = \frac{2G^2 R_m^6}{3} (1 - \alpha^3) (1 - \gamma)(3\gamma - 2)$$

$$\frac{(2AC + B^2)}{4} R_m^4 (1 - \alpha^4) = \frac{2[G^2 R_m^2 (1 - \gamma)(1 - 3\gamma) + G^2 R_m^2 (3\gamma - 2)^2]}{4} R_m^4 (1 - \alpha^4)$$

$$= \frac{G^2 R_m^6}{4} (1 - \alpha^4) [2(1 - \gamma)(1 - 3\gamma) + (3\gamma - 2)^2]$$

$$\frac{2(AD + CB)R_m^5}{5} (1 - \alpha^5) = \frac{2[G^2 R_m \gamma (1 - \gamma) + G^2 R_m (3\gamma - 2)(1 - 3\gamma)]}{5} R_m^5 (1 - \alpha^5)$$

$$= \frac{2G^2 R_m^6}{5} (1 - \alpha^5) [\gamma(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)(1 - 3\gamma)]$$

$$\frac{(2BD + C^2)R_m^6}{6} (1 - \alpha^6) = \frac{[2G^2(3\gamma - 2)\gamma + G^2(1 - 3\gamma)^2]}{6} R_m^6 (1 - \alpha^6) =$$

$$= \frac{G^2 R_m^6}{6} (1 - \alpha^6) [(6\gamma - 4)\gamma + (1 - 3\gamma)^2]$$

$$\frac{2CDR_m^7}{7} (1 - \alpha^7) = \frac{2G^2(1 - 3\gamma)\gamma}{7R_m} R_m^7 (1 - \alpha^7) = \frac{2G^2 R_m^6}{7} (1 - \alpha^7)(1 - 3\gamma)\gamma$$

$$\frac{D^2}{8} R_m^8 (1 - \alpha^8) = \frac{G^2 \gamma^2}{8R_m^2} R_m^8 (1 - \alpha^8) = \frac{G^2 R_m^6}{8} (1 - \alpha^8)\gamma^2$$

Partant de là, nous pouvons alors écrire l'énergie cinétique comme le produit d'un facteur dépendant des paramètres de la structure par une fonction de  $\alpha$  que nous chercherons à déterminer.

$$E_{c,m} = \frac{\pi\rho_m h_m \omega^2}{2} G^2 R_m^6 Y_2(\alpha)$$

Or  $G$  est un coefficient de la partie radiale de la déformée. En vertu de l'expression approchée que nous avons pu déterminer, nous pouvons écrire :

$$G = \frac{W(R_p)}{R_m^2 [(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]}$$

$$\Rightarrow G \approx 3.10^{-2} \times \frac{MR_m\beta^3(1 - 0,8\beta^5)}{D_m R_m^2 [(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]}$$

Il vient alors :

$$E_{c,m} \approx 1,41.10^{-3} \times (M\omega)^2 \frac{\rho_m h_m R_m^4}{D_m^2} Y_2(\alpha) \frac{\beta^6(1 - 0,8\beta^5)^2}{[(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]^2}$$

Nous définissons alors une fonction dépendante des paramètres adimensionnels  $\alpha$  et  $\beta$ . Nous chercherons à déterminer une expression approchée afin de simplifier l'écriture de l'énergie cinétique de la membrane.

$$Y_{c,m} \approx 1,41.10^{-3} \frac{Y_2(\alpha)\beta^6(1 - 0,8\beta^5)^2}{[(1 - \gamma) + (3\gamma - 2)\alpha + (1 - 3\gamma)\alpha^2 + \gamma\alpha^3]^2}$$

Pour cela, nous avons utilisé la technique employée pour déterminer une expression approchée du coefficient  $G$ . L'expression fournissant la meilleure approximation est :

$$Y_{c,m} \approx 4,76.10^{-4} \beta^7 (1 - 5,29.10^{-1} \beta^2)$$

Dans la Figure B-2 ci-dessous, les graphiques représentant les données approchées ainsi que l'écart.

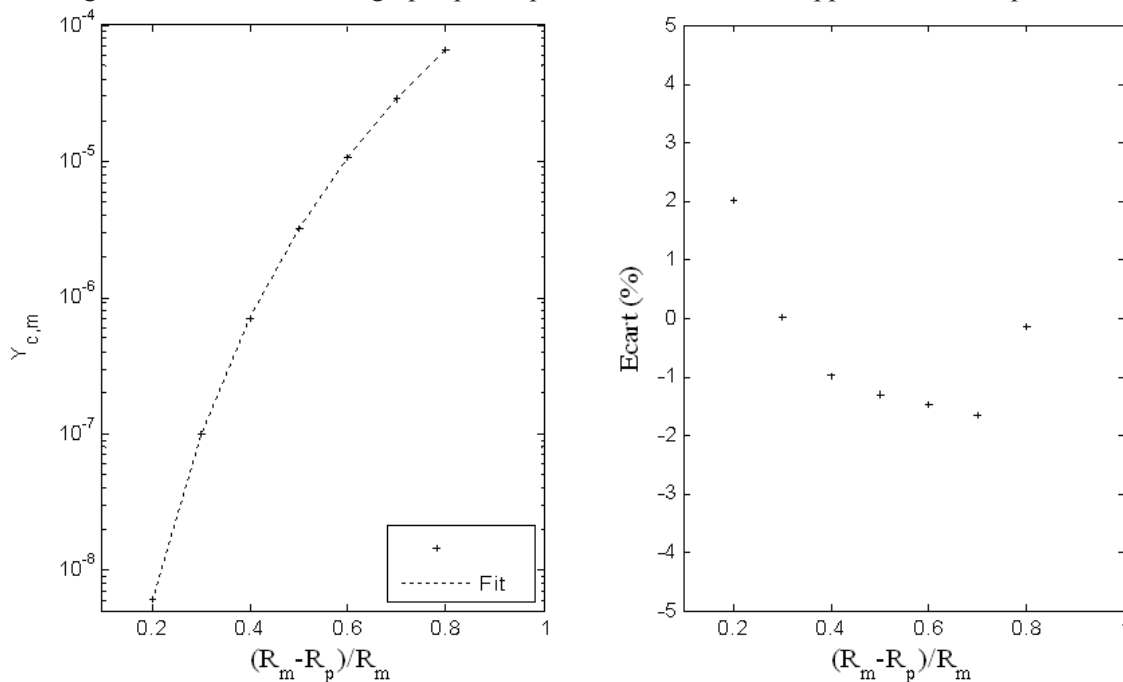


Figure B-2 : Approximation de la fonction  $Y_{c,m}$ . Sur la figure de gauche les points calculés sur la base de l'expression complète et en pointillé la formule approchée. La figure de droite représente l'écart, inférieur à 2% en valeur absolue.



Ainsi l'expression approchée de l'énergie cinétique de la membrane est :

$$E_{c,m} \approx 4,76.10^{-4} \omega^2 \rho_m h_m \frac{M^2 R_m^4 \beta^7 (1 - 5,29.10^{-1} \beta^2)}{D_m^2}$$

### B.3 Calcul de l'énergie cinétique du picot rigide

L'énergie cinétique du picot rigide est donnée par :

$$E_{c,pr} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \int_{V_p} U_{pr}^2 dV$$

Le déplacement est une fonction de  $z$  et la section du picot est constante selon cet axe. Par conséquent, nous pouvons ramener l'intégrale sur le volume à une intégrale selon l'axe  $z$  comme suit :

$$E_{c,pr} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \pi R_p^2 \int_0^{L_p} (U_{pr}(z))^2 dz$$

Dans la configuration étudiée ici le picot est rigide et seule la membrane se déforme, produisant une inclinaison du picot sur sa base d'un angle  $\alpha$ . Le déplacement d'une section de cote  $z$  est donc lié à l'angle d'inclinaison comme suit :

$$\begin{aligned} U_{pr}(z) &= z\alpha \approx z \tan(\alpha) \\ \Rightarrow U_{pr}(z) &\approx z \times \frac{W(R_p)}{R_p} \end{aligned}$$

Nous avons précédemment déterminé une expression approchée du déplacement du picot à son encastrement en fonction des paramètres de la structure mécanique. En l'injectant dans l'expression de l'énergie cinétique, il vient :

$$\begin{aligned} E_{c,pr} &\approx \frac{\pi \rho_p \omega^2}{2} (W(R_p))^2 \int_0^{L_p} z^2 dz \\ \Rightarrow E_{c,pr} &\approx \frac{\pi \rho_p \omega^2}{2} \times \left( 3 \cdot 10^{-2} \frac{MR_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{D_m} \right)^2 \times \frac{L_p^3}{3} \\ \Rightarrow E_{c,pr} &\approx 4,7 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^3 R_m^2}{D_m^2} \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2 \end{aligned}$$

## B.4 Calcul de l'énergie cinétique du picot souple

L'énergie cinétique du picot souple est donnée par :

$$E_{c,ps} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \int_{V_p} U_{ps}^2 dv$$

Le déplacement est une fonction de  $z$  et la section du picot est constante selon cet axe. Par conséquent, nous pouvons ramener l'intégrale sur le volume à une intégrale selon l'axe  $z$  comme suit :

$$E_{c,ps} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \pi R_p^2 \int_0^{L_p} (U_{pr}(z))^2 dz$$

L'expression du déplacement pour une poutre simplement encastree, soumise à une force appliquée à son extrémité et dirigée perpendiculairement à son axe, est connue. Ci-dessous, nous l'appliquons à la poutre de section circulaire qu'est le picot :

$$U_{ps}(z) = \frac{F}{E_p I_p} \left( \frac{L_p z^2}{2} - \frac{z^3}{6} \right)$$

$$\Rightarrow U_{ps}(z) = \frac{4F}{\pi E_p R_p^4} \left( \frac{L_p z^2}{2} - \frac{z^3}{6} \right)$$

Conformément à ce qui précède, l'expression de l'énergie cinétique devient :

$$E_{c,ps} = \frac{\rho_p \omega^2}{2} \pi R_p^2 \frac{16F^2}{\pi^2 E_p^2 R_p^8} \int_0^{L_p} \left( \frac{L_p^2 z^4}{4} - \frac{2L_p z^5}{12} + \frac{z^6}{36} \right) dz$$

$$\Rightarrow E_{c,ps} = \frac{8\rho_p \omega^2 F^2}{\pi E_p^2 R_p^6} \left( \frac{L_p^7}{20} - \frac{L_p^7}{36} + \frac{L_p^7}{252} \right)$$

$$\Rightarrow E_{c,ps} \approx 6,67 \cdot 10^{-2} (\omega F)^2 \frac{\rho_p L_p^7}{E_p^2 R_p^6}$$

Soit en remplaçant la force par son expression en fonction du moment

$$E_{c,ps} \approx 6,67 \cdot 10^{-2} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^5}{E_p^2 R_p^6}$$

## B.5 Calcul de l'énergie cinétique « de couplage »

Nous avons montré que le terme « de couplage » de l'énergie cinétique est donné par l'expression suivante :

$$E_{c,co} = \rho_p \omega^2 \int_{V_p} U_{ps} U_{pr} dV$$

Les deux types de déplacement sont fonctions de  $z$  et la section du picot est constante selon cet axe. Par conséquent, nous pouvons ramener l'intégrale sur le volume à une intégrale selon l'axe  $z$  comme suit :

$$E_{c,co} = \rho_p \omega^2 \pi R_p^2 \int_0^{L_p} U_{ps}(z) U_{pr}(z) dz$$

Nous rappelons ci-dessous les expressions des amplitudes  $U_{ps}$  et  $U_{pr}$  :

$$U_{pr}(z) \approx z \times \frac{3 \cdot 10^{-2} M R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{R_p D_m}$$

$$U_{ps}(z) = \frac{4F}{\pi E_p R_p^4} \left( \frac{L_p z^2}{2} - \frac{z^3}{6} \right)$$

Le terme de couplage devient donc :

$$E_{c,co} \approx \rho_p \omega^2 \pi R_p^2 \times \frac{4F}{\pi E_p R_p^4} \times \frac{3 \cdot 10^{-2} M R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{R_p D_m} \int_0^{L_p} \left( \frac{L_p z^2}{2} - \frac{z^3}{6} \right) z dz$$

$$\Rightarrow E_{c,co} \approx 1,2 \cdot 10^{-1} \rho_p \omega^2 \frac{F M R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{E_p R_p^3 D_m} \left[ \frac{L_p z^4}{8} - \frac{z^5}{30} \right]_0^{L_p}$$

$$\Rightarrow E_{c,co} \approx 1,1 \cdot 10^{-2} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^4 R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{E_p R_p^3 D_m}$$

Nous rappelons ci dessous l'expression des énergies cinétiques du picot en configuration « souple » et « rigide ».

$$E_{c,ps} \approx 6,67 \cdot 10^{-2} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^5}{E_p^2 R_p^6}$$

$$E_{c,pr} \approx 4,71 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^3 R_m^2}{D_m^2} \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2$$

Nous remarquons que :

$$E_{c,ps} \times E_{c,pr} \approx 3,14 \cdot 10^{-5} (\omega M)^4 \frac{\rho_p^2 L_p^8 R_m^2 \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2}{E_p^2 R_p^6 D_m^2}$$

Par identification nous pouvons donc écrire le produit des énergies cinétiques en configuration picot souple et picot rigide comme :

$$(E_{c,ps} E_{c,pr})^{\frac{1}{2}} \approx 5,6 \cdot 10^{-3} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^4 R_m \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)}{E_p R_p^3 D_m}$$

$$\Rightarrow (E_{c,ps} E_{c,pr})^{\frac{1}{2}} \approx 4,6 \cdot 10^{-1} E_{c,co}$$

En conséquence, on peut écrire que :

$$E_{c,co} \approx 2,17 (E_{c,ps} E_{c,pr})^{\frac{1}{2}}$$

## B.6 Calcul de l'énergie de déformation du picot souple

L'énergie de déformation d'une poutre encastree simple est donnee par :

$$E_{d,ps} = \int_0^{L_p} \frac{M_f^2}{2E_p I_p} dz + \int_0^{L_p} \frac{T^2}{2G_p S_p} dz$$

Avec  $M_f$  le moment flechissant et  $T$  l'effort tranchant. Le materiau constituant la poutre est homogene et isotrope, par consequent, nous pouvons ecrire que  $G_p = E_p / (2(1 + \nu_p))$ . Notre picot est une poutre de section circulaire de rayon  $R_p$  par consequent :

$$E_{d,ps} = \int_0^{L_p} \frac{2M_f^2}{\pi R_p^4 E_p} dz + \int_0^{L_p} \frac{(1 + \nu_p) T^2}{\pi R_p^2 E_p} dz$$

. Dans le cas de notre picot simplement encastree, soumis a une force  $F$  appliquee a son extremité et dirigee perpendiculairement a son axe on peut montrer que :

$$\begin{aligned} M_f &= F(L_p - z) \\ T &= F \end{aligned}$$

Par consequent, nous pouvons ecrire :

$$\begin{aligned} E_{d,ps} &= \frac{2F^2}{\pi R_p^4 E_p} \int_0^{L_p} (L_p - z)^2 dz + \frac{(1 + \nu_p) F^2}{\pi R_p^2 E_p} \int_0^{L_p} dz \\ \Rightarrow E_{d,ps} &= \frac{F^2}{\pi R_p^2 E_p} \left( \frac{2}{R_p^2} \left[ \frac{(z - L_p)^3}{3} \right]_0^{L_p} + (1 + \nu_p) \left[ z \right]_0^{L_p} \right) \\ \Rightarrow E_{d,ps} &= \frac{F^2 L_p}{\pi R_p^2 E_p} \left( \frac{2}{3} \left( \frac{L_p}{R_p} \right)^2 + 1 + \nu_p \right) \approx 2,12 \cdot 10^{-1} \frac{F^2 L_p^3}{E_p R_p^4} \\ \Rightarrow E_{d,ps} &\approx 2,12 \cdot 10^{-1} \frac{M^2 L_p}{E_p R_m (1 - \beta)^4} \end{aligned}$$

## Annexe C -Calcul des fréquences de résonance de la structure

### C.1 Calcul de la fréquence de résonance en configuration picot souple

Les énergies liées au déplacement ou à la déformation de la membrane étant négligées on peut écrire que :

$$\omega_r^2 \approx \frac{E_{d,ps}}{\frac{E_{c,ps}}{\omega^2}}$$

En réinjectant les expressions que nous avons déterminées précédemment, nous obtenons que :

$$\omega_r^2 \approx \frac{2,21 \cdot 10^{-1} \frac{M^2 L_p}{(1-\beta)^4 R_m^4 E_p}}{6,67 \cdot 10^{-2} \rho_p L_p \frac{M^2 L_p^4}{(1-\beta)^6 E_p^2 R_m^6}}$$

Ce qui se simplifie en :

$$\omega_r^2 \approx 3,313 \frac{(1-\beta)^2 E_p R_m^2}{\rho_p L_p^4}$$

Et conduit à l'expression suivante de la première fréquence de résonance du picot souple :

$$f_{r,ps} \approx 2,9 \cdot 10^{-1} \frac{(1-\beta) R_m}{L_p^2} \left( \frac{E_p}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

Afin de le comparer plus facilement à la solution analytique exacte nous exprimons cette fréquence comme suit :

$$f_{r,ps} \approx 2,9 \cdot 10^{-1} \frac{R_p}{L_p^2} \left( \frac{E_p}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$



## C.2 Calcul de la fréquence de résonance en configuration picot rigide

En négligeant les énergies ayant pour origine la déformation du picot la pulsation à la résonance s'exprime comme :

$$\omega_{pr}^2 \approx \frac{E_{d,m} + E_{d,p\epsilon}}{\frac{1}{\omega^2} (E_{c,pr} + E_{c,p\epsilon})}$$

Le volume de la membrane est significativement plus petit que celui du picot. Celui-ci est animé d'un mouvement d'inclinaison qui compte tenu de sa longueur lui confère des amplitudes de vibration plus importantes que celles de la membrane. Nous cherchons donc à comparer leurs énergies cinétiques. Pour cela nous considérons les expressions des énergies cinétiques ci-dessous.

$$E_{c,pr} \approx 4,71 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_p L_p^3 R_m^2}{D_m^2} \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2$$

$$E_{c,m} \approx 4,76 \cdot 10^{-4} (\omega M)^2 \frac{\rho_m h_m R_m^4 \beta^7 (1 - 5,29 \cdot 10^{-1} \beta^2)}{D_m^2}$$

Afin de vérifier si nous pouvons effectivement négliger l'énergie cinétique nous avons choisi d'étudier une configuration telle que l'énergie cinétique de la membrane soit maximisée et celle du picot minimisée. Tout en prenant soin qu'elle respecte encore les hypothèses sur lesquelles repose le modèle nous choisissons : une épaisseur de la membrane importante, un grand rayon de la membrane, une faible masse volumique du picot (le matériau de la membrane étant fixé par ailleurs) et un picot court. Seule l'incidence du paramètre  $\beta$  est difficile à appréhender, par conséquent nous relevons les énergies cinétiques en fonction de  $\beta$  pour une configuration telle que :  $h_m = 100 \mu\text{m}$ ,  $R_m = 1000 \mu\text{m}$ ,  $\rho_p = 500 \text{ kg/m}^3$ ,  $L_p = 3xR_m$ . Nous obtenons les courbes représentées dans la Figure B-3.

Elle laisse apparaître que dans cette configuration très favorable à l'énergie cinétique de la membrane, elle reste inférieure de plus de deux ordres de grandeurs à l'énergie cinétique du picot. Nous pouvons par conséquent la négliger. L'expression de la fréquence de résonance devient alors :

$$\omega_r^2 \approx \frac{1,95 \cdot 10^{-2} \frac{M^2 \beta^3 (1 + 4,54 \beta^3)}{D_m}}{4,71 \cdot 10^{-4} \rho_p L_p \frac{M^2 R_m^2 L_p^2 \beta^6 (1 - 0,8\beta^5)^2}{D_m^2}}$$

Ce qui se simplifie en :

$$\omega_r^2 \approx 4,14 \cdot 10^1 \frac{D_m (1 + 4,54 \beta^3)}{\rho_p R_m^2 L_p^3 \beta^3 (1 - 0,8\beta^5)^2}$$

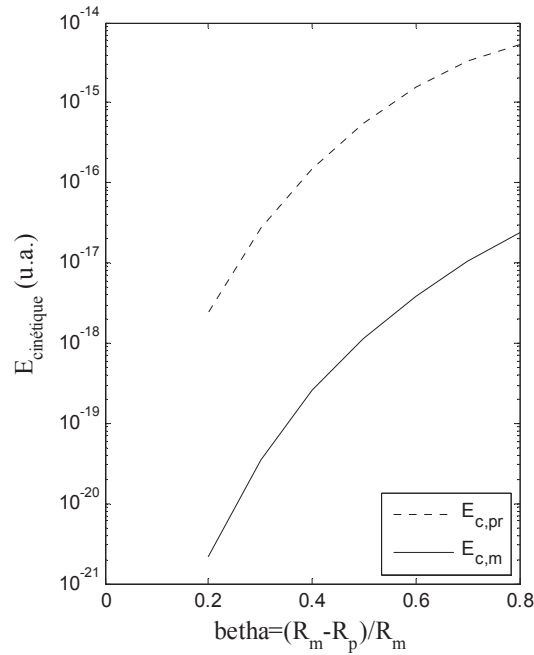


Figure B-3 : Tracé des énergies cinétiques du picot  $E_{c,pr}$  et de la membrane  $E_{c,m}$  en fonction du paramètre  $\beta$  pour la configuration défavorable décrite précédemment. On constate que le ratio de ces énergies est relativement constant par rapport à  $\beta$ .

De l'expression de la pulsation à la résonance, nous déduisons celle de la première fréquence de résonance :

$$f_{r,pr} \approx 1,024 \frac{(1 + 4,54\beta^3)^{\frac{1}{2}}}{\beta^{\frac{3}{2}}(1 - 0,8\beta^5)} \frac{1}{R_m L_p} \left( \frac{D_m}{\rho_p L_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

Afin de simplifier encore cette expression, nous avons cherché une expression approchée de la partie dépendante de  $\beta$ , comme nous pouvons le voir à la Figure **B-4**.

Selon la technique adoptée tout au long de ce chapitre nous avons déterminé l'expression approchée de la première fréquence de résonance suivante :

$$f_{r,pr} \approx 3,64\beta^3 (1 + 3,38 \cdot 10^{-1} \beta^{-4,4}) \frac{1}{R_m L_p^{\frac{3}{2}}} \left( \frac{D_m}{\rho_p} \right)^{\frac{1}{2}}$$

Nous constatons que la première fréquence de résonance est bien proportionnelle à la racine carrée du ratio d'une rigidité avec une masse volumique, analogue d'un ressort et d'une masse respectivement.

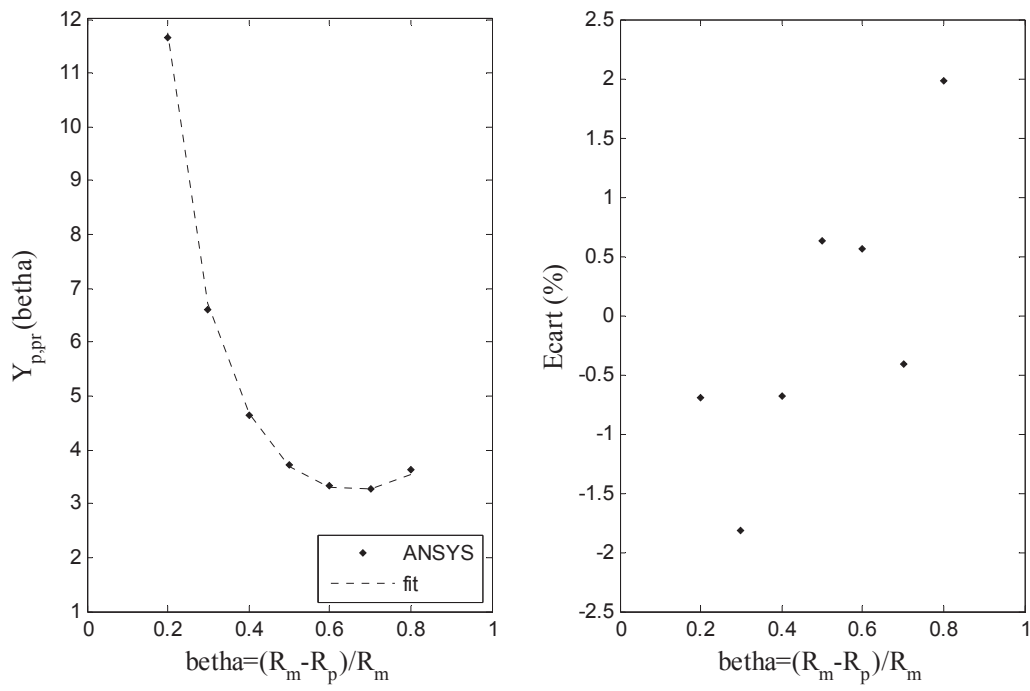


Figure B-4 : Tracé du polynôme utilisé pour l'approximation de la fréquence de résonance.

## Annexe D -Modèle équivalent de l'oreille moyenne

### D.1 Présentation du modèle équivalent utilisé

Nous présentons les valeurs des éléments mécaniques et acoustiques du modèle équivalent. Nous avons aussi indiqué les formules employées pour « transformer » un élément mécanique en éléments acoustique afin de s'affranchir des transformateurs dans la représentation du circuit. Nous avons représenté dans la Figure D-a le circuit équivalent.

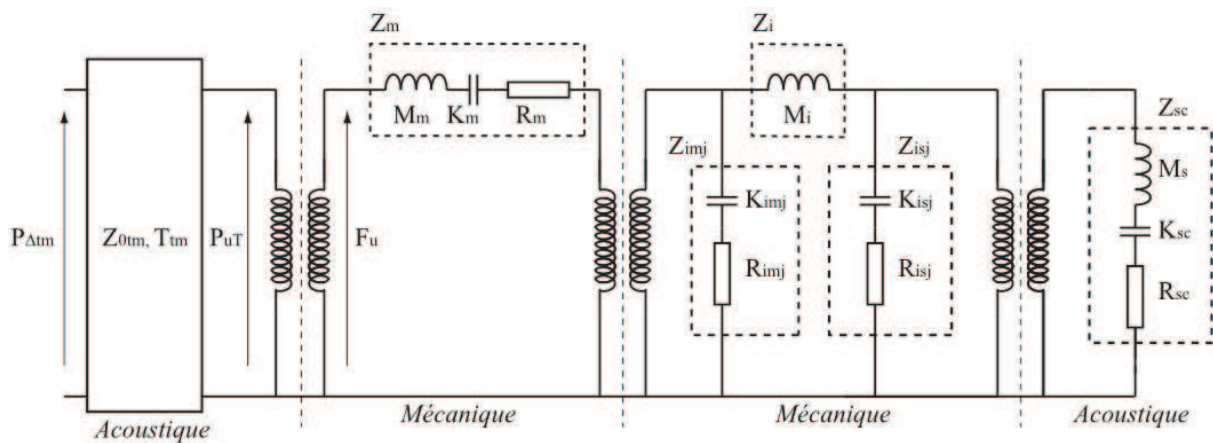


Figure D-a: Circuits équivalents de l'oreille moyenne non transformé a).

Le premier transformateur correspond à la transformation acoustique mécanique au niveau du tympan. Son rapport est de  $1 : A_{tm}$  avec  $A_{tm}$  la surface du tympan. Le second transformateur présente un rapport de  $1 : N_{LR}$  avec  $N_{LR}$  le bras de levier entre le marteau et l'enclume. Le dernier transformateur correspondant à la transformation mécanique/ acoustique au niveau de la fenêtre ovale présente un rapport de  $A_{fp} : 1$ . Avec  $A_{fp}$  la surface de la partie de l'étrier au contact de la fenêtre ovale.

Éléments	Paramètres non transformés	Paramètres transformés	Valeurs
<b>Marteau</b>	$Z_m = j\omega M_m + K_m / (j\omega) + R_m$	$Z_{mT} = Z_m / A_{tm}^2$	$M_m = 3,24 \cdot 10^6 \text{ kg}$ $R_m = 0,14 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1}$ $K_m = 504 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2}$
<b>Enclume</b>	$Z_i = M_i$	$Z_{iT} = Z_i / (A_{tm} N_{LR})^2$	$M_i = 7,3 \cdot 10^6 \text{ kg}$
<b>Jonction marteau/enclume</b>	$Z_{imj} = K_{imj} / (j\omega) + R_{imj}$	$Z_{imjT} = Z_{imj} / (A_{tm} N_{LR})^2$	$K_{imj} = 1,46 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2}$ $R_{imj} = 4,56 \cdot 10^2 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1}$
<b>Jonction enclume/étrier</b>	$Z_{isj} = K_{isj} / (j\omega) + R_{isj}$	$Z_{isjT} = Z_{isj} / (A_{tm} N_{LR})^2$	$R_{isj} = 3,04 \cdot 10^2 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1}$ $K_{isj} = 10^4 \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2}$
<b>Ensemble cochlée+étrier</b>	$Z_{sc} j\omega M_s + K_{sc} / (j\omega) + R_{sc}$	$Z_{scT} = Z_{imj} A_{fp}^2 / A_{tm}^2$	$M_s = 3,55 \cdot 10^5 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-4}$ $R_{sc} = 2,99 \cdot 10^{10} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-1}$ $K_{sc} = 1,11 \cdot 10^{14} \text{ kg} \cdot \text{s}^{-2}$

Tableau D-1 : Valeurs des impédances acoustiques et mécaniques du modèle employé.

## D.2 Illustration de la méthode de résolution du circuit équivalent

Afin de déterminer la grandeur mécanique et acoustique des éléments de l'oreille moyenne, nous utilisons une méthode matricielle issue de l'analyse des réseaux électriques. **Afin d'en faciliter la description nous employons les termes de tension et de courant en conservant à l'esprit que le premier est l'analogie de la pression et le second de la vitesse volumique.** Nous illustrons ici la méthode employée dans le cas où le capteur est situé sur l'étrier.

Afin de résoudre le circuit électrique nous utilisons la méthode des courants indépendants. Le vecteur des courants dans les branches du circuit équivalent  $I$  que nous recherchons s'obtient en posant les équations de maille du circuit correspondantes au système :

$$U_m = Z_m I_m$$

Avec  $U_m$  vecteur des sources de pression de maille,  $Z_m$  matrice des impédances de maille et  $I_m$  vecteur des courants de maille. Les grandeurs de maille, s'obtiennent à partir des grandeurs dans les branches et de la matrice des mailles  $B$ .

$$\begin{aligned} U_m &= -BE_t \\ Z_m &= BZB^T \\ I_m &= (B^T)^{-1}I \end{aligned}$$

Avec  $E_t$  le vecteur source de pression totale des branches et  $Z$  la matrice des impédances des branches. Les sources ainsi que les impédances sont connues dans notre cas. Ainsi pour obtenir le vecteur des courants de branches nous commençons par calculer le vecteur des courants de mailles  $I_m$  comme :

$$I_m = Z_m^{-1}U_m$$

Nous en déduisons le vecteur des courants de branche  $I$  comme :

$$I = B^T Z_m^{-1}U_m$$

Nous exprimons maintenant les grandeurs « de maille » en fonction des grandeurs dans les branches et qui nous sont connues de manière à obtenir  $I$ .

$$I = -B^T(BZB^T)^{-1}BE_t$$

Une telle expression présente l'avantage de pouvoir être codée directement sous de calcul matriciel comme Matlab® de façon à obtenir la valeur des courants sous forme d'un vecteur. Nous appliquons maintenant cette méthode à la résolution du circuit équivalent de l'oreille moyenne. Pour cela nous commençons par déterminer l'expression des vecteur de sources de tension totale  $E_t$  et de la matrice des impédances  $Z$ . Le graphe associé au circuit équivalent a est représenté Figure D-1 ci après.

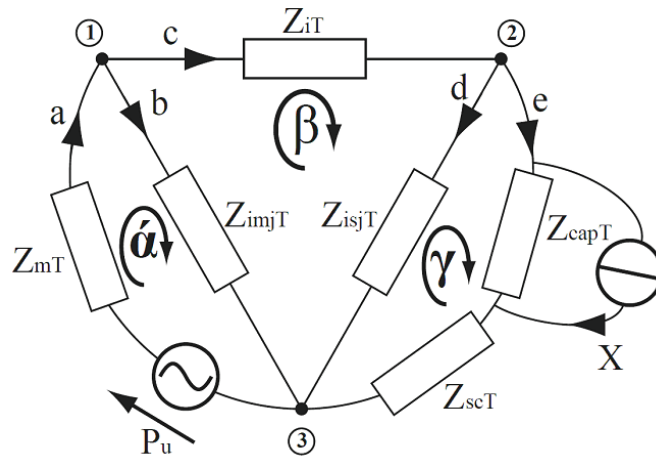


Figure D-1: Graphe associé au circuit équivalent de l'oreille moyenne chargé par l'impédance du capteur et soumise aux tremblements de la main maintenant le capteur.

Nous avons repéré les trois mailles indépendantes du circuit par des flèches assorties de lettres grecques. Les nœuds sont repérés par des numéros cerclés et les branches orientés par des flèches repérées d'une lettre de l'alphabet latin. Nous rappelons que la source de pression  $P_u$  correspond à la pression équivalente exercée au tympan. La seconde source de pression  $P_s$  correspond à la pression équivalente aux déplacements occasionnés par les tremblements de la main de l'opérateur.

Le vecteur de source de pression est donné par la somme des sources de pression réelles  $P$ , des sources de pression fictive  $P_{(1)}$  et des sources de pression  $E_{(2)}$  équivalentes aux sources de vitesse volumique. Nous situons notre étude en régime harmonique, par conséquent les sources correspondantes aux conditions initiales sont nulles. Seule la pression exercées au niveau du tympan est une source de pression réelle. Les tremblements consistent en un déplacement d'amplitude  $X$  (ou vitesse  $V$ ) que nous ramenons à une vitesse volumique équivalente  $v_{xT}$  dont l'expression est la suivante :

$$v_{xT} = VA_{tm} = j\omega X A_{tm}$$

Avec  $A_{tm}$  la surface du tympan par rapport à laquelle nous définissons les grandeurs acoustiques équivalentes aux grandeurs mécaniques selon un principe expliqué dans la présentation du modèle équivalent. La pression équivalente est égale au produit de cette vitesse volumique par l'impédance du capteur. Ainsi si l'impédance du capteur est nulle aucun mouvement n'est communiqué à la branche. L'expression du vecteur des sources de pression totale de branche, analogue de  $E_i$  est :

$$P_t = \begin{pmatrix} P_u \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ j\omega X A_{tm} Z_{capT} \end{pmatrix}$$



En l'absence de couplage entre les branches (inductance mutuelle par exemple), la matrice des impédances est diagonale, définie comme :

$$Z = \begin{pmatrix} Z_{mT} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & Z_{imjT} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & Z_{iT} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & Z_{isjT} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (Z_{sT} + Z_{capT} + Z_{cT}) \end{pmatrix}$$

La matrice des mailles  $B$  possède un nombre de colonnes de égal au nombre de branche et un nombre de lignes égal au nombre de mailles indépendantes. L'élément  $b_{ij}$  de  $B$  se rapportant à la  $i$ ème maille et la  $j$ ème branche peut prendre trois valeurs :

- $b_{ij}=+1$  si la branche  $j$  appartient à la maille  $i$  et que leurs orientations coïncident
- $b_{ij}=-1$  si la branche  $j$  appartient à la maille  $i$  et que leurs orientations sont opposées
- $b_{ij}=0$  si la branche  $j$  n'appartient pas à la maille  $i$

Ainsi la matrice des mailles du circuit équivalent de l'oreille moyenne s'exprime-t-elle comme :

$$B = \begin{matrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{matrix} \begin{pmatrix} a & b & c & d & e \\ 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 1 \end{pmatrix}$$

En vertu des équivalence présenté précédemment, le vecteur vitesse volumique que nous cherchons est donné par :

$$v_T = -B^T(BZB^T)^{-1}BP_t$$

La même méthode peut être employé lorsque le capteur est situé sur le marteau ou l'enclume. Il suffit d'ajouter l'impédance du capteur et la source de pression équivalente à la branche de l'osselet sur lequel le capteur est situé.

### D.3 Influence du capteur sur l'amplitude de vibration des osselets

Nous répertorions ici les résultats de l'ensemble des configurations testées. Nous avons regroupé ces résultats sous forme de trois tableaux correspondant au trois positionnements possibles du capteur : sur le marteau, sur l'enclume et sur l'étrier.

Dans chaque cas nous avons relevé les déplacements du marteau, de l'enclume et de l'étrier. A chaque fois, nous avons distingué les déplacements induits par l'onde acoustique (colonne de gauche) et les déplacements induits par les tremblements de l'opérateur (colonne de droite).

Ainsi chaque case correspond à une position du capteur (sur le marteau, sur l'enclume ou sur l'étrier), un osselets (marteau, enclume ou étrier) et une sollicitation (onde acoustique ou tremblements). Au sein de chaque case des marqueurs distinguent les courbes relatives à des modules d'impédance du capteur  $|Z_{cap}|$  différents, selon le code présenté dans le tableau ci-dessous. Les impédances sont exprimées en  $N.s/m$ .

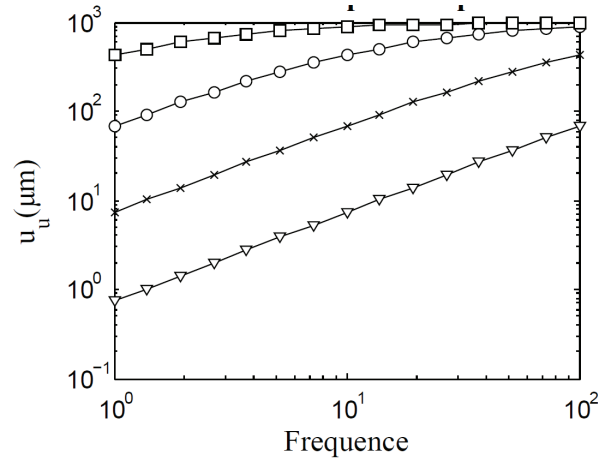
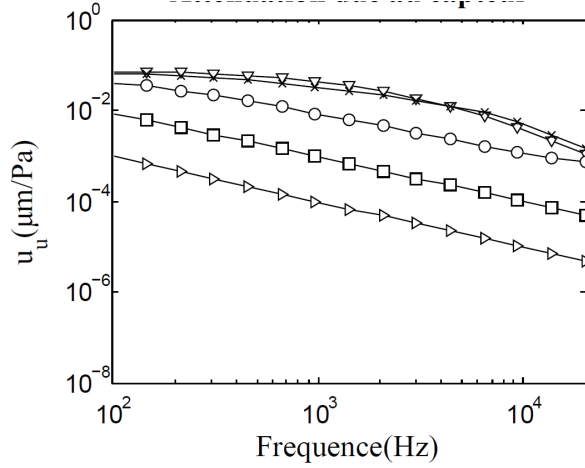
Réduction de l'amplitude dans les fréquences audibles	Transmission des tremblements de la main
<p>—▽— <math> Z_{cap} =0</math></p> <p>—×— <math> Z_{cap} =10^{-1} Ns/m</math></p> <p>—○— <math> Z_{cap} =1Ns/m</math></p> <p>—□— <math> Z_{cap} =10Ns/m</math></p> <p>—▶— <math> Z_{cap} =10^2 Ns/m</math></p>	<p>—▽— <math> Z_{cap} =10^{-1} Ns/m</math></p> <p>—×— <math> Z_{cap} =1Ns/m</math></p> <p>—○— <math> Z_{cap} =10Ns/m</math></p> <p>—□— <math> Z_{cap} =10^2 Ns/m</math></p>

## Déplacements du marteau

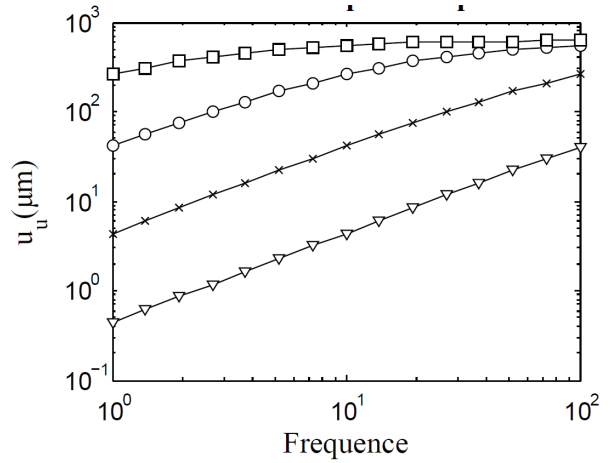
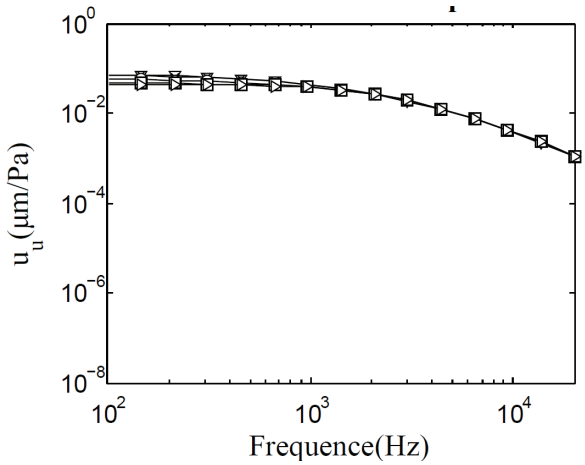
Réduction de l'amplitude dans les fréquences audibles

Transmission des tremblements de la main

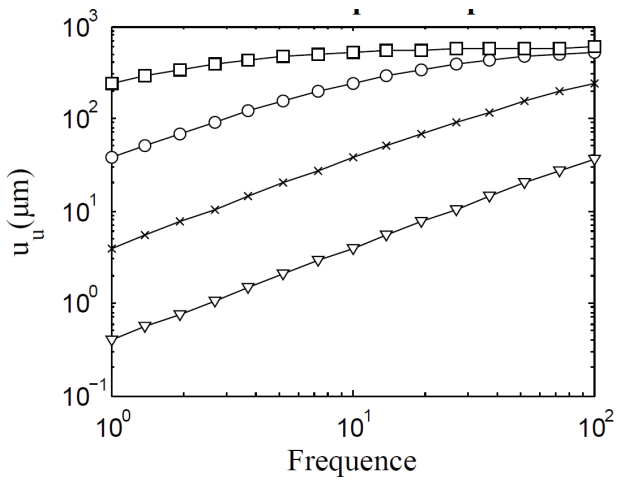
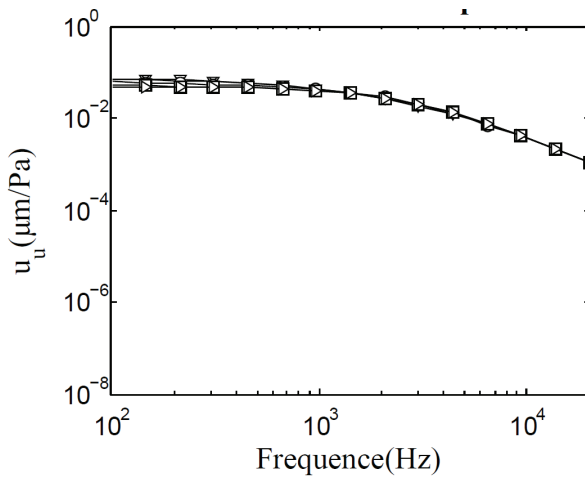
### Capteur sur le marteau



### Capteur sur l'enclume



### Capteur sur l'étrier

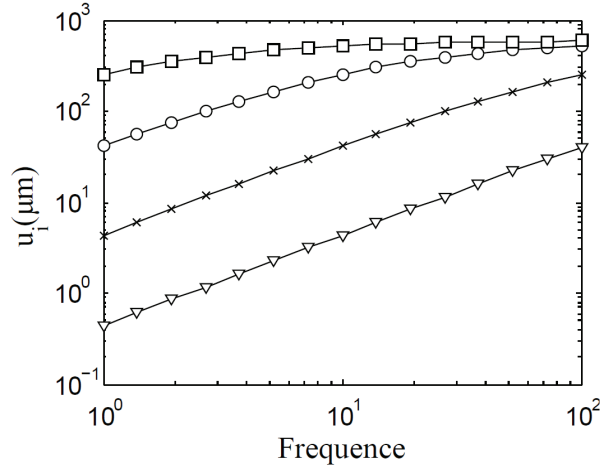
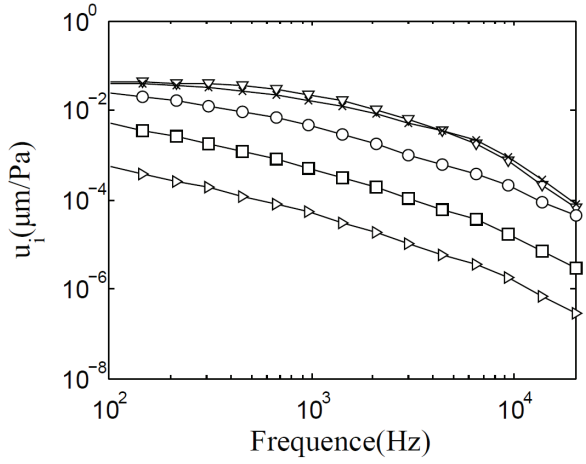


## Déplacements de l'enclume

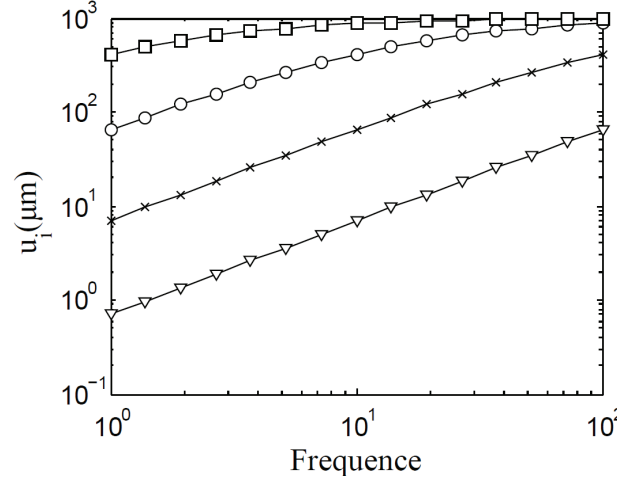
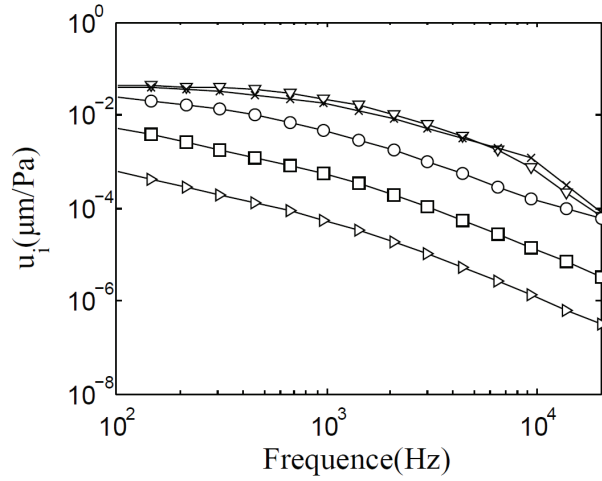
Réduction de l'amplitude dans les fréquences audibles

Transmission des tremblements de la main

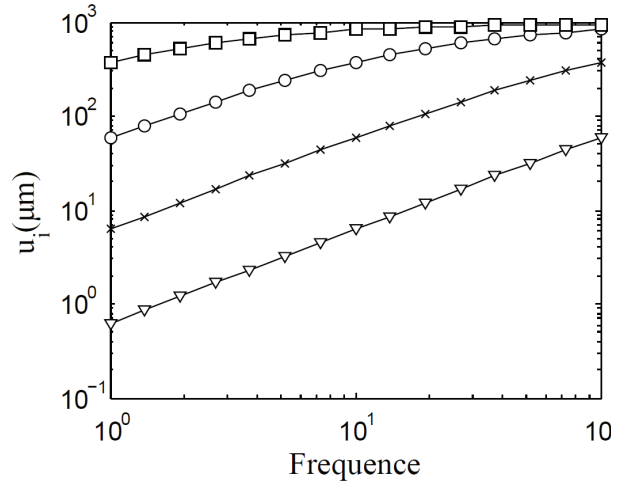
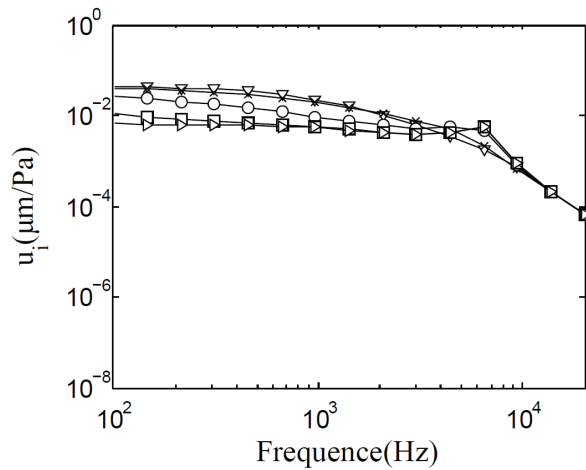
### Capteur sur le marteau



### Capteur sur l'enclume



### Capteur sur l'étrier

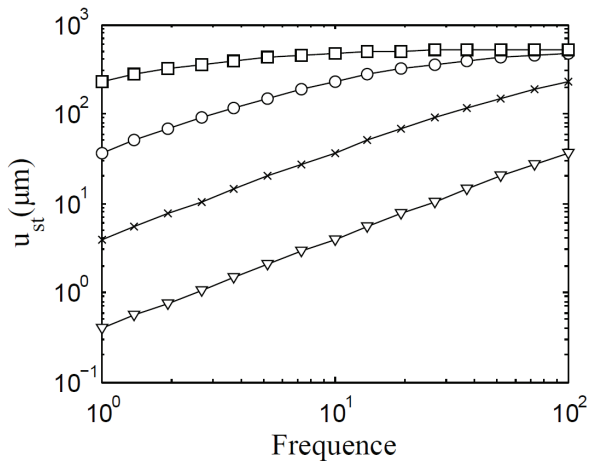
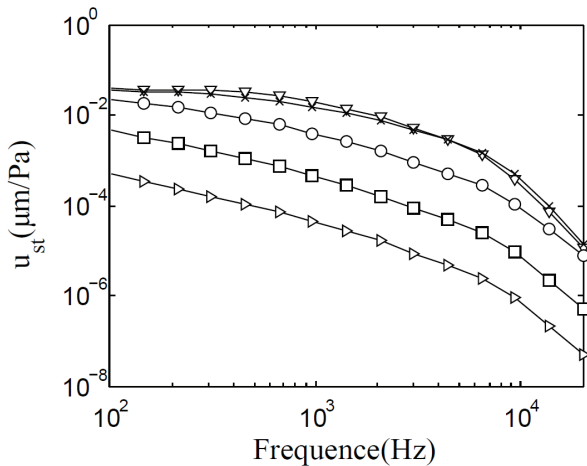


## Déplacements de l'étrier

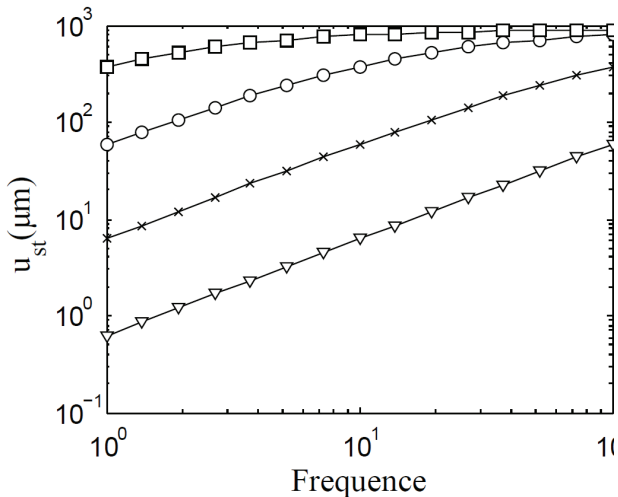
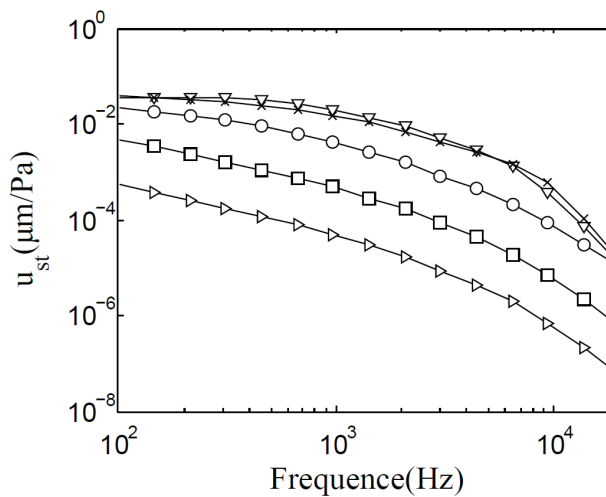
Réduction de l'amplitude dans les fréquences audibles

Transmission des tremblements de la main

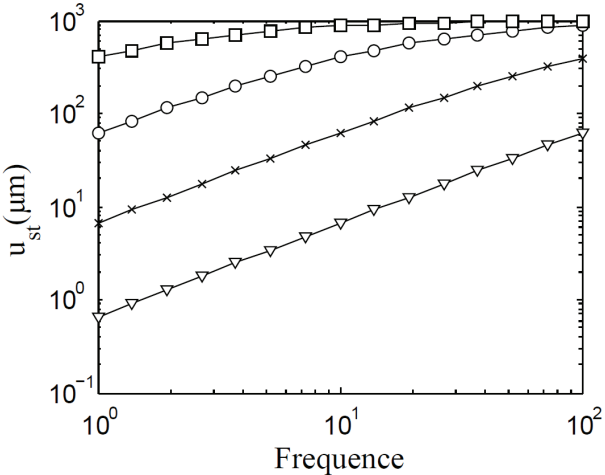
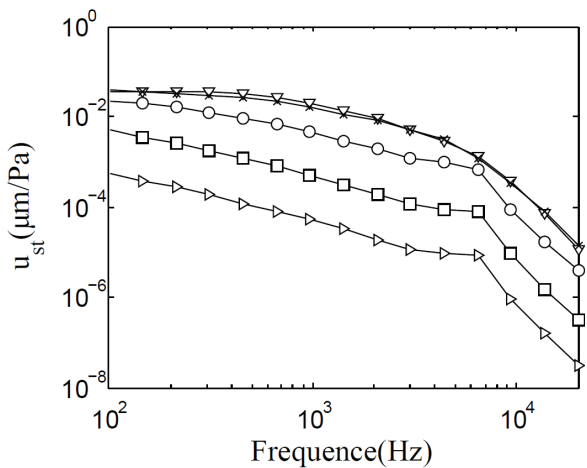
### Capteur sur le marteau



### Capteur sur l'enclume



### Capteur sur l'étrier



## Annexe E - Filtrage mécanique par l'utilisation de matériaux viscoélastiques

### E.1 Estimation de l'apport de l'effet viscoélastique

Nous avons utilisé pour modéliser la structure mécanique le modèle électrique équivalent présenté ci-dessous :

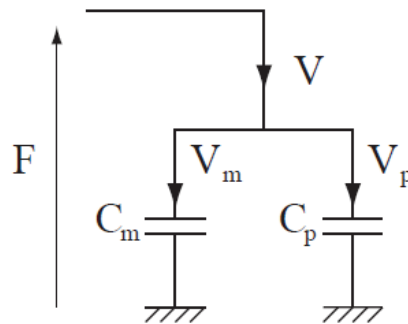


Figure E-1: Modèle électrique équivalent de la structure mécanique du capteur

Les deux éléments sont associés en parallèle, ainsi la force appliquée au sommet du picot est supporté autant par la membrane que par le picot. Nous pouvons alors écrire :

$$F = \frac{V_m}{j\omega C_m} = \frac{V_p}{j\omega C_p}$$

Les vitesses  $V$  et déplacements  $U$  sont liés par une relation de dérivation se traduisant en régime harmonique dans l'expression :

:

$$V = j\omega U$$

Comme le déplacement au sommet du picot est la somme des contributions des déplacements dus à la membrane et ceux dus au picot, on peut écrire :

$$U = U_m + U_p$$

En réutilisant les résultats tirés de la répartition de la force entre les déformations de la membrane et du picot il vient :

$$U = U_m + U_p \Rightarrow U = U_m + U_m \frac{C_p}{C_m}$$

Ce que nous pouvons écrire :

$$U_m = U \frac{C_m}{(C_m + C_p)}$$

L'expression de la sensibilité haute fréquence ramenée à la sensibilité maximale du picot rigide est:

$$\frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{U_m(HF)}{U} \times \frac{U}{U}$$

$$\Rightarrow \frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{C_m}{C_m + C_p(HF)}$$

La compliance est inversement proportionnelle au module élastique. Ainsi la compliance à haute fréquence est égale à la compliance à basse fréquence multipliée par le gain  $G$  (la compliance basse fréquence est plus grande car le matériau est plus souple).

$$\Rightarrow \frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{C_m}{C_m + \frac{C_p(BF)}{G}}$$

$$\Rightarrow \frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{G}{G + \frac{C_p(BF)}{C_m}}$$

En suivant le même raisonnement que précédemment, nous pouvons écrire que le rapport de la sensibilité basse fréquences avec la sensibilité en configuration « picot rigide » comme :

$$\frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{U_m(BF)}{U} \times \frac{U}{U}$$

$$\Rightarrow \frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{C_m}{C_m + C_p(BF)}$$

$$\Rightarrow \frac{S_{HF}}{S_{PR}} = \frac{1}{1 + \frac{C_p(BF)}{C_m}}$$

Nous avons aussi défini l'amortissement  $A_1$  égal au rapport des déformations de la membrane à haute et à basse fréquence :

$$A_1 = \frac{\varepsilon_m(HF)}{\varepsilon_m(BF)}$$

Nous savons que les déformations de la membrane sont proportionnelles à  $U_m$ . Nous pouvons donc écrire :

$$\Rightarrow A_1 = \frac{kU_m(HF)}{kU_m(BF)}$$

A partir des expressions déterminées précédemment, nous pouvons exprimer ce rapport comme une fonction du rapport des compliances.



$$\Rightarrow A_1 = \frac{C_m + C_p(BF)}{C_m + C_p(HF)}$$

$$\Rightarrow A_1 = \frac{1 + \frac{C_p(BF)}{C_m}}{1 + \frac{C_p(BF)}{GC_m}}$$

Nous avons défini l'amortissement  $A_2$  comme la différence des déformations basse et haute fréquence de la membrane ramenée à la déformation de la membrane en configuration « picot rigide ».

$$A_2 = \frac{\varepsilon_m(HF) - \varepsilon_m(BF)}{\varepsilon_m(PR)}$$

Nous pouvons exprimer ce rapport en fonction des déplacements  $U_m$  à basses et hautes fréquences.

$$\Rightarrow A_2 = \frac{kU_m(HF) - kU_m(BF)}{kU_m(PR)}$$

En vertu des expressions déterminées précédemment :

$$\Rightarrow A_2 = \frac{U \frac{C_m}{C_m + C_p(HF)} - U \frac{C_m}{C_m + C_p(BF)}}{U}$$

$$\Rightarrow A_2 = \frac{1}{1 + \frac{C_p(BF)}{GC_m}} - \frac{1}{1 + \frac{C_p(BF)}{C_m}}$$

## E.2 Caractérisation des propriétés viscoélastiques du matériau

Afin de caractériser l'évolution des propriétés mécaniques des matériaux avec la fréquence nous avons utilisé un analyseur mécanique dynamique. Ce type d'appareil permet d'obtenir les paramètres viscoélastiques que nous avons définis dans la partie décrivant les éléments de théorie de la viscoélasticité. Dans cette annexe nous présentons succinctement l'appareil utilisé ainsi que son principe de fonctionnement. Nous illustrerons son utilisation en détaillant la procédure de mesure de l'un des matériaux testés.

### Appareil utilisé

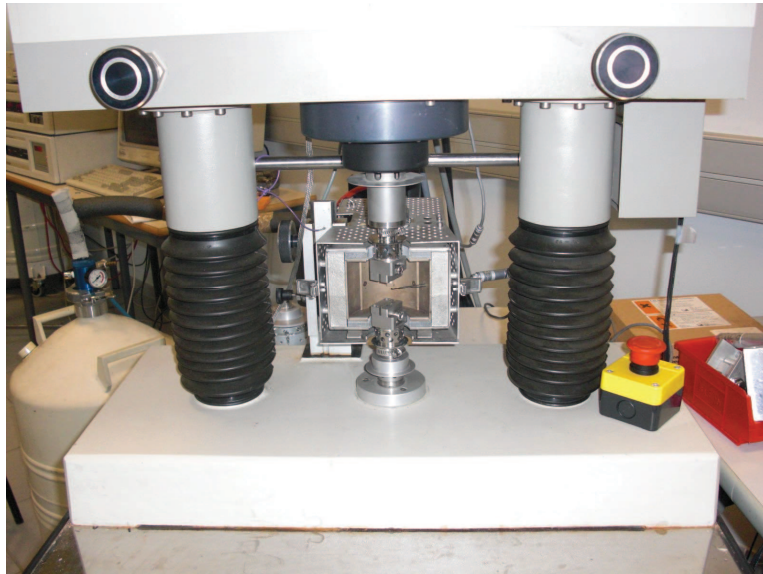
Afin de réaliser nos mesures, nous avons utilisé le viscoanalyseur (ou analyseur mécanique dynamique abrégé AMD<sup>1</sup>) du laboratoire Matériaux Organiques à Propriétés Spécifiques (LMOPS) de l'Université de Savoie à Chambéry dans le cadre d'une convention avec l'INP. L'appareil utilisé est le modèle VA 4000-444 N fabriqué par la société 01dB-METRAVIB, filiale d'AREVA. Cet appareil permet de faire des analyses mécaniques dynamiques en soumettant l'échantillon sous test à des efforts dynamiques (AMD), aussi bien que des analyses mécaniques thermiques (AMT) grâce à une enceinte régulée en température. Grâce à un logiciel adapté, ces deux types d'analyse peuvent être réalisées simultanément. Les principaux composants de l'appareil sont présentés dans la Figure E-2: Photographie du viscoanalyseur employé pour caractériser les matériaux représentant une photo de l'appareil disponible sur le site METRAVIB.



Figure E-2: Photographie du viscoanalyseur employé pour caractériser les matériaux

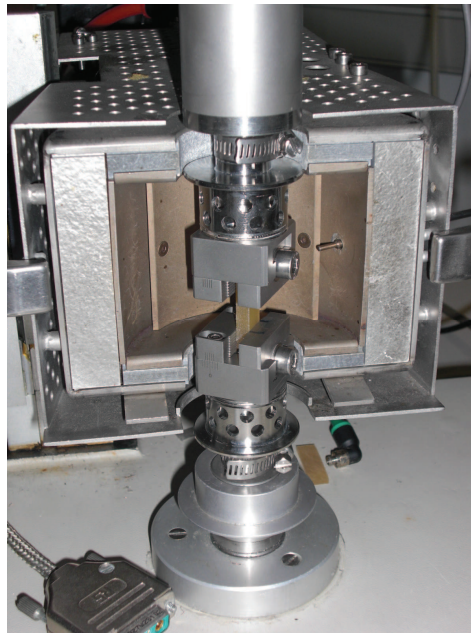
<sup>1</sup> En anglais : dynamic mechanical analysis : DMA

Les deux pistons apparents dans la Figure E-3 permettent d'exercer un effort sur l'échantillon. Ils peuvent développer une force de 444 N (d'où le nom de l'appareil). Les deux pistons sont alimentés par de l'air comprimé.



*Figure E-3: les deux pistons joignant les parties inférieures et supérieures du bâti. Il assure la mobilité de la partie supérieure par rapport à la partie inférieure.*

Selon les paramètres recherchés, il peut être judicieux de tester l'échantillon en flexion, traction ou encore en cisaillement. La forme et le montage de l'échantillon peuvent être adaptés pour mesures des modules correspondants. Nous avons souhaité tester nos échantillons en traction, dans la configuration la plus simple possible et avons adopté le montage visible dans la Figure E-4 ci-dessous.



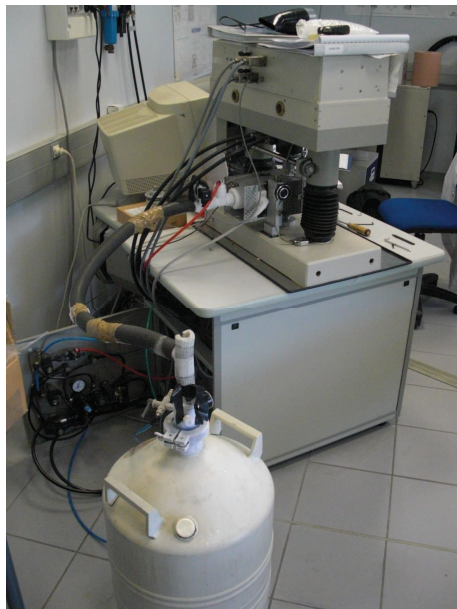
*Figure E-4: Photo représentant les deux mors maintenant l'échantillon. Le mors inférieur est rigidement lié à la partie inférieure du bâti par le biais d'un capteur piézoélectrique et le mors supérieur à la partie supérieure mobile.*

Le mors inférieur est fixé à un capteur de force piézoélectrique. Celui-ci fournit une mesure du déplacement et de l'effort exercé sur l'échantillon. Une enceinte thermique englobe l'échantillon et les mors. La température est régulée au sein de cette dernière pour réaliser des analyses de propriétés en température. Dans la Figure E-5 ci-dessous nous pouvons voir l'enceinte fermée.



*Figure E-5: Photographie de l'enceinte thermique une fois fermée.*

L'enceinte peut être au besoin chauffée par une résistance électrique ou refroidie par un flux gazeux issue d'une bouteille d'azote liquide comme l'illustre la Figure E-6 ci-dessous. De cette manière, il est possible de tester les échantillons sur des gammes de température très étendues (en dessous de  $-100^{\circ}\text{C}$  et au delà de  $100^{\circ}\text{C}$ ).



*Figure E-6: Photographie de l'arrière de l'appareil. Un circuit pneumatique permet d'injecter de l'air comprimé dans la bouteille, faisant remonter l'azote jusqu'à l'enceinte thermique.*

## Déroulement d'un essai

Nous présentons ici le déroulement d'un essai visant à déterminer la courbe du module d'Young complexe en fonction de la fréquence. Nous cherchons à obtenir le module d'Young complexe pour des fréquences situées à l'extérieur de la gamme accessible à la machine soit en dessous de  $10^{-5}$  Hz et au delà de 1 kHz.

Dans un premier temps il est nécessaire de calibrer l'échantillon en termes de dimensions et de rigidité. La taille doit évidemment être telle qu'il soit possible de monter l'échantillon dans les mors. Dans un test en traction, la section de l'échantillon et les propriétés du matériau doivent être homogène dans toute sa longueur. C'est à ces conditions que l'on peut remonter des déplacements et de la force que la machine mesure à la contrainte et la déformation permettant de calculer les propriétés viscoélastiques. Nous avons représenté dans l'Expression E-1 le calcul du module d'Young complexe  $E^*$ .

$$E^* = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F}{u} \times \frac{L}{S} \quad \text{E-1}$$

Avec  $F$  la force et  $u$  l'élongation de l'échantillon,  $\sigma$  la contrainte sur les section et  $\varepsilon$  la déformation longitudinale de l'échantillon. Avec  $S$  la section de l'échantillon et  $L$  sa longueur. Les échantillons que l'on peut tester sont limités en rigidité. En effet, la force que les pistons peuvent exercer est limitée à 440 N et le déplacement minimal pour obtenir une précision satisfaisante est de l'ordre de  $10 \mu\text{m}$ . Ainsi, la compliance maximale qu'il est possible de mesurer est de l'ordre de  $4.10^7$  N/m. Cet appareil permet de réaliser la mesure d'échantillons sur 7 ordres de grandeurs de la rigidité.

Lorsque l'échantillon est monté dans le mors supérieur, un léger effort est appliqué par les pistons de façon à compenser le poids des mors et de l'échantillon. L'autre extrémité de l'échantillon est montée dans le mors inférieur. Un second équilibrage est réalisé une fois le serrage de l'échantillon achevé. Ce serrage doit être fort, tout particulièrement pour des matériaux rigides testés dans de basses températures. En effet, la dilatation thermique pourrait conduire au glissement de l'échantillon. Nous percevons ici l'une des raisons pour lesquelles l'appareil est moins précis pour mesurer des échantillons rigides.

La géométrie de l'échantillon est ensuite spécifiée au logiciel. La précision des dimensions, le parallélisme des faces de l'échantillon et de son montage sont des facteurs déterminants de la précision des mesures. Nous choisissons le type de régulation que l'appareil va utiliser pour l'essai : régulation sur la valeur de la force ou sur la valeur de la déformation appliquée. Lorsque l'appareil travaille près de ses limites, la régulation est plus délicate. Nous percevons ici une autre limitation à la précision des mesures pour les échantillons rigides. L'amplitude de l'élongation appliquée, régulée pour être la plus constante possible, était de  $20 \mu\text{m}$ .

Nous spécifions ensuite les températures et les fréquences auxquelles nous souhaitons travailler. Les températures doivent être choisies avec soin afin de ne pas excéder la température de fusion du matériau. Le matériau doit être bien réticulé afin de ne pas modifier le matériau sous l'effet de la température. La densité des fréquences et températures doit être choisie en accord avec l'importance des variations de propriétés. Au cours de nos essais nous avons pu constater qu'une variation de température par pas de  $5^\circ\text{C}$ , dans une gamme de d'environ  $50^\circ\text{C}$  autour de la  $T_g$  nous permettait de mesurer l'essentiel des propriétés de nos échantillons avec une précision satisfaisante. La sollicitation harmonique est alors appliquée à l'échantillon. Un balayage en fréquence est réalisé pour une première température. Puis l'appareil régule jusqu'à la température suivante...etc.

Il n'est pas intéressant dans notre cas de réaliser des mesures à des fréquences inférieures à 1 Hz. En effet, le temps de régulation devient très grand (les périodes d'oscillation étant supérieures à plusieurs secondes) et nous pouvons accéder au comportement de l'échantillon à ces fréquences en vertu de l'équivalence temps température par l'étude des températures plus élevées. Pour des échantillons très rigides il est possible qu'à partir de certaines fréquences l'appareil vibre fortement. Nous ne pouvons alors plus faire confiance aux résultats retournés, l'allongement de l'échantillon se rapprochant de l'ordre de grandeur des vibrations de l'appareil. Ainsi, pour les échantillons les plus rigides nous avons été limités à 60 Hz.

Les résultats pour un paramètre donné se présentent sous la forme d'un réseau de courbes du dit paramètre en fonction de la fréquence pour chaque température investiguée. Nous avons représenté un tel réseau dans la Figure E-7.

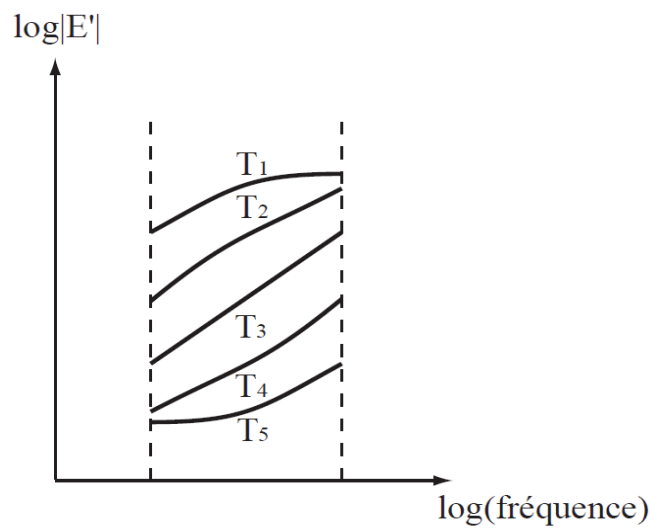


Figure E-7: Tracé de la partie réelle du module d'Young en fonction de la fréquence pour 5 températures différentes.

Nous souhaitons obtenir la courbe de  $E'$  en fonction de la température pour une température  $T_3$ . Pour cela nous allons aligner les courbes correspondant aux autres températures par rapport à la courbe obtenue pour  $T_3$ . Cette partie de l'annexe est tirée du cours de matériau polymère de Patrice Mélé. La courbe correspondant à  $T_3$  est appelée courbe maîtresse et  $T_3$  est dans ce cas la température de référence. Nous faisons donc glisser vers la droite les courbes obtenues pour  $T > T_3$  et vers la gauche pour  $T < T_3$ .



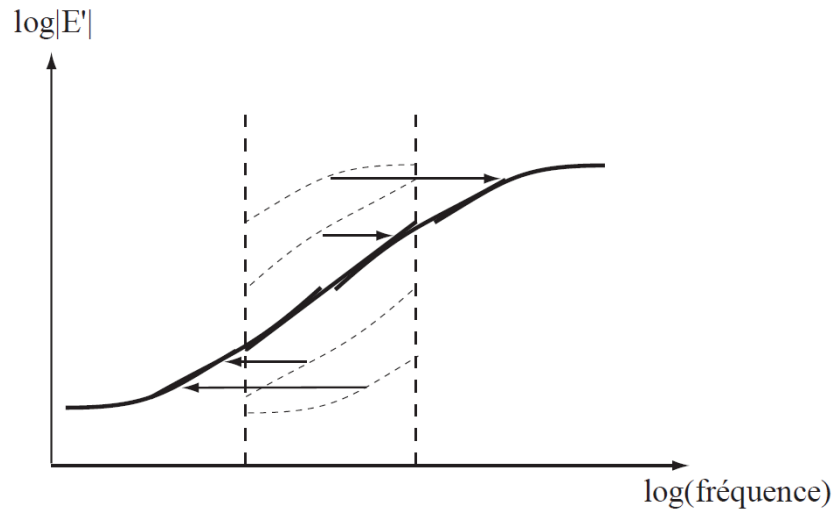


Figure E-8: Schéma illustrant le décalage des courbes autour de la courbe maîtresse.

Ces décalages correspondent au changement de variable consistant à multiplier la fréquence de la courbe obtenue pour la température  $T_i$  par un facteur  $a_{T_i}$  propre à une température donnée. La loi de William, Landel et Ferry (WLF) a montré que si  $T_{réf} = T_g$  alors :

$$\log a_{T_i} = \frac{-C_1(T - T_g)}{C_2 + (T - T_g)}$$

Ces auteurs ont montré que  $C_1$  et  $C_2$  sont universelle (indépendante du matériau) et égales à 17,44 et 51,6°C respectivement. Cette loi est valable entre  $T_g$  et  $T_g + 100$ . Dans notre cas quelques fréquences produisent des données erronées. Ces données empêchent le logiciel de réaliser automatiquement l'alignement des courbes. Aussi nous avons réalisé l'alignement des courbes « à l'œil ». Il s'agit d'une démarche tout à fait valable, s'appuyant sur l'équivalence temps-température. La vision dégage efficacement les tendances d'évolution.

Enfin nous rappelons que la précision des mesures réalisées par le viscoanalyseur est donnée comme étant de l'ordre de 10 % (compte tenu des incertitudes sur la géométrie de l'échantillon, de la précision des mesures de déplacements, de la précision celle des forces appliquées...etc).



## Annexe F -Electronique de conditionnement

Afin de mesurer les variations de capacités des jauges nous avons dans un premier temps utilisé un amplificateur de charge (Figure F-1 (a)). La capacité à mesurer est soumise à une tension de polarisation constante, l'amplificateur de charge est alors utilisé pour mesurer la variation de charge correspondant à la variation de capacité.

Le gain d'un tel circuit est proportionnel à  $C_f/C_s$ , par conséquent la capacité de contre réaction  $C_f$  doit être significativement plus petite que la capacité des jauges. Or les capacités des jauges sont de l'ordre de quelques pF ce qui nous conduit à des valeurs de capacité de réaction de l'ordre de grandeur des capacités parasites. La valeur de la résistance  $R_f$  convertissant le courant en tension doit être très grande pour obtenir des tensions suffisantes. Ceci conduit à réduire la bande passante du montage, écartant la possibilité d'utiliser le capteur en modulation d'amplitude pour s'affranchir du bruit basse fréquence.

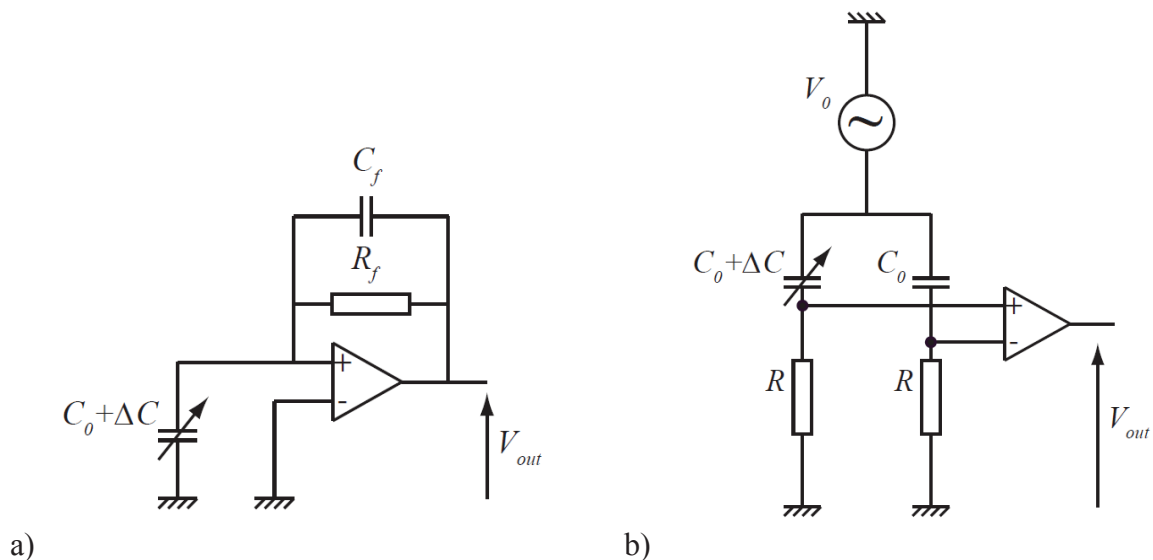


Figure F-1 : les circuits de détection de capacités. Amplificateur de charge (a) et montage intégrant un amplificateur de tension (b).

En conséquence le circuit obtenu était sensible aux parasites et relativement peu sensible. En effet la sensibilité d'un tel circuit est très sensible aux valeurs des capacités et des résistances parasites et du capteur. Pour être conçue de façon adéquate le circuit suppose une connaissance précise des caractéristiques des jauges, ce qui n'est pas le cas. D'autre part un tel circuit n'est pas flexible.

Nous avons par conséquent conçu un autre circuit reposant sur une modulation et une amplification en tension, que nous avons représenté dans la Figure F-1 (b). Le principal avantage de l'utilisation d'un amplificateur de tension est sa grande impédance d'entrée. Le second est lié à la modulation qui permet de s'affranchir des sources de bruit basses fréquences. En choisissant  $R \ll 1/(C_0\omega)$  On peut montrer que ce montage permet d'obtenir une tension  $V_{in}$  en entrée de l'amplificateur déterminé par l'expression .

$$V_{in} \approx V_0 R \omega \Delta C$$

F-1

En choisissant  $\omega=1\text{ MHz}$ ,  $R=1\text{ k}\Omega$  et  $V_0=10\text{ V}$  on constate que tension d'entrée sur l'amplificateur correspondant à une variation de capacité de  $1\text{ fF}$  est égale à  $10\text{ }\mu\text{V}$ . Cet ordre de grandeur est tout à fait détectable par un amplificateur de tension. Le deuxième avantage est qu'il existe des composants ajustables dont les valeurs sont de l'ordre de  $1\text{ k}\Omega$  et  $1\text{ pF}$ . Le circuit obtenu est donc adaptable.

Le circuit intègre un amplificateur de tension commercial contenant un filtre passe haut. Un tel circuit pourra être réutilisé pour des mesures en tension sur des jauges piézoélectriques. Nous n'avons malheureusement pas eu le temps de tester le circuit en détail.



# Conception d'un microsysteme d'aide au monitoring per-opératoire dans la chirurgie de l'oreille moyenne

## Résumé

Certains problèmes d'audition trouvent leur origine dans des anomalies de transmission des vibrations acoustique par la chaîne des osselets de l'oreille moyenne. Il se pratique aujourd'hui des opérations chirurgicales visant à la reconstruire. Un outil permettant d'évaluer la qualité de transmission de la chaîne ossiculaire pendant l'opération apporterait une aide substantielle au praticien dans le but d'optimiser la configuration des osselets. Les travaux présentés dans ce manuscrit traitent de la conception d'un capteur microsysteme adapté à la mesure de l'amplitude de vibrations des osselets. Nous y avons particulièrement développé les travaux de modélisation de la structure mécanique du capteur. Il s'agit d'une structure communément employée pour les capteurs tactiles dont nous modélisons le comportement en régime harmonique. Dans la deuxième partie nous présentons une étude d'optimisation du capteur en vue de son utilisation « tenu en main » par le chirurgien. Celle-ci repose notamment sur l'utilisation d'un modèle électrique équivalent de l'oreille moyenne et d'un logiciel d'optimisation multicritères. Nous présentons dans cette partie un concept de filtre mécanique des basses fréquences par l'utilisation des propriétés viscoélastiques des matériaux polymères. La dernière partie traite des travaux de réalisation des différents composants d'un capteur basé sur les matériaux polymères. Les travaux de réalisation et de test de membranes en résine SU8 y sont présentés ainsi que l'intégration de jauges en matériaux électroactifs chargés en nanoparticules. L'utilisation d'une technique de moule perdu pour réaliser la structure mécanique du capteur est discutée.

**Mots clefs :** Capteur, microsystemes, chirurgie ORL, oreille moyenne, polymères, viscoélastique, nanocomposites, matériaux électroactifs.

## Abstract

Acoustic transmission anomalies of the middle ear ossicular chain can result in hearing losses. Nowadays some surgical interventions allow significant hearing improvements by reconstructing the ossicular chain. A tool able to evaluate vibration transmission along the ossicular chain would be of great help to the surgeon. The work presented in this manuscript deals with the design of a MEMS sensor suitable for ossicles vibration amplitude measurement. Modelling of the sensor structure mechanical behaviour has been particularly developed. The presented structure which is similar to that widely used in tactile sensors design was modelled in the harmonic vibrating regime here. In the second part, we present an optimisation study of the sensor structure taking into account vibrations introduced by an operator's hand. This optimisation study has been performed based on a middle ear electric equivalent model and multi criterion optimisation software. In this section, a concept of mechanical filtering based on the use of viscoelastic materials is presented. The last part deals with the realisation work of the different sensor parts. The sensor structure is based on polymer materials. We present the realisation and the test of SU8 resin-based membranes and the integration of strain gauges from electroactive materials filled with nanocomposites. A lost mold technique in order to realise the mechanical structure is discussed.

**Keywords:** Sensor, microsystems, ORL surgery, middle ear, polymers, viscoelastic, nanocomposites, electroactive materials