



HAL
open science

Conception et réalisation d'une micropompe intelligente : applications dans le domaine biomédical

Rémy Lefevre

► **To cite this version:**

Rémy Lefevre. Conception et réalisation d'une micropompe intelligente : applications dans le domaine biomédical. Autre. Université de Grenoble, 2013. Français. NNT : 2013GRENT022 . tel-00935192

HAL Id: tel-00935192

<https://theses.hal.science/tel-00935192>

Submitted on 23 Jan 2014

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 : **Nano Electronique Nano Technologies**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Rémy LEFEVRE

Thèse dirigée par **Panagiota MORFOULI** et
codirigée par **Laurent MONTES**

préparée au sein du **Laboratoire IMEP-LAHC**
dans l'**École Doctorale EEATS**

Conception, Développement et Optimisation d'une Micropompe MEMS à Membrane pour Dispositif Médical d'Injection

Thèse soutenue publiquement le **15 Juillet 2013**,
devant le jury composé de :

Mme Isabelle DUFOUR

Professeur à l'Université de Bordeaux, Président

M. Laurent FRANCIS

Professeur assimilé à l'Université Catholique de Louvain, Rapporteur

Mme Carole ROSSI

Directeur de recherche au CNRS de Toulouse – LAAS, Rapporteur

M. Skandar BASROUR

Professeur à l'Université Joseph Fourier, Examineur

Mme Panagiota MORFOULI

Professeur à Grenoble INP, Directrice de thèse

M. Laurent MONTES

Maître de conférences à Grenoble INP, Co-encadrant de thèse



Remerciements

Je souhaite tout d'abord remercier Arnaud Salette qui a tenu pour moi une place toute particulière pendant ces années de thèse, non seulement d'un point de vue professionnel mais également personnel. Il a su notamment m'épauler dans mon travail de recherche, partager mes difficultés et changer mes idées lorsque j'en avais besoin. Un collègue hors pair en plus d'un ami avec qui partager des moments de détente.

Je souhaite remercier Claire, Jérémie, David et Loïc pour l'aide scientifique et technique qu'ils m'ont apportée pendant ma thèse. Ils ont chacun su apporter leur dynamisme et leurs compétences pour faire avancer le développement de mes travaux. Ils sont la source de nombreux résultats de ma thèse dont certains n'auraient certainement pas été obtenus sans eux.

Je remercie également Martine, Xavier, Olivier et Antoine pour leur aide technique à la fois en salle de caractérisations mais aussi en salle blanche. Ils ont toujours été à l'écoute de mes besoins et ont permis la mise en place de nombreux équipements nécessaires à l'avancée de mes travaux.

Je tiens à exprimer ma gratitude à Panagiota Morfouli, Laurent Montès, et Christophe Déhan pour leur encadrement durant mes trois années de thèse et le suivi de mes avancées scientifiques.

Je souhaite remercier Quentin LeMasne pour son aide précieuse dans l'élaboration de mon manuscrit et la préparation de ma soutenance de thèse. Son discernement et la pertinence de ses remarques m'ont permis d'améliorer la restitution à la fois écrite et orale de mon travail.

Je souhaite également adresser mes remerciements aux membres du jury, et notamment aux rapporteurs pour leur lecture attentive de mon manuscrit.

J'ai tout naturellement une pensée chaleureuse pour mes collègues du bureau A233 : Amélie, Anne-Laure, Guillaume, Hamza et Mink-you avec qui j'ai passé des moments inoubliables. Il paraît que la bonne humeur au travail favorise la créativité... Je n'oublie évidemment pas Ronan, qui a toujours été disponible pour des discussions pertinentes ou des soirées de détente.

Je remercie également toute l'équipe d'Eveon pour leur accueil chaleureux et l'expérience partagée d'une entreprise fleurissante. J'espère que mon travail leur sera bénéfique.

Je tiens à remercier tout particulièrement Jenna pour son soutien moral durant ces années de thèse. Elle a su me comprendre, m'épauler, me conseiller mais surtout m'attendre pendant toutes ces années qui nous ont tenus à distance.

Enfin, je remercie ma famille d'avoir fait de moi ce que je suis aujourd'hui et d'avoir toujours respecté mes choix, personnels comme professionnels.

Table des matières

Liste des abréviations	9
Liste des symboles	11
Introduction.....	13
Chapitre 1: Contexte	17
1.1 De l'injection médicale aux micropompes MEMS.....	17
1.1.1 Les dispositifs médicaux d'injections (DMI) actuels	17
1.1.2 L'injection MEMS	19
1.2 L'état de l'art des micropompes MEMS à membrane.....	21
1.2.1 Les principales caractéristiques des pompes à membrane	22
1.2.2 Les principes d'actionnement des micropompes à membrane.....	24
1.3 Problématique	32
1.4 Conclusion	34
Chapitre 2: Les membranes de micropompes : de la conception au prototype	35
2.1 Les formules analytiques	35
2.1.1 Les hypothèses de calculs	35
2.1.2 Membrane circulaire soumise à champ de pression uniforme.....	36
2.1.3 L'effet des grandes déformations.....	44
2.2 Les simulations de membranes par éléments finis.....	45
2.2.1 Modèle de la membrane circulaire.....	46
2.2.2 Résultats des simulations FEM	47
2.3 Optimisation mathématique appliquée aux simulations FEM.....	49
2.3.1 Algorithme d'optimisation.....	49
2.3.2 Un exemple d'optimisation.....	51
2.3.3 Conclusion	53
2.4 Les procédés de microfabrication	53
2.4.1 La fabrication de membranes MEMS	53
2.4.2 Intégration de capteurs au sein de membranes MEMS.....	55

2.5	Caractérisation mécanique des membranes MEMS	57
2.5.1	Mesure de déflexion.....	57
2.5.2	Mesure de contraintes mécaniques	59
2.5.3	Mesure de cylindrée	60
2.6	Conclusion	61
Chapitre 3: Etude d'une membrane à actionneur bimétallique intégré.....		63
3.1	Description de la membrane à actionneur bimétallique intégré.....	63
3.2	Simulations FEM des membranes à actionneur bimétallique.....	66
3.2.1	Structure des membranes étudiées	66
3.2.2	Comparaison des simulations FEM avec les formules de Roark....	67
3.2.3	Transferts thermiques.....	69
3.2.4	Structuration de l'aluminium	72
3.2.5	Etude en pression des membranes	73
3.2.6	Conclusion	74
3.3	Fabrication des membranes à actionneur bimétallique intégré.....	74
3.4	Caractérisations des membranes à actionneur bimétallique intégré	75
3.4.1	Caractérisations thermiques	75
3.4.2	Mesures de déflexion	76
3.5	Optimisation des membranes à actionneur bimétallique intégré.....	78
3.5.1	Construction du modèle	78
3.5.2	Résultats des optimisations	80
3.6	Conclusion	84
Chapitre 4: Etude d'une membrane à actionneur piézoélectrique externe.....		87
4.1	Description de la membrane à actionneur piézoélectrique externe	87
4.2	Dimensionnement des membranes à actionneur piézoélectrique	88
4.2.1	Construction du modèle	88
4.2.2	Résultats des optimisations	90
4.3	Choix de l'actionneur piézoélectrique	93
4.4	Fabrication des membranes à actionneur piézoélectrique externe.....	95
4.5	Simulations des membranes développées.....	96
4.6	Caractérisations des membranes à actionneur piézoélectrique.....	98
4.6.1	Mesures de la déflexion	98

4.6.2 Mesures des piézorésistances intégrées dans la membrane	99
4.6.3 Mesures de la cylindrée.....	101
4.7 Conclusion	104
Conclusion et perspectives	105
Glossaire	109
Activités scientifiques.....	111
Annexe A: Fonctions et constantes utilisées dans les formules de Roark.....	113
Annexe B: Numerical study of bimetallic actuated micro-membrane with large deformations	115
Annexe C : Thermal sensors co-integrated within a MEMS thermally actuated ultra thin membrane.....	129
Bibliographie	139

Liste des abréviations

ALE	Arbitraire Lagrange Euler
BESOI	Silicium sur isolant scellé et gravé en face arrière (Bonded and Etched-back Silicon-On-Insulator)
DMI	Dispositif Médical d'Injection
DRIE	Gravure ionique réactive profonde (Deep Reactive Ion Etching)
FEM	Méthode des éléments finis (Finite Element Method)
HF	Acide fluorhydrique
ICPF	Film polymère conducteur ionique (Ion Conductive Polymer Film)
LIGA	Lithographie, galvanisation, formage (Lithographie, Galvanoformung, Abformung)
LPCVD	Dépôt chimique en phase vapeur à basse pression (Low Pressure Chemical Vapor Depositio)
MEMS	Microsystème électromécanique (MicroElectroMechanical System)
PECVD	Dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma (Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition)
PFS	Seringue préremplie (PreFilled Syringe)
SNOPT	Algorithme d'optimisation de problèmes creux non-linéaires (Sparse Nonlinear OPTimizer)
SOI	Silicium sur isolant (Silicon On Insulator)

Liste des symboles

Symbole	Description	Catégorie	Unité S.I.
F_L	Force linéique	M	$N \cdot m^{-1}$
r_0	Rayon extérieur de la chauffe centrale	G	m
C	Capacité calorifique massique	T	$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$
D	Module de rigidité en flexion de la membrane	M	Pa
E	Module de Young	M	Pa
F	Force	M	N
I	Courant électrique	E	A
K	Raideur	M	$N \cdot m^{-1}$
M	Moment par unité de longueur	M	N
N	Facteur de force	M	$N \cdot V^{-1}$
P	Puissance électrique	E	W
Q	Débit fluïdique	F	$m^3 \cdot s^{-1}$
R	Résistance électrique	E	Ω
S	Section	G	m^2
T	Température	T	K
U	Tension électrique	E	V
V	Volume	G	m^3
a	Rayon de la membrane	G	m
b	Rayon du bossage	G	m
c	Largeur du substrat	G	m
f	Fréquence	E, F, M, T	Hz
p	Pression fluïdique	F	Pa
t	Epaisseur de la membrane	G	m
x	Variable d'optimisation	G	1
y	Déflexion de la membrane	M	m
γ	Coefficient d'expansion thermique	M, T	K^{-1}
δ	Déplacement	M	m
η	Efficacité thermodynamique	T	1
θ	Pente radiale de la membrane	M	rad
ν	Coefficient de Poisson	M	1
ξ	Rapport de compression	F	1
π	Coefficient piézorésistif	E, M	Pa^{-1}
ρ	Densité de matériau	M	$kg \cdot m^{-3}$
σ	Contrainte	M	Pa

E : Electrique, F : Fluidique, G : Géométrique, M : Mécanique, T : Thermodynamique

Introduction

Jusqu'au début du XX^e siècle, les remèdes thérapeutiques étaient majoritairement des produits naturels et seulement une douzaine de produits de synthèse était utilisée comme médicaments. Aujourd'hui, des centaines de substances synthétiques sont utilisées pour se soigner et très peu de remèdes naturels sont encore utilisés en médecine moderne. Depuis une trentaine d'années, les laboratoires pharmaceutiques mettent au point de nouveaux médicaments issus de l'ingénierie du vivant : les biomédicaments.

Ces biomédicaments ont la caractéristique d'être produits à partir d'organismes vivants ou de leurs composants cellulaires. Ils se distinguent donc des médicaments classiques de par leur principe actif issu de la synthèse biologique et non chimique. Ces biomédicaments restent encore minoritaires dans la pharmacopée actuelle à cause de leur coût élevé de développement et de fabrication, mais sont source d'espoir pour soigner certaines maladies que l'arsenal thérapeutique chimique traditionnel ne parvient toujours pas à traiter.

La molécule active des médicaments biologiques est une protéine souvent composée d'une chaîne de centaines d'acides aminés au sein d'une structure tridimensionnelle complexe. La taille et la complexité de ces molécules obligent la plupart de ces biomédicaments à être administrés par voie parentérale en utilisant un Dispositif Médical d'Injection (DMI), alors que les médicaments chimiques peuvent être pris oralement, sous forme de comprimés. Tous les DMI actuellement sur le marché utilisent un piston afin de transférer le médicament de son contenant au patient. Or, les pistons sont lubrifiés par de l'huile de silicone qui peut interagir avec les protéines des biomédicaments (insuline, bevacizumab, ...) et former des agrégats de protéines [1]. Ces agrégats peuvent entre autres dégrader les propriétés thérapeutiques du médicament, provoquer des inflammations ou encore augmenter la pression oculaire.

Afin d'éviter l'utilisation d'un piston, l'entreprise EVEON propose de développer une nouvelle génération de DMI portables basés sur une micropompe à membrane. EVEON vise une injection de 1 ml de médicament en 10 secondes, précise au microlitre, et un volume mort inférieur à 50 µl. De plus, une forte intégration des composants électroniques et fluidiques est nécessaire pour obtenir un dispositif dont l'encombrement soit compatible avec son utilisation. Enfin, les coûts et les procédés de fabrication doivent permettre une production en grande série d'un tel dispositif.

Les MEMS (en anglais : *MicroElectroMechanical Systems*), développés au début des années 1970 et dérivés de de la micro-électronique, sont des microsystèmes mécaniques permettant de réaliser une fonction de capteur et/ou d'actionneur. Faible consommation énergétique, sensibilité électrique, intégrabilité et précision sont quelques-uns des avantages qu'offrent ces microsystèmes à l'industrie biomédicale. Ils permettent de créer de nouveaux dispositifs médicaux pour surveiller les paramètres biologiques du corps humain (diagnostiques) ainsi que des dispositifs voués à

augmenter l'efficacité des traitements, réduire l'inconfort et améliorer la santé et le bien-être (thérapeutiques). L'un des enjeux des MEMS a été d'injecter dans le corps des agents thérapeutiques tels que l'insuline. Ainsi, un grand nombre de micropompes MEMS ont été étudiées depuis les années 1980 afin d'injecter des macromolécules dans le sang ou dans des tumeurs [2]. Mais toutes ces micropompes sont destinées à l'infusion lente de médicaments (injection de quelques microlitres par minute) et aucune n'est à même de répondre à une injection rapide (1 mL en 10 secondes) et précise au microlitre. Face à cette problématique, le laboratoire IMEP-LAHC s'est proposé de développer une micropompe MEMS à membrane compatible avec les pratiques d'injections médicales actuelles. Cette micropompe, composée d'une membrane, d'un actionneur et de deux clapets anti-retour, intégrera en plus des capteurs (thermo et piézo résistances, débitmètre) et une électronique de contrôle permettant une précision au microlitre de la dose de médicament injecté. Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit se focalise sur la membrane, organe principal de cette micropompe MEMS, tandis l'intégration de capteurs au sein de la micropompe a fait l'objet d'une thèse en parallèle de celle-ci [3].

Couplée à un actionneur, la membrane permet le déplacement du liquide pompé et définit les caractéristiques principales de la pompe finale. Les fortes spécifications requises par l'injection médicale (injection rapide et dose précise) ont nécessité un important travail de réflexion et de conception en amont d'une fabrication en salle blanche. Les résultats de caractérisations ont également été confrontés aux prédictions de simulations et aux spécifications requises par l'injection médicale.

Le chapitre I présente le contexte et la problématique de l'injection médicale à l'aide d'une micropompe MEMS à membrane. A travers un état de l'art des micropompes MEMS à membranes rapportées dans la littérature, les différents couples membrane-actionneur sont décrits et analysés afin de mettre en avant leurs avantages et inconvénients. Cet état de l'art est confronté aux spécifications requises pour l'injection médicale. Deux couples membrane-actionneur ont été choisis et étudiés pour répondre à ces spécifications : une membrane à actionneur bimétallique intégré et une membrane à actionneur piézoélectrique externe.

Le chapitre II expose les différents outils mis en place durant ce travail de thèse. Ces outils ont été nécessaires au développement des membranes actionnées en vue de leur utilisation dans une micropompe. Des méthodes de conception à la fois analytiques et numériques sont présentées. Un algorithme d'optimisation a spécialement été mis en œuvre pour dimensionner les membranes et leur actionneur. Les différentes étapes de fabrication nécessaires à la réalisation de membranes MEMS et à l'intégration de capteurs au sein de la membrane sont également détaillées. Enfin, les différents bancs de mesures spécifiques mis en place afin de caractériser les membranes et vérifier leur comportement sont présentés.

Le chapitre III est dédié à l'étude de la membrane à actionneur bimétallique intégré qui présente l'avantage de la compacité et d'une fabrication aisée. Le fonctionnement d'une telle membrane est décrit à travers l'utilisation d'un modèle

analytique mécanique simplifié. Les limites d'un tel modèle analytique sont mises en avant par des simulations numériques basées sur la méthode des éléments finis (FEM : Finite Element Method). Ces simulations numériques révèlent également l'importance de phénomènes physiques, tel que les grandes déformations ou encore la diffusion thermique. Des membranes à actionneur bimétallique intégré ont été fabriquées en salle blanche et des thermo-résistances ont été intégrées au plus près de l'actionneur afin de mesurer le profil de température de ce dernier et de comparer ces résultats aux prédictions des simulations FEM. Le comportement des membranes fabriquées est comparé aux prédictions des simulations FEM. Enfin, en vue de leur utilisation dans une micropompe dédiée à l'injection médicale, les membranes sont dimensionnées à l'aide de l'algorithme d'optimisation mis en place spécifiquement. Les résultats du dimensionnement sont analysés et confrontés aux besoins d'un DMI portable.

Le chapitre IV est quant à lui dédié à l'étude de la membrane à actionneur piézoélectrique externe. La structure d'une telle membrane est décrite en vue de son dimensionnement pour l'injection médicale à l'aide de l'algorithme d'optimisation. Les résultats de l'optimisation sont analysés et un dimensionnement de membrane est choisi pour être intégré dans la micropompe dédiée à l'injection médicale. Un actionneur piézoélectrique est également proposé. Les membranes dimensionnées pour un actionneur piézoélectrique externe ont été réalisées en salle blanche. Des piézorésistances ont été intégrées aux membranes afin de mesurer les contraintes mécaniques de ces dernières. Les membranes sont ensuite caractérisées et leur comportement mécanique est comparé aux prédictions des simulations FEM. Les performances obtenues sont alors confrontées aux spécifications de l'injection médicale.

Chapitre 1: Contexte

1.1 De l'injection médicale aux micropompes MEMS

Parmi les nouveaux médicaments actuellement mis sur le marché, 20% d'entre eux sont des médicaments issus des biotechnologies (protéines thérapeutiques, anticorps monoclonaux, vaccins) [4]. Ces médicaments sont généralement administrés au patient par injection mais certains sont instables au contact de l'huile de silicone, lubrifiant nécessaire au coulissage d'un piston dans un corps de seringue. De plus, ces biomédicaments sont les plus coûteux du marché et certains atteignent un euro par microlitre. Le volume perdu lors de l'utilisation des seringues, de l'ordre de quelques dizaines de microlitres (soit par de mauvaises manipulations, soit par leur volume mort interne), peut ainsi représenter une perte de plusieurs dizaines d'euros par injection.

Les laboratoires pharmaceutiques sont à la recherche de Dispositifs Médicaux d'Injections (DMI) innovants mieux adaptés à ces nouveaux médicaments issus des biotechnologies et qui permettraient leur injection sans piston et sans pertes.

1.1.1 Les dispositifs médicaux d'injections (DMI) actuels

Afin de bien comprendre les enjeux de la conception d'un nouveau DMI, les avantages et les inconvénients des différents DMI actuellement sur le marché sont présentés ci-après.

1.1.1.1 La seringue préremplie

Les laboratoires pharmaceutiques commercialisent des seringues préremplies (PFS : PreFilled Syringe). Ces seringues contiennent à l'achat la quantité de solution du médicament, nécessaire pour une injection monodose, éliminant ainsi la problématique liée aux pertes de volumes lors du transfert du médicament du vial à la seringue. Un exemple de PFS est présenté sur la Figure 1.



Figure 1: Exemple d'une seringue préremplie (Praxiject de MedXL [5])

Cependant la PFS ne résout que partiellement les problèmes liés aux seringues standard, car elle utilise toujours un piston pour éjecter le fluide de la seringue. De plus, des pertes de liquides sont encore possibles notamment lors d'une pression accidentelle sur le piston avant l'injection.

1.1.1.2 L'auto-injecteur

L'auto-injecteur (Figure 2) est un boîtier dans lequel est inséré une PFS. Le piston de la PFS est souvent relié à un ressort permettant ainsi de vider la totalité du

médicament contenu dans le dispositif. L'auto-injecteur est un DMI qui délivre donc une dose unique de médicament. De par sa conception, il est simple à utiliser et destiné à l'auto-administration par le patient ou à l'injection par du personnel non formé.



Figure 2: Exemple d'auto-injecteur (Autoject Mini d'Owen Mumford [6]) et sa PFS

L'un des avantages des auto-injecteurs réside dans la possibilité de bloquer le ressort avant l'injection. Cela permet ainsi d'éviter toutes pertes de médicament par pression accidentelle sur le piston de la PFS lorsque celle-ci est insérée dans l'auto-injecteur. Lors de l'injection, un bouton permet de déverrouiller le ressort qui appuie alors sur le piston pour administrer le médicament.

Cependant, l'auto-injecteur ne s'affranchit pas du piston, puisqu'il utilise une PFS. De plus, certaines maladies, comme le diabète, nécessitent d'adapter la dose de médicament délivrée lors du traitement.

1.1.1.3 Le stylo injecteur

Un stylo injecteur (Figure 3) est un boîtier dans lequel est insérée une cartouche préremplie interchangeable, contrairement à l'auto-injecteur qui contient une PFS. Une bague permet de régler la dose à injecter. Les modèles diffèrent par le volume maximal réglable et par le pas de réglage qui permet de délivrer la dose requise.



Figure 3: Exemple de stylo injecteur (Autopen d'Owen Mumford [6]) et sa cartouche

Ainsi, le stylo injecteur possède les avantages de l'auto-injecteur mais se distingue de par sa dose réglable. La dose injectée peut être adaptée lors du traitement, évitant les pertes de médicament dues aux surdosages.

Cependant, les cartouches possèdent également un piston et n'élimine donc pas la présence d'huile de silicone.

1.1.1.4 Conclusion

Les différents dispositifs médicaux d'injection et leurs caractéristiques sont comparés dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Tableau comparatif des dispositifs médicaux d'injection actuels

DMI	Absence du risque d'erreur de dosage	Dose réglable	Absence d'huile de silicone
Seringue standard	Non	Oui	Non
Seringue préremplie	Oui	Non	Non
Auto-injecteur	Oui	Non	Non
Stylo injecteur	Oui	Oui	Non

Aucun DMI actuellement sur le marché n'évite l'utilisation d'un piston lubrifié à l'huile de silicone qui est connue pour dégrader les propriétés thérapeutiques de certains médicaments. De plus des erreurs humaines dans le réglage de la dose à injecter ou dans l'observance du patient peuvent survenir tout au long du traitement. Les nouveaux développements de DMI tendent donc à supprimer l'utilisation de pistons et à automatiser les injections [7]. C'est dans ce contexte que se placent les travaux de cette thèse.

1.1.2 L'injection MEMS

1.1.2.1 Le DMI d'EVEON

L'entreprise EVEON souhaite donc proposer une nouvelle génération de DMI monodoses s'affranchissant de l'utilisation d'un piston. Ces DMI automatiques doivent être adaptés aux injections intradermiques, sous-cutanées et intramusculaires. Ce dispositif médical d'injection (Figure 4) comporterait un flacon relié à une micropompe à l'aide d'un perforateur. Cette micropompe permettrait d'injecter à travers une aiguille le médicament initialement contenu dans le flacon. La descente de l'aiguille et la perforation du flacon seraient assurées par un actionneur dédié tandis que des capteurs de tissus et une électronique de contrôle automatiseraient l'injection.

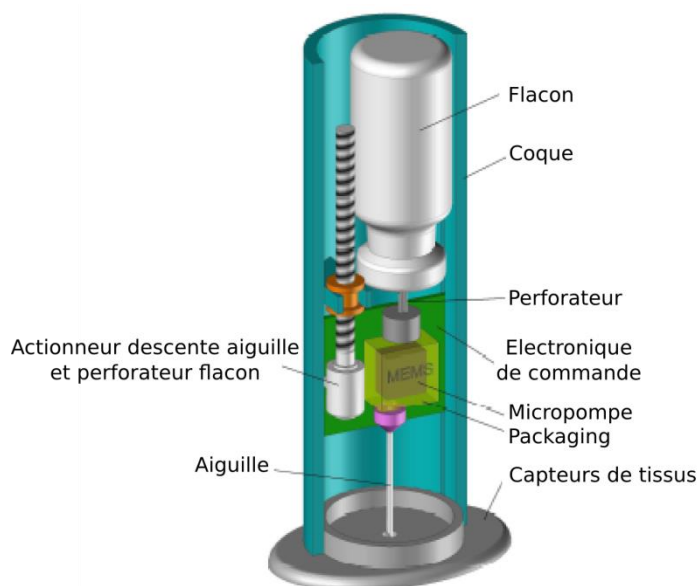


Figure 4 : Schéma éclaté du DMI de l'entreprise EVEON

Le DMI doit permettre d'injecter une dose de 1 mL de solution à travers une aiguille de gauge 29 (diamètre interne typique 0,133 mm, longueur typique 21 mm) en un maximum de 10 s, durée d'injection acceptable par le patient, avec une précision de 5%. Le volume interne du DMI doit être inférieur à 50 μ L et la consommation électrique ne doit pas excéder 1 W. Ces spécifications sont récapitulées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Spécifications requises pour le DMI d'EVEON

Spécifications	Valeurs
Dose à injecter	≥ 1 mL
Gauge de l'aiguille	29
Durée de l'injection	≤ 10 s
Précision de la dose	5%
Volume interne	≤ 50 μ L
Puissance consommée	≤ 1 W

A ce jour, il n'existe aucun dispositif d'injection autonome permettant de réaliser une injection automatique et sans piston, de très grande précision et entièrement sécurisée tel que souhaite le proposer l'entreprise EVEON. Afin de mieux répondre à la demande du marché, et en particulier à celle de l'entreprise EVEON, il est nécessaire de développer un DMI basé sur un système à la fois simple à mettre en œuvre et facilement intégrable.

1.1.2.2 La micropompe MEMS

Pour éviter l'utilisation d'un piston, EVEON souhaite intégrer au DMI une micropompe à membrane. Certaines sociétés commercialisent déjà des micropompes à membrane pour des applications biomédicales [8] (environ 20€ l'unité), mais aucune micropompe actuellement sur le marché ne peut répondre aux objectifs d'EVEON d'un point de vue fluïdique. En effet, ces micropompes à membrane ne permettent que l'infusion de médicament (injection de quelques microlitres par minute), et non l'injection « bolus » (injection de quelques millilitres par minute) visée par EVEON. Il est donc nécessaire de développer une pompe à membrane spécifique à l'injection « bolus » de médicaments.

Les pompes à membrane comportent une chambre de pompage et deux valves orientées en sens inverse définissant ainsi l'entrée et la sortie de la pompe (Figure 5). L'une des parois de cette chambre de pompage est une membrane dont le mouvement oscillant produit un changement de pression dans la chambre. Ce changement de pression crée alors un déplacement de fluide à travers les valves d'entrée et de sortie.

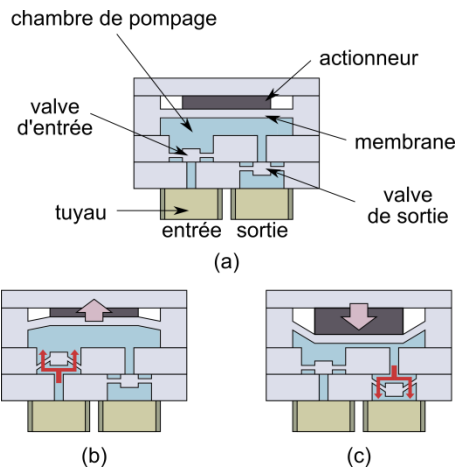


Figure 5 : Section d'une micropompe à membrane [2].
(a) au repos (b) à l'aspiration (c) au refoulement

Cependant, contrairement aux pompes à piston, les performances des pompes à membrane dépendent fortement du circuit fluide dans lequel elles sont intégrées (cf. Section 1.2.1). Afin de contrôler précisément la dose de médicament injecté, il est donc nécessaire d'implémenter des capteurs, notamment de pression et/ou de débit, afin de s'adapter aux conditions extérieures au pompage. De plus, ces capteurs permettent de détecter un éventuel dysfonctionnement du DMI (par exemple, un canal fluide bouché), améliorant ainsi la sécurité du dispositif lors de l'injection de médicaments.

Ainsi, la fabrication d'une micropompe MEMS, utilisant des techniques de fabrication issues de la microélectronique, a été choisie de façon à pouvoir aisément implémenter à la fois des capteurs et une électronique de contrôle et d'asservissement au sein de la pompe. De plus, les principaux matériaux utilisés en microélectronique tels que le silicium et l'oxyde de silicium sont biocompatibles avec les médicaments et conformes à la norme ISO 13485 relative aux dispositifs médicaux. Enfin, les procédés de fabrication en microélectronique sont compatibles avec une production en grande série.

Les pompes à membrane MEMS, solution retenue par EVEON, sont donc les plus adaptées à un système d'injection de médicaments. La suite de ce chapitre se concentre uniquement sur les pompes à membrane MEMS.

1.2 L'état de l'art des micropompes MEMS à membrane

Afin de choisir une technologie de micropompes MEMS à membrane adaptée à l'injection de médicaments, cette partie compare les différentes technologies existantes décrites dans l'état de l'art. Une première section expose les principales caractéristiques des pompes à membrane tandis qu'une seconde section présente l'état de l'art des différents principes d'actionnement de ces pompes à l'échelle du MEMS.

1.2.1 Les principales caractéristiques des pompes à membrane

Avant de passer en revue les différents principes d'actionnement, il est important de décrire les caractéristiques des pompes à membrane. Ces caractéristiques sont principalement le débit maximum Q_{max} , la différence de pression maximum Δp_{max} et la puissance consommée P de la pompe [2]. Le débit maximum est obtenu lorsque la pompe travaille sans différence de pression (la différence de pression Δp est supposé toujours positive). Inversement, à Δp_{max} , le débit de la pompe devient nul car la différence de pression s'oppose au travail de la pompe. La caractéristique type débit-pression d'une micropompe à membrane est représentée sur la Figure 6.

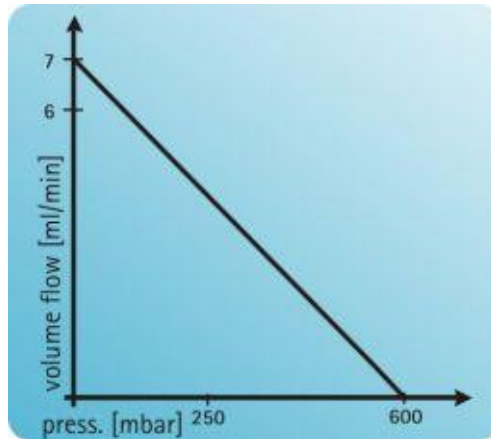


Figure 6: Caractéristique type débit-pression de la micropompe mp6 de Bartels Microtechnik [9].

La puissance électrique consommée P est une des contraintes pour la conception de systèmes portables et dépend fortement de la technologie de la pompe choisie. A partir de la puissance consommée, est définie l'efficacité thermodynamique η d'une pompe produisant un débit Q opposé à une différence de pression Δp [2] :

$$\eta = \frac{\text{puissance fluïdique}}{\text{puissance consommée}} = \frac{Q \times \Delta p}{P} \quad (1)$$

Malheureusement, cette caractéristique des micropompes est souvent omise dans la littérature. Lorsque Q_{max} et Δp_{max} sont connus, le débit Q peut alors être approximé par la fonction affine de la différence de pression Δp (Figure 6) :

$$Q(\Delta p) = Q_{max} \cdot \left(1 - \frac{\Delta p}{\Delta p_{max}}\right) \quad (2)$$

L'efficacité de la pompe est ainsi maximale pour $\Delta p = \frac{\Delta p_{max}}{2}$ et $Q = \frac{Q_{max}}{2}$. Dans ce cas, cette efficacité η_{max} vaut :

$$\eta_{max} = 0,25 \cdot \frac{Q_{max} \times \Delta p_{max}}{P} \quad (3)$$

Un autre paramètre important est l'auto-amorçabilité de la pompe ; c'est-à-dire sa capacité à aspirer le liquide au démarrage, alors que sa chambre de pompage est initialement remplie d'air. Cette capacité d'amorçage est limitée par la compressibilité de l'air qui empêche d'atteindre les pressions suffisantes à l'ouverture des valves d'entrée et de sortie de la pompe. Soit Δp_{valve} la pression d'ouverture des valves d'entrée et de sortie. Au refoulement (Figure 5), pour que la valve de sortie s'ouvre, la pression dans la chambre de pompage $p_{chambre}^{ref}$ doit être telle que :

$$p_{chambre}^{ref} \geq p_{sortie} + \Delta p_{valve} \quad (4)$$

où p_{sortie} est la pression en sortie de la pompe. De même, à l'aspiration, pour que la valve d'entrée s'ouvre, la pression dans la chambre de pompage $p_{chambre}^{asp}$ doit être telle que :

$$p_{chambre}^{asp} \leq p_{entrée} - \Delta p_{valve} \quad (5)$$

où $p_{entrée}$ est la pression en entrée de la pompe. Or, lors de l'amorçage, la chambre de pompage étant remplie d'air (la température est supposée constante), $p_{chambre}^{ref}$ et $p_{chambre}^{asp}$ sont reliées par la loi de Boyle-Mariotte :

$$\frac{p_{chambre}^{asp}}{p_{chambre}^{ref}} = \frac{V_0}{V_0 + \Delta V} \quad (6)$$

où V_0 est le volume de la chambre de pompage à la fin de la phase de refoulement (appelé volume mort) et ΔV le volume déplacé par la membrane lors d'un cycle de fonctionnement de la pompe (appelé cylindrée). En définissant le rapport de compression $\xi = \frac{\Delta V}{V_0}$ [10], l'auto-amorçabilité d'une pompe à membrane est alors définie par la condition :

$$\xi \geq \frac{p_{sortie} + \Delta p_{valve}}{p_{entrée} - \Delta p_{valve}} - 1 \quad (7)$$

Enfin, le dernier paramètre important est la fréquence de fonctionnement f de la pompe. En effet, le débit Q de la pompe dans son régime linéaire de fonctionnement peut être approximé par [11] :

$$Q = \Delta V \times f \quad (8)$$

Ainsi, la fréquence d'actionnement f peut être ajustée pour atteindre le débit souhaité et la cylindrée maximisée pour favoriser l'amorçabilité de la pompe.

Les différentes caractéristiques des micropompes à membrane ayant été exposées, celles-ci vont permettre d'évaluer les performances des micropompes à membrane et de leur principe d'actionnement décrits dans la littérature.

1.2.2 Les principes d'actionnement des micropompes à membrane

Les pompes à membrane ont besoin d'un actionneur pour fonctionner. Un actionneur est un organe fournissant la force nécessaire à l'exécution d'un travail ordonné par une unité de commande distante. Idéalement, les actionneurs sont simples à fabriquer, consomment peu d'énergie et peuvent générer de grandes forces et de grands déplacements, tout en ayant un faible temps de réponse de manière à travailler à haute fréquence.

Avant de comparer les principes d'actionnement, il est important de préciser que l'actionneur seul ne fixe pas toutes les caractéristiques des pompes dans lesquelles il est intégré. En effet, d'autres paramètres comme la géométrie et les matériaux de la membrane, le volume de la chambre de pompage ou les différentes caractéristiques des clapets influent sur le fonctionnement de la pompe. Par exemple, des clapets trop souples peuvent limiter la fréquence d'actionnement de la micropompe et ainsi diminuer le débit atteignable [12].

Dans cette section, les performances de différentes pompes à membranes sont présentées et comparées en fonction de leur principe d'actionnement, de manière à faire ressortir les tendances fortes liées au principe d'actionnement en lui-même.

1.2.2.1 Les micropompes piézoélectriques

L'utilisation de céramiques piézoélectriques telles que le PZT en tant qu'actionneur de micropompes date des années 1970 avec le développement de la technologie « jet d'encre » [13]. L'actionneur piézoélectrique contracte la chambre de la tête d'impression, éjectant ainsi des gouttes d'encre vers le support. Deux configurations d'actionneurs piézoélectriques sont possibles : la configuration en *contraintes latérales* [14] et la configuration en *contraintes axiales* [15].

La Figure 7 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur piézoélectrique en configuration de contraintes latérales.

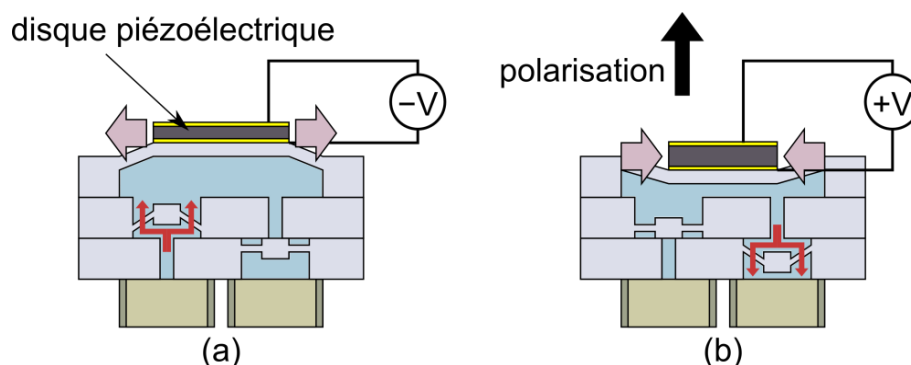


Figure 7: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur piézoélectrique en configuration de contraintes latérales [14] (a) à l'aspiration (b) au refoulement.

Dans la configuration de contraintes latérales, l'actionneur est un disque piézoélectrique collé à la surface extérieure de la membrane. Sous l'application d'une tension électrique

V , le moment de flexion du disque piézoélectrique force la membrane à se courber et change ainsi le volume de la chambre. Les contraintes internes, la polarisation ainsi que la valeur de la tension appliquée déterminent la plage de déflexion de la membrane. Dans la plupart des micropompes piézoélectriques, l'actionnement est bidirectionnel afin de maximiser cette plage de déflexion en appliquant $\pm V$.

La Figure 8 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur piézoélectrique dans une configuration de contraintes axiales.

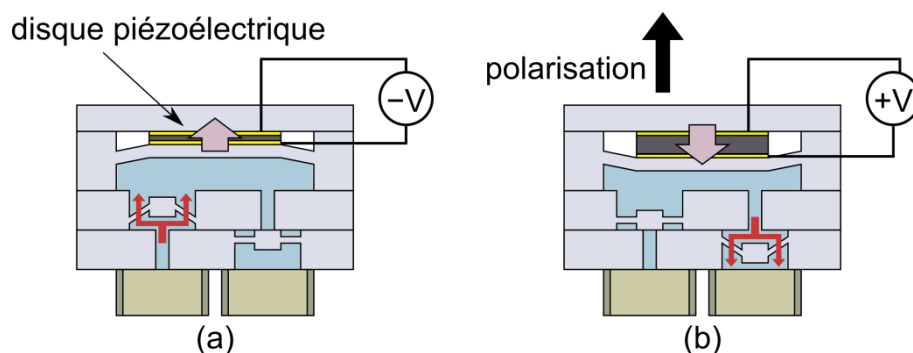


Figure 8: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur piézoélectrique en contraintes axiales [15]
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Dans cette configuration, le disque piézoélectrique est placé entre la membrane et un support rigide. Par conséquent, les deux faces du disque sont contraintes. Comme dans la configuration de contraintes latérales, une tension électrique V est appliquée au disque et la contrainte axiale provoque la déformation de la membrane. L'avantage de cette configuration réside dans une plus grande plage de pressions générées car de plus grandes forces sont développées par l'actionneur piézoélectrique. Cependant, sa fabrication requiert une couche additionnelle (capot) par rapport à la configuration en contraintes latérales.

De nombreuses micropompes piézoélectriques ont été rapportées dans la littérature [8], [14–35]. Les principales caractéristiques de certaines d'entre elles sont présentées dans le Tableau 3.

Tableau 3 : Principales caractéristiques de quelques micropompes piézoélectriques.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Olsson et al [33]	>0,024	560	16	17	NC	NC
Olsson et al [26]	>0,005	3500	2,3	74	NC	NC
Kamper et al [34]	0,6	70	0,4	210	NC	NC
Bartels Microtechnik [8]	>0,5	100	6	55	0,2	<0,7%

Le principal avantage de ces micropompes réside dans leur haute fréquence de fonctionnement, tirant profit du faible temps de réponse d'actionneur piézoélectrique. Ainsi, les micropompes piézoélectriques atteignent généralement des débits plus élevés (jusqu'à 16 mL min^{-1}) que les autres micropompes à membrane.

Cependant, leur inconvénient majeur provient de leur course très faible (de l'ordre de quelques microns), ce qui limite la cylindrée de la micropompe ($\Delta V < 1 \mu\text{L}$) et donc ses capacités d'auto-amorçage.

1.2.2.2 Les micropompes électrostatiques

La Figure 9 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec un actionneur électrostatique.

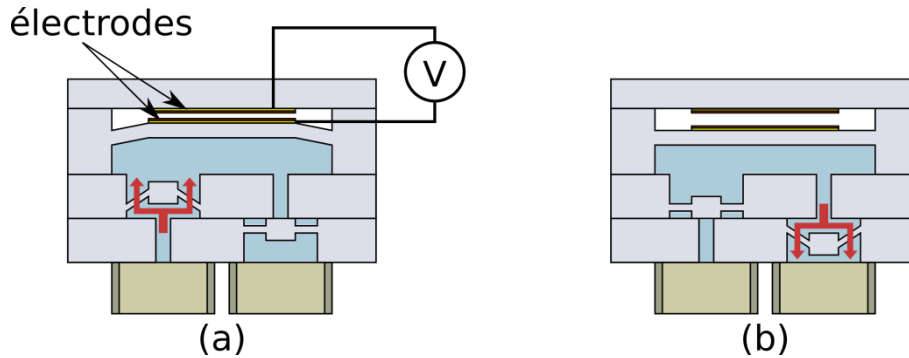


Figure 9: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur électrostatique [2]
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Une première électrode métallique est déposée sur la membrane tandis qu'une seconde électrode est placée sur un support rigide créant ainsi une capacité plane dont une des deux électrodes est mobile. En appliquant une tension, les forces électrostatiques induites entre ces deux électrodes attirent la membrane et changent ainsi le volume de la chambre. Cette étape représente l'aspiration alors que le refoulement est caractérisé par l'absence de tension. Afin de prévenir les courts-circuits, une couche isolante est déposée à la surface des électrodes. Il faut noter que l'actionnement n'est pas réversible car les forces électrostatiques sont seulement attractives.

Quelques caractéristiques de pompes électrostatiques ont été rapportées dans la littérature [10], [36–40]. Dans le Tableau 4 figurent les principales caractéristiques de quelques-unes d'entre elles.

Tableau 4 : Principales caractéristiques principales de quelques micropompes électrostatiques.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [%]
Zengerle <i>et al</i> [36]	>0,009	300	0,16	29	0,001	<1,9%
Richter <i>et al</i> [10]	0,04	400	0,26	NC	NC	NC

Les micropompes électrostatiques possèdent certains avantages : une réalisation utilisant uniquement des matériaux et des procédés standards de microfabrication, une forte compacité et de hautes fréquences de fonctionnement ($> 100 \text{ Hz}$). Néanmoins, la force électrostatique est inversement proportionnelle à la distance entre les deux électrodes. Ainsi, la distance entre les deux électrodes doit être contrôlée très précisément (quelques μm). Les actionneurs électrostatiques sont donc difficiles à

fabriquer. De plus, ne déformant les membranes que de quelques microns, ils ne peuvent générer que de faibles cylindrées (< 40 nL).

1.2.2.3 Les micropompes électromagnétiques

La Figure 10 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec un actionneur électromagnétique.

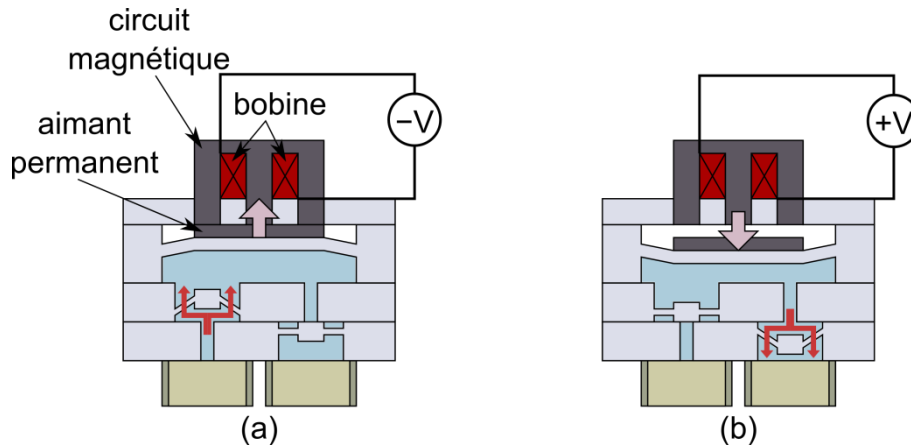


Figure 10: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur électromagnétique [41]
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Les actionneurs électromagnétiques sont généralement composés d'un aimant permanent (placé sur la membrane de la pompe) et d'une bobine. Le passage d'un courant électrique dans la bobine va générer une force électromagnétique dite de Lorentz qui attire ou repousse l'aimant permanent.

Quelques micropompes magnétiques ont été rapportées dans la littérature [28], [41–45]. Les principales caractéristiques de l'une d'entre elles sont présentées dans le Tableau 5.

Tableau 5 : Principales caractéristiques d'une micropompe électromagnétique.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Yamahata <i>et al</i> [41]	>2,8	30	5	28	3,7	<0,015%

Les actionneurs électromagnétiques fournissent de grandes cylindrées (> 1 μL) comparativement aux actionneurs piézoélectriques et électrostatiques qui ne sont limités qu'à quelques centaines de nanolitres.

Néanmoins, l'utilisation d'actionneurs électromagnétiques pour les micropompes MEMS est limitée, car peu de matériaux magnétiques peuvent être facilement micro-usinés. De plus, la bobine dissipe beaucoup d'énergie par effet Joule, ce qui réduit l'efficacité des actionneurs électromagnétiques et les rend inadaptés pour des dispositifs portables. Enfin, l'important volume de la bobine réduit la compacité atteignable de ce type de micropompes.

1.2.2.4 Les micropompes thermo-pneumatiques

La Figure 11 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec un actionneur thermo-pneumatique.

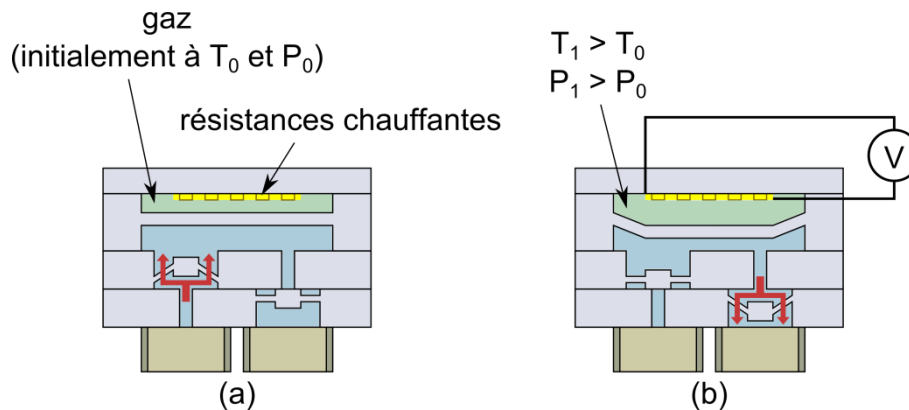


Figure 11: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur thermo-pneumatique [2]
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Cette technologie est caractérisée par une couche de résistances chauffantes. Une seconde chambre (localisée de l'autre côté de la membrane par rapport à la chambre principale) est remplie d'un gaz qui se dilate par élévation de température et force la membrane à fléchir ce qui implique le refoulement. L'aspiration se produit lorsqu'aucune tension n'est appliquée et que le fluide se refroidit en laissant la membrane se relaxer.

Quelques micropompes thermo-pneumatiques ont été étudiées dans la littérature [46–53]. Les principales caractéristiques de l'une d'entre elles sont présentées dans le Tableau 6.

Tableau 6 : Principales caractéristiques d'une micropompe thermo-pneumatique.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Wego <i>et al</i> [53]	>8,8	1	0,53	12	1	$<2,65 \cdot 10^{-3}\%$

Un avantage de l'actionnement thermo-pneumatique est sa capacité à générer de grandes cylindrées. En effet, contrairement aux pompes piézoélectriques ou électrostatiques, la cylindrée des pompes thermo-pneumatiques dépend, pour une même puissance de chauffe, uniquement des capacités d'expansion du gaz et des propriétés mécaniques de la membrane. De plus, leur fabrication est possible en n'utilisant que des procédés standards de microélectronique.

Cependant, l'inconvénient majeur des pompes thermo-pneumatiques est leur faible efficacité thermodynamique, ce qui les rend inadaptées aux applications mobiles. De plus, leur fréquence de fonctionnement est très fortement limitée par la lenteur des transferts de chaleur à travers le second fluide. Leur débit est alors limité à quelques microlitres par minute malgré leur importante cylindrée.

1.2.2.5 Les micropompes à changement de phase

De par leur conception, les micropompes à changement de phase [54], [55] sont très proches des micropompes thermo-pneumatiques (cf. Figure 11). L'actionneur à changement de phase est composé d'un élément chauffant et d'une matière liquide ou solide, séparée de la chambre de pompage par la membrane. Le changement de phase (vaporisation et liquéfaction ou fusion et solidification) de la matière liquide ou solide permet l'actionnement de la membrane.

A titre d'exemple, les principales caractéristiques d'une micropompe à changement de phase sont présentées dans le Tableau 7.

Tableau 7 : Principales caractéristiques de quelques micropompes à changement de phase.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Sim <i>et al</i> [54]	>0,7	0,5	$6 \cdot 10^{-3}$	0,1	0,6	$3,6 \cdot 10^{-7}\%$

Le principal inconvénient des micropompes à changement de phase est leur faible débit, n'excédant généralement pas $10 \mu\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$, dû à leur faible cylindrée et leur faible fréquence d'actionnement. De plus, leur importante consommation énergétique limite leur intégration dans les dispositifs portables.

1.2.2.6 Les micropompes bimétalliques

La Figure 12 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe à actionneur bimétallique.

structure bimétallique

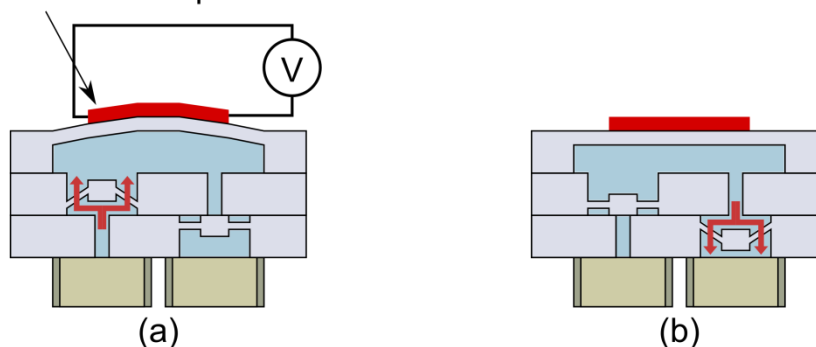


Figure 12: Principe de fonctionnement d'une micropompe à actionneur bimétallique
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Cette technologie utilise comme actionneur une structure bimétallique (métal-métal ou tout autre type de bilame avec une grande différence de coefficients d'expansion thermique entre les deux matériaux). Lorsque la température augmente, une contrainte mécanique est générée dans la structure car l'une des couches du bilame se dilate plus que l'autre, créant ainsi une déformation de la membrane. Quand la température diminue, la structure se relaxe et la membrane revient à son état initial.

Seulement quelques micropompes bimétalliques ont été rapportées dans la littérature [56], [57]. Les principales caractéristiques de l'une d'entre elles sont reprises dans le Tableau 8.

Tableau 8 : Principales caractéristiques de quelques micropompes bimétalliques.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Zhan <i>et al</i> [56]	NC	NC	0,045	12	NC	NC

L'avantage majeur des micropompes à actionnement bimétallique réside dans leur simplicité de réalisation technologique. Ces dispositifs sont très attractifs pour une fabrication à bas-coût, tout en restant entièrement compatible avec les technologies et les matériaux standards de la microélectronique.

Cependant, l'inconvénient majeur des pompes bimétalliques est leur faible débit, limité à quelques dizaines de microlitres par minute. Cet inconvénient est certainement dû à la lenteur du refroidissement de la membrane.

1.2.2.7 Les micropompes à alliage à mémoire de forme

La Figure 13 illustre le principe de fonctionnement d'une micropompe avec un actionneur en alliage à mémoire de forme.

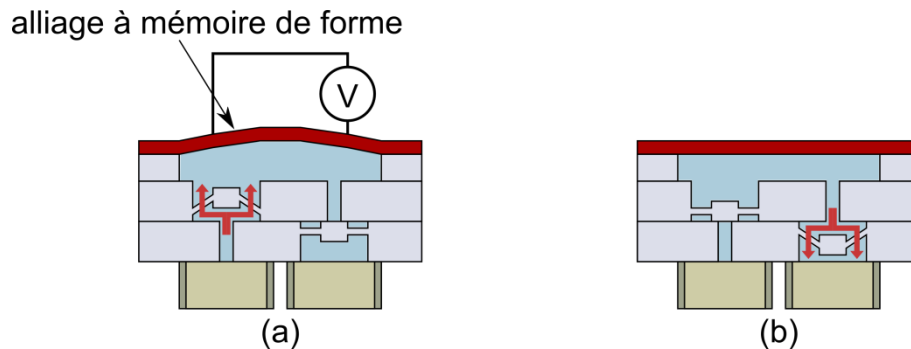


Figure 13: Principe de fonctionnement d'une micropompe avec actionneur en alliage à mémoire de forme [58]
(a) à l'aspiration (b) au refoulement

Les pompes à alliage à mémoire de forme font appel à l'effet mémoire de certains alliages comme le nickel-titane. Ces alliages possèdent deux phases cristallographiques : une phase martensitique à basse température et une phase austénitique à haute température. L'alliage est capable d'avoir deux positions stables, chacune correspondant à une phase cristallographique. Le déplacement de la membrane se fait donc par un changement de température de la couche d'alliage à mémoire de forme. Les alliages à mémoire de forme les plus utilisés sont l'or-cuivre (Au-Cu), l'indium-titane (In-Ti) et le nickel-titane (Ni-Ti). L'alliage nickel-titane est le plus attractif car il permet de générer de grandes forces d'actionnement et de grands déplacements comparativement aux autres alliages à mémoire de forme.

Les principales caractéristiques d'une micropompe à alliage à mémoire de forme sont rapportées dans le Tableau 9.

Tableau 9 : Principales caractéristiques d'une micropompe à alliage à mémoire de forme.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [mL min^{-1}]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Benard <i>et al</i> [58]	>0,93	0,9	0,050	NC	0,54	NC

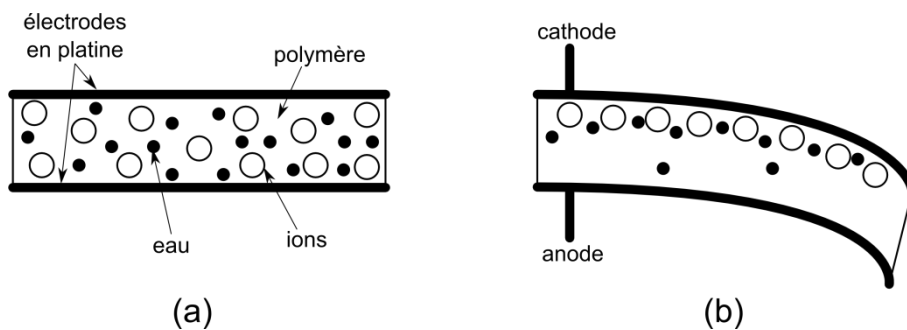
Le principal avantage de l'actionneur en alliage à mémoire de forme réside dans son faible nombre d'étapes de fabrication.

Cependant, les matériaux utilisés dans les alliages à mémoire de forme ne sont pas des matériaux standards en microélectronique. Ces actionneurs sont donc difficilement intégrables en technologie MEMS. De plus, le changement de phase cristallographique nécessite de fortes énergies thermiques, limitant son intégration dans des dispositifs portables.

1.2.2.8 Les micropompes à film polymère

L'un des actionneurs en polymère les plus couramment utilisés est le film polymère conducteur ionique (ICPF : Ion Conductive Polymer Film).

La Figure 14 illustre le principe de courbure d'un actionneur en ICPF.



**Figure 14: Illustration de la courbure d'un actionneur en ICPF [59]
(a) au repos (b) sous l'action d'un champ électrique**

Le film polymère conducteur ionique est un polymère d'acide perfluorosulfonique [59], [60]. Il est recouvert sur chaque face d'une électrode conductrice, souvent un métal tel que l'or ou le platine. Sous l'action d'un champ électrique appliqué aux bornes des électrodes, les cations présents dans le polymère migrent vers la cathode. Durant cette migration, les cations entraînent des molécules d'eau, induisant ainsi un moment fléchissant dans le film polymère. Selon le signe de la tension, la membrane en ICPF se courbe dans un sens ou dans l'autre.

Les principales caractéristiques d'une micropompe ICPF sont rapportées dans le Tableau 10.

Tableau 10 : Principales caractéristiques d'une micropompe ICPF.

Auteur	ΔV [μL]	f [Hz]	Q_{max} [$\text{mL} \cdot \text{min}^{-1}$]	p_{max} [kPa]	P [W]	η_{max} [1]
Guo <i>et al</i> [59–61]	>0,315	2	0,0378	NC	NC	NC

L'actionneur ICPF est souvent comparé à un muscle artificiel de par sa faible tension d'actionnement et sa biocompatibilité.

Mais, le principal inconvénient des micropompes ICPF est leur faible débit, n'excédant généralement pas $40 \mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1}$, dû à leur faible cylindrée et leur faible fréquence d'actionnement.

1.3 Problématique

Il existe donc une grande variété de micropompes à membrane couplée à différents types d'actionneurs. Le choix d'un principe d'actionnement résulte de la mise en regard des spécifications visées pour une application de type injection « bolus » (Tableau 2) et des spécificités des différents actionneurs.

Le débit moyen Q requis peut être calculé à partir de la dose à injecter et de la durée d'injection :

$$Q = \frac{\text{dose à injecter}}{\text{durée de l'injection}} \geq 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} \quad (9)$$

En appliquant la loi de Poiseuille, adaptée aux écoulements laminaires (profil de vitesse parabolique et vitesse aux parois nulle), les pertes de charges dans l'aiguille $\Delta p_{aiguille}$ sont :

$$\Delta p_{aiguille} = \frac{128 \cdot \mu \cdot L \cdot Q}{\pi \cdot d^4} \geq 2,7 \text{ bars} \quad (10)$$

où μ est la viscosité du médicament ($\sim 1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$), L la longueur de l'aiguille, Q le débit et d le diamètre interne de l'aiguille. La pression systolique d'un patient présentant une hypertension artérielle (HTA) sévère pouvant atteindre 200 mmHg , soit environ $0,3 \text{ bars}$, la pression maximale vue par la pompe lors de l'injection est d'au moins 3 bars ($p_{patient} + \Delta p_{aiguille}$).

Afin d'atteindre les spécifications ($Q \geq 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1}$ à $p \geq 3 \text{ bar}$), la micropompe intégrée au système de délivrance de médicament doit posséder des caractéristiques Q_{max} et p_{max} telles que l'équation:

$$Q(p = 3 \text{ bar}) \geq 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} \quad (11)$$

ait une solution, c'est-à-dire telles que :

$$Q_{max} \geq 6 \text{ mL} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \left(\frac{P_{max}}{P_{max} - 3 \text{ bar}} \right) \quad (12)$$

Sa consommation ne devant pas excéder 1 W, son efficacité à 3 bars de pression doit donc être au moins supérieure à 3%.

Le domaine des spécifications d'EVEON est représenté sur la Figure 15, conformément à l'équation (12). Sur cette figure est aussi rapportée la répartition des micropompes de la littérature en fonction de leur débit et leur contre-pression maximums.

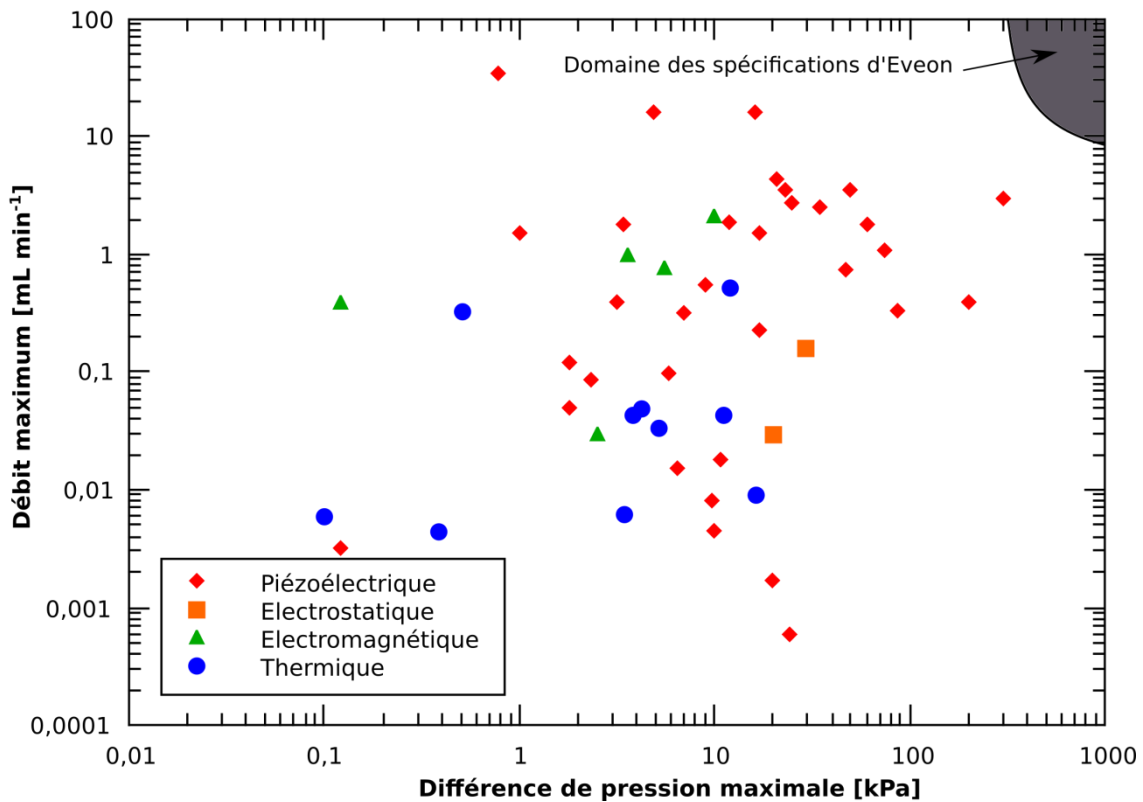


Figure 15: Répartition des micropompes de la littérature en fonction de leur débit et de leur différence de pression maximums

Différentes technologies sont représentées sur la Figure 15 telles que les micropompes piézoélectriques, électrostatiques, électromagnétiques ou thermiques. Les micropompes thermiques regroupent les technologies thermo-pneumatiques, à changement de phase, bimétalliques et à alliage à mémoire de forme

Il est important de remarquer qu'aucune micropompe MEMS industrielle ou issue de la littérature n'est capable de répondre aux spécifications (6 ml·min⁻¹ à 300 kPa). Ainsi, le principe d'actionnement le plus adapté doit être choisi afin d'obtenir une pompe dont les caractéristiques permettent l'injection de médicaments.

Les principaux avantages et inconvénients de chaque principe d'actionnement sont présentés dans le Tableau 11.

Tableau 11 : Comparaison relative des différents principes d'actionnement des micropompes à membrane

Principe d'actionnement	Cylindrée	Pression	Temps de réponse	Consommation électrique	Fabrication
Piézoélectrique	-	+	+	+	+
Electrostatique	-	-	+	+	-
Electromagnétique	+	+	+	-	-
Thermo-pneumatique	+	+	-	-	+
Changement de phase	-	-	-	-	+
Bimétallique	?	?	-	?	+
Alliage à mémoire de forme	-	-	-	-	-
ICPF	-	?	-	-	-

+ : Bien, - : Mauvais, ? : Inconnu

L'actionneur bimétallique ayant été peu étudié, son étude en vue d'une intégration dans une micropompe à application médicale représente une vraie innovation mais également un risque technologique (consommation énergétique, débit et pression). Au vue de sa compatibilité microélectronique et de sa facilité de fabrication, l'actionneur bimétallique a été choisi en premier lieu comme actionneur de la micropompe développée pour le dispositif médical d'injection d'EVEON. Cette technologie permet, sans coûts additionnels, l'intégration au sein de la micropompe de capteurs nécessaires au dosage précis de la quantité de médicament injectée au patient. Une solution de micropompe à actionneur piézoélectrique externe est étudiée en parallèle. Cet actionneur externe, plus puissant, à plus grande course et plus efficace énergétiquement qu'un actionneur piézoélectrique intégré, permettra d'atteindre les débits et les pressions requises à une injection, au détriment de la compacité et de la facilité d'intégration de la micropompe.

1.4 Conclusion

L'objectif de cette thèse est de réaliser une membrane de pompe, adaptée particulièrement à l'injection « bolus » de médicaments. Cette membrane doit être adaptée à la co-intégration de capteurs et donc soumise à des exigences de microfabrication. Les spécifications sur cette membrane sont élevées, en regard des dispositifs déjà développés. Il a donc fallu choisir une méthode d'actionnement adaptée. Deux méthodes ont été retenues : l'une très innovante, l'autre plus à même d'atteindre les spécifications.

Les chapitres suivants présentent le travail réalisé sur ce couple membrane-actionneur.

Chapitre 2: Les membranes de micropompes : de la conception au prototype

Afin de répondre aux spécifications de l'injection médicale (6 mL min^{-1} à 3 bar), il est nécessaire de développer une micropompe à membrane. Il s'agit donc de concevoir, fabriquer et caractériser des membranes actionnées, à usage de corps d'épreuve dans la micropompe.

L'objectif de ce chapitre est d'exposer les différents outils nécessaires à ce développement. Ainsi, la première partie présente les formules analytiques permettant de calculer le comportement mécanique des membranes. La seconde partie de ce chapitre se consacre aux simulations de membranes par la méthode des éléments finis (FEM : Finite Element Method) qui permet d'outrepasser certaines limitations des formules analytiques. Les différents procédés utilisés dans la microfabrication de membranes et de capteurs intégrés aux membranes sont ensuite exposés dans une troisième partie. Enfin, ce chapitre présente des moyens de caractérisation mécanique de membranes.

2.1 Les formules analytiques

Cette partie est consacrée aux formules analytiques et plus précisément aux formules de Roark [62] appliquées aux membranes planes, qui permettent d'estimer les déformations et les contraintes au sein de ces structures. Une première section expose les hypothèses considérées pour l'utilisation de ces formules. Puis, dans une seconde section, l'utilisation des formules de Roark [62] est illustrée à travers un exemple de membrane circulaire soumise à un champ de pression uniforme. Enfin, la dernière section traite le cas des grandes déformations des membranes, comportement souvent obtenu dans les microsystèmes, mais qui se situe généralement à la limite de validité des expressions analytiques.

2.1.1 Les hypothèses de calculs

Les formules de cette partie sont basées sur les hypothèses suivantes : (1) la membrane est plane, d'épaisseur uniforme, et d'un matériau homogène isotropique ; (2) l'épaisseur de la membrane est inférieure au quart de sa plus petite dimension transverse ; (3) la déflexion maximale de la membrane est inférieure à la moitié de son épaisseur ; (4) toutes les forces, appliquées et de réaction, sont normales au plan de la membrane ; et (5) la membrane n'est jamais contrainte au-delà de sa limite élastique. Cette dernière hypothèse est toujours valide dans le cas de membranes en silicium, car le silicium ne possède pas de domaine plastique. Dans ce chapitre, la membrane au repos est supposée plane.

L'hypothèse (3) est appelée l'hypothèse des petites déformations et est illustrée sur la Figure 16.

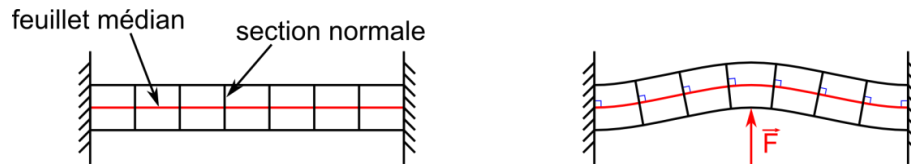


Figure 16: Schéma en coupe de la membrane illustrant l'hypothèse des petites déformations
Les sections normales au feuillet moyen restent normales lors de la déformation.

Lorsque la membrane se défléchit, seul le feuillet médian reste non contraint alors que le reste de la membrane subit des contraintes biaxiales, orientées selon le plan de la membrane. Les sections normales de la membrane, qui étaient originellement verticales, restent normales au feuillet médian lors de la déformation. L'intensité de la contrainte mécanique principale sur ces sections est proportionnelle à la distance au plan médian. Par conséquent, les contraintes sont maximales au niveau des surfaces inférieures et supérieures de la membrane, comme illustré sur la Figure 17.

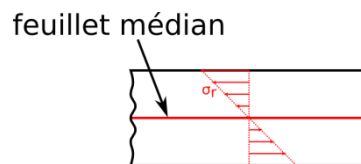


Figure 17: Champ de la contrainte principale sur une section normale

Ces différentes hypothèses permettent de délimiter le domaine de validité des différentes formules exposées ci-après dans le cas d'une membrane circulaire soumise à un champ de pression uniforme.

2.1.2 Membrane circulaire soumise à champ de pression uniforme

Lors de la conception de membranes en tant que corps d'épreuve dans une micropompe, les caractéristiques importantes sont leur volume déplacé ΔV appelé cylindrée et les contraintes générées dans leur structure lors de leur actionnement. Afin d'illustrer l'utilisation des formules de Roark [62], un exemple de membrane circulaire soumise à un champ de pression uniforme est utilisé pour extraire ces caractéristiques (Figure 18).

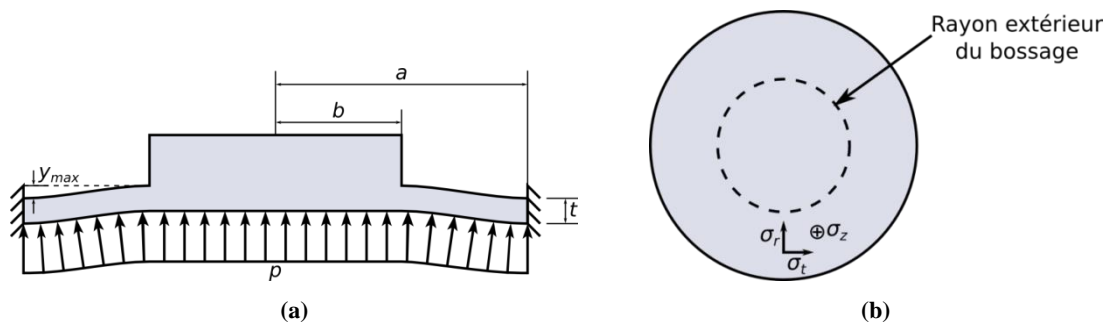


Figure 18 : Schéma d'une membrane circulaire de rayon a soumise à un champ de pression uniforme.
(a) vue en coupe (b) vue de la face inférieure

Cette membrane circulaire est considérée comme étant en silicium et composée d'une partie annulaire et d'un bossage en son centre pour offrir une plus grande déflexion à force égale [63]. La partie annulaire a un rayon extérieur a , un rayon intérieur b et une épaisseur t . Le bossage central est supposé assez épais pour négliger sa déformation. Les différents paramètres géométriques et physiques de cet exemple sont donnés dans le Tableau 12. Les valeurs de ces paramètres sont choisies afin de représenter les membranes fabriquées dans le chapitre 3.

Tableau 12 : Paramètres géométriques et physiques de l'exemple de la Figure 18

Paramètre	Description	Valeur
a	Rayon de la membrane	1000 μm
b	Rayon du bossage	500 μm
t	Épaisseur de la partie annulaire de la membrane	10 μm
p	Pression appliquée	25 kPa
E	Module de Young du silicium	170 GPa [64]
ν	Coefficient de Poisson du silicium	0,28 [64]

Le champ de pression p induit une déformation de la membrane $y(r)$, où r est la position radiale du point évalué (la position radiale $r = 0$ correspond au centre de la membrane). Le maximum y_{max} de cette déformation se situe pour r compris entre 0 et b , c'est-à-dire sur la totalité de la surface du bossage. On peut donc calculer la cylindrée ΔV de la membrane représentée Figure 19 avec la formule suivante :

$$\Delta V = y_{max}\pi b^2 + 2\pi \int_b^a y(r) \cdot r \cdot dr \quad (13)$$

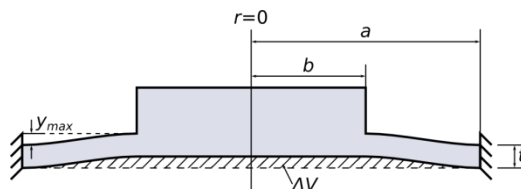


Figure 19: Schéma en coupe de la membrane circulaire mettant en avant la cylindrée ΔV de la membrane lors de sa déformation

Les contraintes radiales σ_r et tangentielles σ_t à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane sont calculées respectivement à partir du moment radial par unité de longueur M_r et du moment tangentiel par unité de longueur M_t :

$$\sigma_r(r) = \frac{6M_r(r)}{t^2} \quad (14)$$

$$\sigma_t(r) = \frac{6M_t(r)}{t^2} \quad (15)$$

La contrainte σ_z dans le sens de l'épaisseur de la membrane est considérée nulle car l'épaisseur de la partie annulaire de la membrane est supposée faible (hypothèse (2)). Le bossage étant considéré indéformable, celui-ci ne subit aucune contrainte.

Cet exemple de membrane circulaire soumise à un champ de pression uniforme peut être résolu en traitant deux cas simplifiés puis en appliquant le principe de superposition pour le calcul de contraintes et de déformations. Ainsi, le premier cas traite de la pression p qui s'applique uniquement sur la partie annulaire de la membrane, tandis que le second cas traite de la pression p appliquée sur le bossage.

Un certain nombre de fonctions et de constantes sont utilisées pour la résolution de ces cas. Ainsi, la constante D représente le module de rigidité en flexion de la membrane et est donné par:

$$D = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (16)$$

2.1.2.1 Pression appliquée sur la partie annulaire de la membrane

La Figure 20 illustre le cas de la pression p appliquée uniquement sur la partie annulaire de la membrane circulaire.

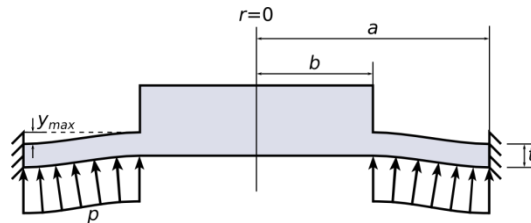


Figure 20 : Pression appliquée sur la partie annulaire de la membrane

Les formules de Roark [62] traitent directement ce cas. Ainsi, pour $0 \leq r \leq b$, la déformation $y(r)$ est constante et $y(r) = y_{max}$, tandis que le moment radial par unité de longueur M_r , le moment tangentiel par unité de longueur M_t ainsi que la pente radiale θ sont nuls. Pour $b \leq r \leq a$, les valeurs de la déformation, des moments par unité de longueur et de la pente radiale sont données par:

$$y(r) = y_{max} + M_{rb} \frac{r^2}{D} F_2(r) + p \frac{r^4}{D} G_{11}(r) \quad (17)$$

$$\theta(r) = M_{rb} \frac{r}{D} F_5(r) + p \frac{r^3}{D} G_{14}(r) \quad (18)$$

$$M_r(r) = M_{rb} F_8(r) + p r^2 G_{17}(r) \quad (19)$$

$$M_t(r) = \frac{\theta(r) D (1 - \nu^2)}{r} + \nu M_r(r) \quad (20)$$

avec
$$y_{max} = \frac{p a^4}{D} \left(\frac{C_2 L_{14}}{C_5} - L_{11} \right) \quad (21)$$

et
$$M_{rb} = \frac{-p a^2 L_{14}}{C_5} \quad (22)$$

Les fonctions $F_x(r)$ et $G_x(r)$ et les constantes C_x et L_x sont données en annexe A.

Ainsi, la déflexion maximale y_{max} et la cylindrée ΔV (équation (13)) de la membrane sont calculées analytiquement. Avec les valeurs du Tableau 12 :

$$y_{max} \simeq 3,4 \mu m \quad (23)$$

$$\Delta V \simeq 6,4 n\ell \quad (24)$$

La déflexion maximale y_{max} ne représente que 34% de l'épaisseur de la membrane. Ainsi, l'hypothèse (3) précédemment formulée est bien valide. Ces valeurs de déflexion maximale y_{max} et de cylindrée ΔV pourront être directement ajoutées à la déflexion maximale et à la cylindrée du cas de la pression appliquée sur le bossage afin d'évaluer la déflexion maximale et la cylindrée totales de la membrane.

Les contraintes radiales σ_r et tangentielles σ_t à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane sont calculées à partir des équations (14) et (15). Elles sont tracées sur la Figure 21.

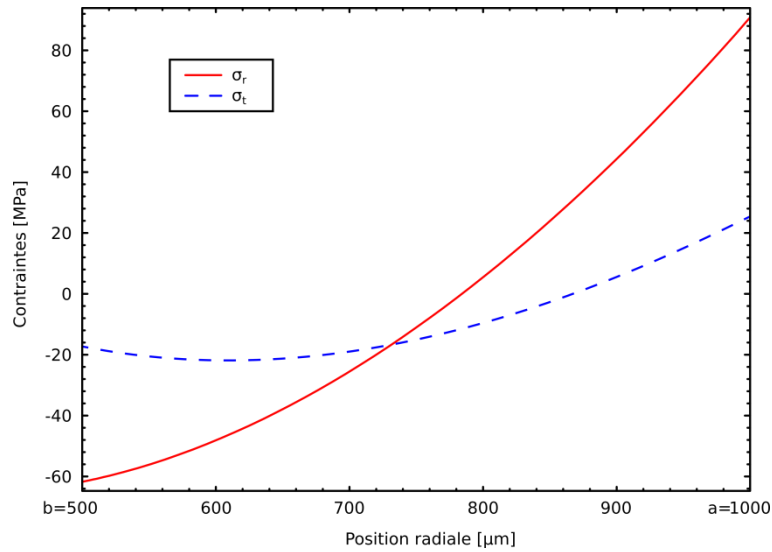


Figure 21: Distribution des contraintes radiales et tangentielles à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane

Aussi bien au rayon intérieur b qu'au rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane, l'amplitude des contraintes radiales est plus importante que celle des contraintes tangentielles. Aux alentours du rayon intérieur b , la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane est en compression tandis que la surface inférieure aux alentours du rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane est en traction.

Le cas de la pression qui s'applique uniquement sur la partie annulaire de la membrane est donc résolu. Le second cas est maintenant étudié afin de pouvoir appliquer le principe de superposition.

2.1.2.2 Pression appliquée sur le bossage

Ce cas traite de la pression appliquée sur le bossage. Le bossage étant supposé indéformable, la pression p qui s'y applique équivaut à une force linéique f égale à :

$$f = \frac{p\pi b^2}{2\pi b} = \frac{pb}{2} \quad (25)$$

appliquée sur le rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane.

La Figure 22 illustre le cas de cette force linéique F_L appliquée sur le rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane.

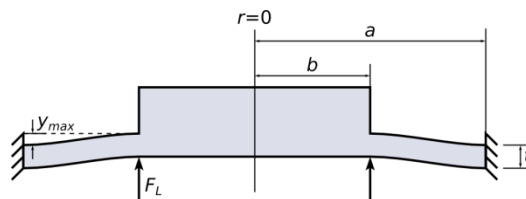


Figure 22 : Force linéique appliquée sur le rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane

Tout comme le cas de la pression appliquée sur la partie annulaire de la membrane, les formules de Roark [62] traitent directement le cas d'une force linéique appliquée sur le rayon intérieur de la partie annulaire. Ainsi, pour $0 \leq r \leq b$, la déformation $y(r)$ est constante et $y(r) = y_{max}$, tandis que le moment radial par unité de longueur M_r , le moment radial tangentié par unité de longueur M_t et la pente radiale θ sont nuls. Pour $b \leq r \leq a$, les valeurs de la déformation, des moments par unité de longueur et de la pente radiale sont données par :

$$y(r) = y_{max} + M_{rb} \frac{r^2}{D} F_2(r) + F_L \frac{r^3}{D} G_3(r) \quad (26)$$

$$\theta(r) = M_{rb} \frac{r}{D} F_5(r) + F_L \frac{r^2}{D} G_6(r) \quad (27)$$

$$M_r(r) = M_{rb} F_8(r) + F_L r G_9(r) \quad (28)$$

$$M_t(r) = \frac{\theta(r) D (1 - \nu^2)}{r} + \nu M_r(r) \quad (29)$$

avec
$$y_{max} = \frac{F_L a^3}{D} \left(\frac{C_2 L_6}{C_5} - L_3 \right) \quad (30)$$

et
$$M_{rb} = \frac{-F_L a L_6}{C_5} \quad (31)$$

Ainsi, la déflexion maximale y_{max} et la cylindrée ΔV (équation (13)) de la membrane sont calculées analytiquement.

$$y_{max} \simeq 2,8 \mu m \quad (32)$$

$$\Delta V \simeq 4,9 n\ell \quad (33)$$

La déflexion maximale y_{max} ne représente que 28% de l'épaisseur de la membrane ce qui est en accord avec l'hypothèse (3) précédemment formulée. Ces valeurs seront directement ajoutées à la déflexion maximale et à la cylindrée du cas de la pression appliquée seulement sur la partie annulaire de la membrane afin d'évaluer la déflexion maximale et la cylindrée totales de la membrane.

Les contraintes radiales σ_r et tangentiéles σ_t à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane sont calculées à partir des équations (14) et (15). Elles sont tracées sur la Figure 23.

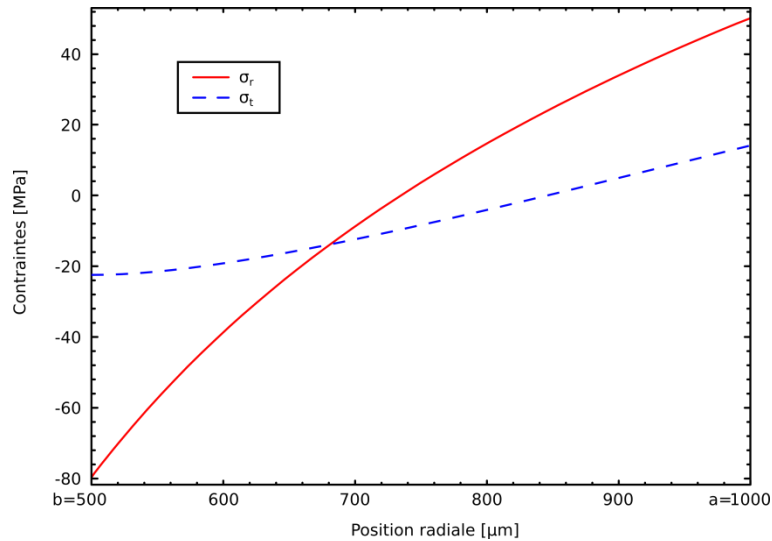


Figure 23 : Distribution des contraintes radiales et tangentielles à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane

Comme pour le cas de la partie annulaire de la membrane soumise au champ de pression, les contraintes radiales sont plus importantes que les contraintes tangentielles aussi bien au rayon intérieur b qu'au rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane. Aux alentours du rayon intérieur b , la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane est en compression tandis que la surface inférieure aux alentours du rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane est en traction.

Les deux cas simplifiés ont été traités et les caractéristiques mécaniques de la membrane ont été calculées. Le principe de superposition peut maintenant être appliqué pour calculer les contraintes et la déformation de la membrane lorsqu'elle est soumise dans son intégralité au champ de pression uniforme p .

2.1.2.3 Pression appliquée sur la totalité de la surface de la membrane

Les contraintes radiales σ_r et tangentielles σ_t à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane sont additionnées et tracées sur la Figure 24.

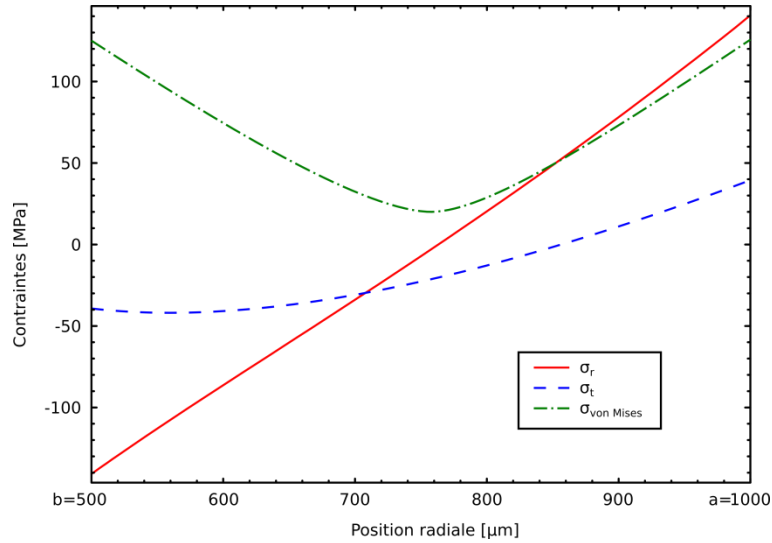


Figure 24 : Distribution des contraintes radiales, tangentielles et de von Mises à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane

Les contraintes radiales restent plus importantes que les contraintes tangentielles aussi bien au rayon intérieur b qu'au rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane. Aux alentours du rayon intérieur b , la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane reste en compression tandis que la surface inférieure aux alentours du rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane reste en traction. Les contraintes au rayon intérieur b et au rayon extérieur a de la partie annulaire de la membrane sont donc strictement inversées.

La contrainte de von Mises [62] est une contrainte de comparaison, ou contrainte effective, calculée à partir de la formule suivante :

$$\sigma_{von\ Mises} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{\sigma_r^2 + \sigma_t^2 + (\sigma_r - \sigma_t)^2} \quad (34)$$

Cette valeur est comparée à la contrainte $\sigma_{rupture}$ à laquelle le matériau se rompt. Tant que $\sigma_{von\ Mises}$ est inférieur à $\sigma_{rupture}$, le silicium est dans son domaine élastique (le silicium étant un matériau fragile, il ne possède pas de domaine plastique). Si $\sigma_{von\ Mises}$ atteint $\sigma_{rupture}$, le silicium se rompt. $\sigma_{von\ Mises}$ a également été calculée et est tracée sur la Figure 24.

Ainsi, $\sigma_{von\ Mises}$ est d'environ 141 MPa au rayon intérieur et extérieur de la partie annulaire de la membrane. La limite $\sigma_{rupture}$ du silicium, donnée par Petersen [65], étant de 7 GPa, la membrane de cet exemple résiste à une pression de 1 bar. Cependant cette valeur de 7 GPa est théorique et difficilement atteignable. En effet, plusieurs mesures expérimentales [66–68] rapportent des contraintes de rupture inférieures à cette valeur théorique. Par exemple, Turner [66] a mesuré les contraintes de rupture de différentes membranes en silicium fabriquées par différents procédés technologiques et sur différents substrats de silicium. La moyenne des contraintes de

rupture mesurées est de 720 MPa avec un coefficient de variation d'environ 0,25. Il est donc nécessaire de considérer des contraintes de rupture plus faibles que la théorie lors de la conception de membranes en silicium.

La déflexion maximale y_{max} et la cylindrée ΔV de la membrane sont également calculées en appliquant le principe de superposition.

$$y_{max} \simeq 6,2 \mu m \quad (35)$$

$$\Delta V \simeq 11,3 n\ell \quad (36)$$

La déflexion maximale y_{max} de la membrane atteint $6,2 \mu m$ au niveau du bossage. Or l'épaisseur de cette membrane est de $10 \mu m$. La déflexion maximale est donc plus importante que la moitié de l'épaisseur de la membrane. L'hypothèse des petites déformations (cf. section 2.1.1) n'est ainsi plus respectée. L'effet des grandes déformations, maintenant présenté, doit être pris en compte afin de s'affranchir de cette limitation.

2.1.3 L'effet des grandes déformations

Lorsque la déflexion maximale de la membrane est supérieure à la moitié de son épaisseur, comportement souvent obtenu dans les microsystèmes dû à la faible épaisseur des membranes MEMS, la contrainte au feuillet médian ne peut plus être négligée. Cette contrainte, appelée *contrainte de membrane*, est directement due à la tension de la membrane générée par la pression. La Figure 25 compare le régime des petites déformations (régime linéaire) à celui des grandes déformations (régime non-linéaire).

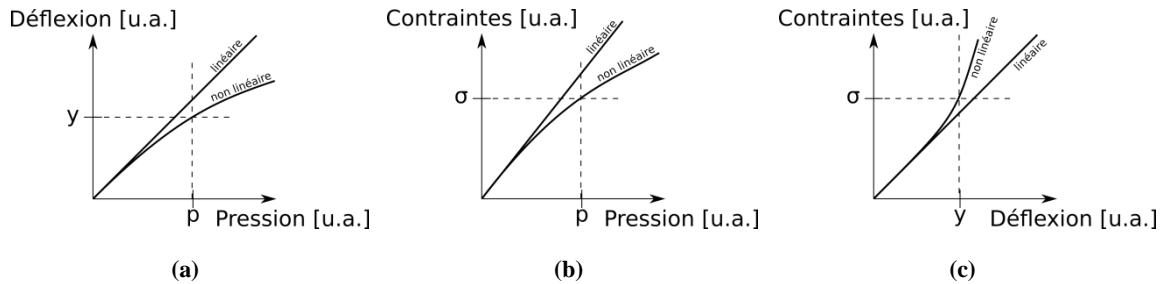


Figure 25 : Comparaison entre le régime des petites déformations (linéaire) et le régime des grandes déformations (non linéaire). (a) Déflexion en fonction de la pression. (b) Contraintes en fonction de la pression. (c) Contraintes en fonction de la déflexion.

Lorsque la membrane est en régime de grandes déformations, elle révèle une rigidité plus importante que celle calculée par la théorie des petites déformations, et la relation déflexion – pression n'est plus linéaire. A une pression donnée, les contraintes sont plus faibles, et à une déflexion donnée, les contraintes sont généralement plus élevées que celles calculées par la théorie des petites déformations.

Les équations (37) et (38) données par Roarks [62] permettent de calculer les contraintes et déflexion maximales lorsque la contrainte au feuillet médian est prise en compte :

$$\frac{pa^4}{Et^4} = K_1 \frac{y_{max}}{t} + K_2 \left(\frac{y_{max}}{t} \right)^3 \quad (37)$$

$$\frac{\sigma_{max}a^2}{Et^2} = K_3 \frac{y_{max}}{t} + K_4 \left(\frac{y_{max}}{t} \right)^2 \quad (38)$$

où p est la pression appliquée, a le rayon extérieur de la membrane, t son épaisseur, E son module de Young, y_{max} sa déflexion maximale et σ_{max} sa contrainte maximale. Ainsi, la contrainte maximale σ_{max} est la combinaison de la contrainte de flexion σ_f et de la contrainte de membrane σ_m . Les constantes K_1 et K_2 peuvent être calculées par exemple par la théorie des perturbations [69] ou par ajustement de courbes avec des données expérimentales.

Néanmoins, l'analyse des contraintes et des déformations de membranes en utilisant ces formules est fortement limitée. En effet, ces formules ne donnent que le maximum de déflexion au centre de la membrane et non le profil total. Ainsi, le calcul de la cylindrée dans le cas des grandes déformations n'est pas possible. De plus, le principe de superposition n'est pas applicable en dehors du domaine de linéarité. Ainsi, dans le cadre de la conception d'une micropompe notamment à actionnement thermique, il n'est pas possible de discrétiser un gradient de température dans la membrane en une série de températures constantes sur des anneaux élémentaires ; puis de sommer les contraintes et les déflexions produites par ces températures constantes. Il a donc été nécessaire de réaliser des simulations par la méthode des éléments finis (FEM : *Finite Element Method*) pour étudier en détail le comportement mécanique de la membrane de la micropompe. La seconde partie de ce chapitre se consacre donc aux simulations de membranes par la méthode des éléments finis.

2.2 Les simulations de membranes par éléments finis

La méthode des éléments finis est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Ces dérivées partielles peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement mécanique de structures telles que des membranes.

L'exemple de la membrane circulaire soumise à un champ de pression est repris afin de pouvoir comparer les formules de Roark aux simulations FEM. Le modèle utilisé pour représenter la membrane en vue d'un calcul par éléments finis est donc donné dans une première section. Puis, dans une deuxième, les résultats de la simulation sont comparés aux applications numériques des formules de Roark. Enfin, la dernière section traite de l'optimisation mathématique appliquée aux simulations FEM,

permettant ainsi de trouver le meilleur dimensionnement d'une membrane au sens d'un critère qualitatif donné.

2.2.1 Modèle de la membrane circulaire

La membrane circulaire est une géométrie axisymétrique. Des coordonnées cylindriques r , ϕ et z sont donc utilisées comme système de coordonnées. Les forces et les pressions appliquées sont ainsi orientées uniquement selon r et z et sont indépendantes de ϕ .

La membrane peut donc être représentée uniquement selon le demi-plan 2D défini par $\phi = 0$ et $r \geq 0$. La représentation 3D originelle de la membrane peut être retrouvée par rotation du modèle 2D autour de l'axe z (Figure 26).

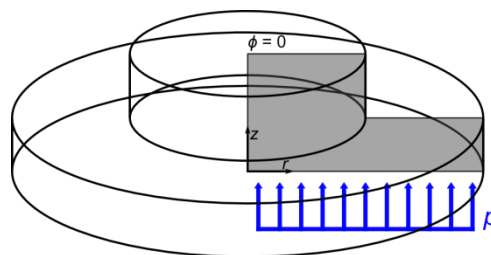


Figure 26 : Rotation du modèle 2D pour retrouver la représentation 3D de la membrane

La contribution du bossage sur la déflexion totale de la membrane est inférieure à 10% lorsque le rapport d'épaisseur entre le bossage et la partie annulaire de la membrane est supérieur à environ 13. Le bossage possédant une épaisseur généralement égale à l'épaisseur du substrat de silicium (environ $700 \mu\text{m}$), sa déformation est donc considérée comme nulle. Ainsi le modèle utilisé dans les simulations FEM se limite à la partie annulaire de la membrane comme présentée dans la Figure 27, avec une condition de glissement au rayon intérieur de la partie annulaire pour représenter le déplacement du bossage et une condition d'encastrement au rayon extérieur.

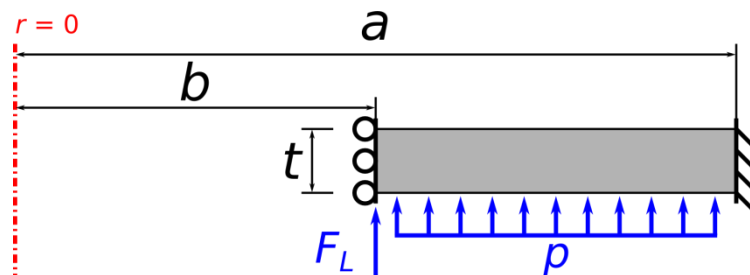


Figure 27 : Modèle de membrane utilisé dans les simulations FEM

La membrane possède les mêmes dimensions et est soumise à la même pression p que la membrane utilisée pour illustrer l'utilisation des formules de Roark (cf. Tableau 12). La pression appliquée sur le bossage est équivalente à la force linéique F_L appliquée sur le rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane, soit :

$$F_L = \frac{\rho \pi b^2}{2\pi b} = \frac{\rho b}{2} \quad (39)$$

Comme précédemment, les propriétés du silicium sont utilisées pour définir la rigidité de la membrane.

La méthode des éléments finis repose sur un découpage de l'espace selon un maillage. Ce maillage n'est pas nécessairement régulier mais requiert une certaine densité, notamment dans les zones d'intérêts, afin d'augmenter la précision du calcul. La géométrie des éléments d'un maillage 2D est souvent basée sur des triangles ou des quadrilatères. La Figure 28 représente un maillage triangulaire de la partie annulaire de la membrane.

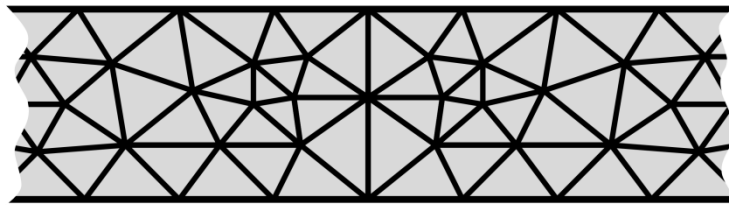


Figure 28 : Maillage triangulaire de la partie annulaire de la membrane

Outre la géométrie de l'élément de base, le maillage est également défini par sa finesse, c'est-à-dire la taille de ses éléments de base. Ainsi, un maillage comporte 3 caractéristiques : la taille de son plus grand élément, la taille de son plus petit élément et son taux de croissance maximal. Les tailles des plus grands et plus petits éléments permettent d'assurer un maillage de qualité sans générer trop d'éléments, c'est-à-dire d'obtenir une taille d'élément proportionnelle à l'intérêt de la zone maillée. Le taux de croissance détermine le rapport de tailles entre un élément et un de ses éléments voisins plus petit. Ainsi, avec un taux de croissance maximal de 1,5, un élément peut être adjacent à un autre 50% plus grand. Dans le maillage représenté sur la Figure 28, tous les éléments sont compris entre 2 et 7 μm avec un taux de croissance maximal de 1,5. Ce maillage est utilisé pour le calcul de la déformation et des contraintes dans la partie annulaire de la membrane.

Le modèle utilisé pour représenter la membrane est construit et la géométrie maillée sous le logiciel Comsol Multiphysics en vue d'une résolution par la méthode des éléments finis.

2.2.2 Résultats des simulations FEM

Le profil de déformation à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane est extrait des résultats de simulations et comparé au profil de déformation obtenu à partir des formules de Roark [62]. Ces profils de déformation sont tracés sur la Figure 29.

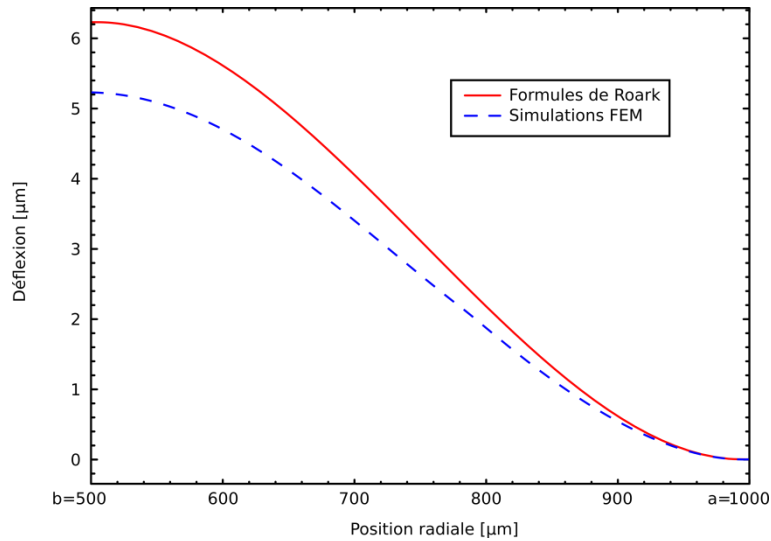


Figure 29 : Comparaison des profils de déformation à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane entre les formules de Roark [62] et les simulations FEM

Ainsi, la déflexion maximale y_{max} de la membrane obtenue par les simulations FEM est d'environ $5,2 \mu\text{m}$. La cylindrée ΔV (équation (13)) est évaluée à environ $9,5 \text{ nL}$. Ces valeurs sont inférieures à celles calculées avec les formules de Roark. En effet, la déflexion maximale et la cylindrée sont 16% plus faibles. La membrane présente donc bien une rigidité plus importante que celle calculée par la théorie des petites déformations.

Les contraintes de von Mises à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane sont également extraites des résultats de simulations et comparées aux contraintes de von Mises obtenues à partir des formules de Roark. Ces contraintes sont tracées sur la Figure 30.

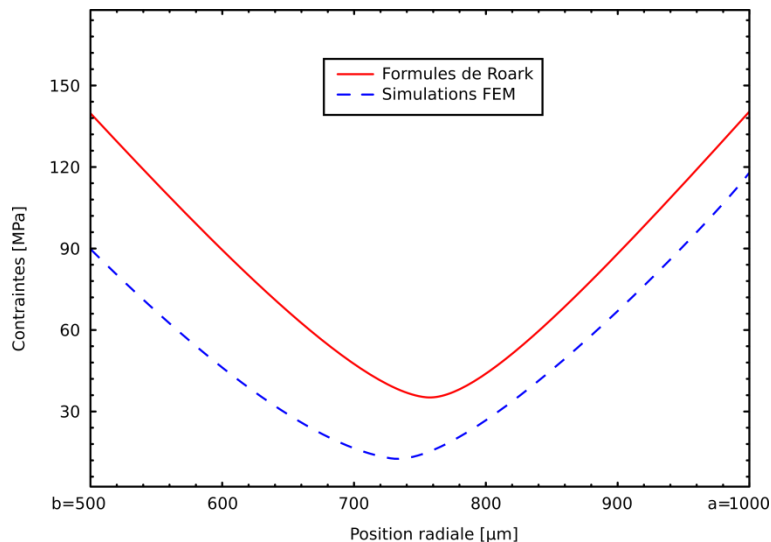


Figure 30 : Comparaison des contraintes de von Mises à la surface inférieure de la partie annulaire de la membrane entre les formules de Roark [62] et les simulations FEM

Ainsi, les contraintes de von Mises extraites des résultats de simulations FEM sont là encore plus faibles que celles calculées par les formules de Roark. Les contraintes au rayon intérieur sont d'environ 89 MPa, c'est-à-dire 37 % plus faibles que celles calculées par la théorie des petites déformations. Au rayon extérieur, les contraintes de von Mises sont 14 % plus faibles, atteignant ainsi environ 118 MPa. De plus, dans le cas des formules de Roark [62], le minimum de contraintes est situé au rayon médian de la partie annulaire de la membrane. Dans le cas des simulations FEM, ce minimum tend à se déplacer vers le rayon intérieur de la membrane.

Les simulations FEM sont capables de modéliser parfaitement l'effet des grandes déformations sur la totalité de la structure. Ainsi, la cylindrée de la membrane peut être calculée par intégration du champ de déformation. De plus, la méthode des éléments finis permet de coupler plusieurs physiques entre elles. Elle permet donc par exemple d'appliquer un gradient de température à la membrane afin d'étudier son flambement. Ainsi, les simulations FEM sont utilisées pour modéliser le comportement mécanique de la membrane incluse dans la micropompe.

La partie suivante traite de l'optimisation mathématique appliquée aux simulations FEM, permettant ainsi de trouver le dimensionnement optimal de la membrane.

2.3 Optimisation mathématique appliquée aux simulations FEM

L'optimisation est une branche des mathématiques cherchant à analyser et à résoudre analytiquement ou numériquement des problèmes liés à la détermination d'un optimum, au sens d'un critère quantitatif donné [70].

2.3.1 Algorithme d'optimisation

L'optimisation est l'étude des problèmes qui sont de la forme :

Étant donné : une fonction $f : A \rightarrow \mathbb{R}$ d'un ensemble A dans l'ensemble des nombre réels

Rechercher : un élément x_0 de A tel que $f(x_0) \geq f(x)$ pour tous les x en A (maximisation) ou tel que $f(x_0) \leq f(x)$ pour tous les x en A (minimisation).

Les éléments de A sont appelés les solutions admissibles, la fonction f la fonction objectif et x_0 une solution optimale. Le plus souvent, A est un sous-ensemble de l'espace euclidien \mathbb{R}^n . On parle d'optimisation combinatoire lorsque A est un sous-ensemble de \mathbb{N}^n ou de $\mathbb{N}^p \times \mathbb{R}^q$. La minimisation de f étant équivalente à la maximisation de $-f$, une méthode pour trouver le minimum suffit donc à résoudre tous les problèmes d'optimisation.

De nombreux algorithmes permettent de trouver le minimum d'une fonction. L'algorithme utilisé dépend fortement de la nature de la fonction objectif f , de sa régularité (continuité, dérivabilité), de ses propriétés spécifiques (parité, convexité), de la connaissance du voisinage de ses extrema, mais également des contraintes caractérisant l'ensemble A des solutions admissibles. L'algorithme SNOPT (pour

« Sparse Nonlinear OPTimizer ») [71] est une méthode d'optimisation basée sur les gradients pour trouver des dimensionnements optimaux. Lorsque le problème est basé sur des équations aux dérivées partielles stationnaires, la sensibilité analytique de la fonction objectif peut être calculée pour accroître la vitesse de convergence de l'algorithme. De plus, la fonction objectif peut avoir n'importe quelle forme, et n'importe quelle contrainte peut être appliquée au problème. L'algorithme SNOPT est donc utilisé pour dimensionner la membrane incluse dans la micropompe.

L'algorithme SNOPT étant basé sur le calcul de gradients, la sensibilité de la fonction objectif en fonction des variables d'optimisation est utilisée pour trouver l'optimum. Cette sensibilité est calculée par la méthode des différences finies qui nécessite autant de simulations que la dimension de l'ensemble A . Or, pour chaque combinaison de valeurs de variables d'optimisation simulée, un nouveau maillage de la géométrie est nécessaire. Cela demande alors beaucoup de temps de calcul pour trouver un optimum. De plus, la discrétisation de la géométrie en éléments finis entraîne un bruit numérique dans ce calcul de sensibilité. Afin d'éviter ces problèmes de maillage, le modèle de simulation est décrit dans une formulation Lagrange Euler Arbitraire (ALE, de l'anglais « Arbitrary Lagrangian Eulerian »).

La méthode ALE permet de décorréliser le maillage du modèle. Le maillage peut ainsi se déformer afin de représenter une nouvelle géométrie. Cette nouvelle géométrie peut alors être simulée sans nécessiter de maillage spécifique. De plus, cette déformation du maillage est continue et peut être contrôlée par le calcul de sensibilité. Le bruit numérique généré par la discrétisation de la structure en éléments finis lors du calcul de sensibilité est alors réduit à la précision de calcul du solveur utilisé. La Figure 31 permet d'illustrer l'effet de la méthode ALE lors d'une augmentation de 50 % de l'épaisseur d'une membrane.

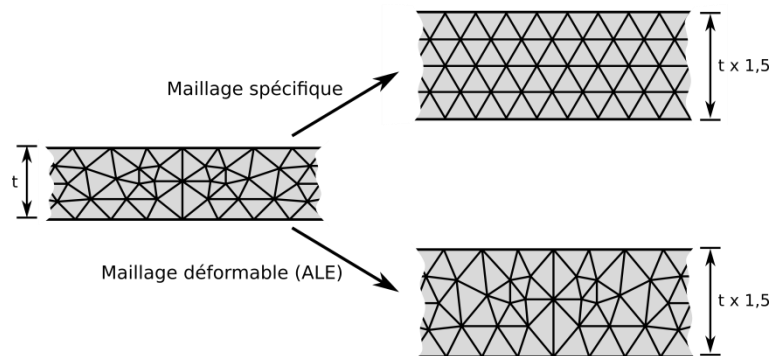


Figure 31: Illustration de l'effet de la méthode ALE sur le maillage lors d'une augmentation de 50 % de l'épaisseur d'une membrane

Dans le cas standard, la membrane plus épaisse de 50% nécessite un maillage spécifique afin de calculer son comportement mécanique. Lors de l'utilisation de la formulation ALE, le maillage est simplement déformé. Ainsi le calcul est effectué plus rapidement sans bruit numérique associé aux nouveaux éléments du maillage.

Néanmoins, lors de l'utilisation de la formulation ALE, la qualité du maillage se dégrade, diminuant ainsi la précision de calcul atteignable par le solveur. Afin d'éviter une trop grande dégradation de la qualité du maillage, une méthode hybride est utilisée. Une plage de déformée relative acceptable est spécifiée dans laquelle des dimensions optimales sont calculées, ceci de telle sorte que la qualité du maillage soit toujours suffisante pour atteindre une bonne précision de calcul. Si l'optimum trouvé se situe en limite de la plage spécifiée, la structure est remaillée et l'algorithme d'optimisation est relancé avec le nouveau maillage spécifique aux nouvelles dimensions de la géométrie. Sinon, l'optimum trouvé est celui recherché sur l'ensemble A . Ainsi, un optimum x_0 peut être trouvé sur l'ensemble A en utilisant le formalisme ALE tout en préservant une qualité minimale des éléments du maillage. La Figure 32 illustre l'algorithme utilisé.

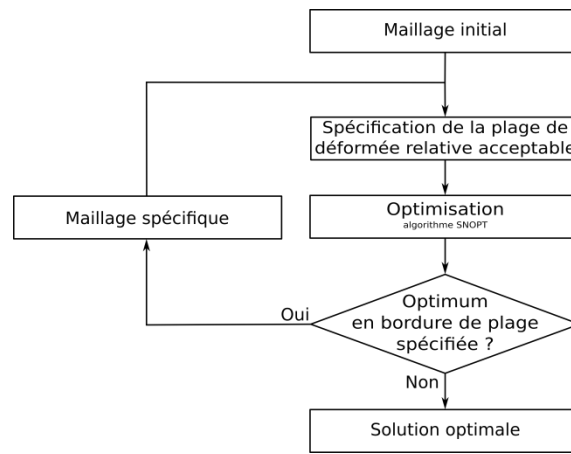


Figure 32 : Algorithme d'optimisation utilisé pour dimensionner les membranes

2.3.2 Un exemple d'optimisation

Afin d'illustrer l'utilisation de cet algorithme, l'exemple de la membrane soumise à une pression uniforme est repris. L'objectif est d'augmenter la cylindrée de la membrane en faisant varier son épaisseur. Les contraintes au sein de la membrane ne doivent pas excéder sa limite de rupture. Ainsi le problème est posé de la manière suivante:

Minimiser : $-\Delta V(t)$ tel que $\sigma_{von\ mises}(t) < \sigma_{rupture}$

où $\sigma_{rupture}$ est la contrainte de rupture du silicium. Dans cet exemple, la valeur de cette contrainte est fixée à 1 GPa.

Le modèle de la membrane utilisé est celui présenté sur la Figure 27 auquel sont ajoutés la formulation ALE et le calcul d'optimisation. La formulation ALE doit donc être paramétrée en fonction des variables d'optimisation, afin de contrôler la déformation du maillage. Ainsi, la variable d'optimisation x est définie telle que:

$$-0.5 < x = \frac{\Delta t}{t} < 0.5 \quad (40)$$

où Δt est la variation d'épaisseur de la membrane durant la recherche de l'optimum. Les bornes de x sont fixées de telle sorte que la qualité du maillage lors de la déformation de la géométrie soit toujours suffisante pour que le solveur puisse converger. L'épaisseur optimale t_0 de la membrane est donc définie par :

$$t_0 = t(1 + x_0) \quad (41)$$

La Figure 33 représente la variation géométrique de la membrane durant la recherche de l'optimum.

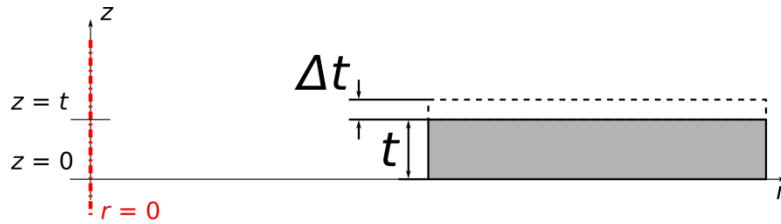


Figure 33 : Variation géométrique de la membrane durant la recherche de l'optimum

Chaque maille de la structure doit subir un déplacement spatial afin de représenter la géométrie déformée. Afin de garder une qualité de maillage uniforme, chaque nœud de maille est déplacé linéairement en fonction de sa position z dans la structure. L'épaisseur de la membrane étant uniforme, ce déplacement est invariant selon l'axe r . Ainsi le déplacement dz d'un nœud de maille à la position z est donné par :

$$dz = z \cdot x \quad (42)$$

La formulation ALE est donc paramétrée en fonction de la variable d'optimisation x . La fonction objectif et les bornes de recherche d'optimum sont également définies.

Lors du calcul, plusieurs itérations sont nécessaires afin que l'algorithme d'optimisation trouve un optimum dont la structure ne nécessite pas de maillage spécifique. Les différentes itérations sont décrites dans le Tableau 13.

Tableau 13 : Evolution du calcul d'optimisation

Itérations	ΔV [nℓ]	$\sigma_{von\ mises}$ maximale [MPa]	x_0	t_0 [μm]
0	9,5	118	0	10
1	21	237	-0,5	5
2	31	383	-0,5	2,5
3	41	623	-0,5	1,25
4	53	1000	-0,48	0,65

Lors de la première itération, le point $x_0 = -0.5$ est trouvé comme point optimum. La cylindrée est augmentée de 9,5 nℓ à 21 nℓ et les contraintes de von Mises sont bien inférieures au critère fixé de 1 GPa. Cependant, ce point optimum x_0 se trouve en bordure de sa plage de variation (cf équation (40)). Il est donc nécessaire de remailler la structure dont l'épaisseur est maintenant $t_0 = 5 \mu\text{m}$. Lors de la deuxième itération, le point optimum x_0 retourné est également en bordure de sa plage de variation. Il est donc

nécessaire de mailler à nouveau la structure avec la nouvelle épaisseur trouvée et ce jusqu'à trouver un point optimum strictement à l'intérieur de sa plage de variation. Au total, ce calcul d'optimisation a nécessité quatre itérations afin de trouver un optimum dont la structure ne nécessite pas de maillage spécifique. Cet optimum est trouvé pour une épaisseur t_0 de membrane de 650 nm. La cylindrée de la membrane est alors de 53 nℓ et la contrainte maximale de von Mises atteint 1 GPa.

Ce problème d'optimisation aurait pu se résoudre également par la formulation suivante :

$$\text{Minimiser : } (\sigma_{\text{von mises}}(t) - \sigma_{\text{rupture}})^2$$

Cette formulation permet d'éviter la restriction imposée aux contraintes de von Mises dans la structure lors du calcul de l'optimum de cet exemple.

2.3.3 Conclusion

L'optimisation mathématique appliquée à la conception permet de dimensionner les membranes de micropompes. Cette méthode sera utilisée dans les chapitres suivants pour déterminer les dimensions des pompes à fabriquer. La suite de ce chapitre présente les différentes étapes de fabrication des membranes ainsi dimensionnées.

2.4 Les procédés de microfabrication

Les membranes MEMS sont fabriquées en salle blanche, où l'environnement est contrôlé en température, pression, humidité et pollution de l'air. Leur fabrication fait appel aux microtechnologies, incluant les technologies de fabrication planaire de la micro-électronique et les techniques de micro-usinage de volume spécifiques aux microsystèmes.

Dans une première section, les procédés utilisés dans la microfabrication seront exposés tandis qu'une seconde section explicitera l'intégration technologique des capteurs au sein de membranes MEMS afin de mesurer in-situ le comportement mécanique de celles-ci.

2.4.1 La fabrication de membranes MEMS

La principale spécificité de la microfabrication de membranes MEMS, comparée aux procédés standards de fabrication en microélectronique, est liée à la réalisation d'un corps d'épreuve assez souple pour se déformer mécaniquement.

Les membranes MEMS sont fabriquées sur des substrats de silicium, appelés *plaques* ou *plaquettes* (en anglais : *wafers*). Dans cette thèse, deux types de plaques de silicium ont été utilisés: des plaques de silicium massif et des plaques de *Silicium Sur Isolant* (en anglais : *Silicon On Insulator* ou *SOI*). Les plaques de silicium massif sont faites de silicium mono cristallin tandis que les plaques SOI sont pourvues d'une couche d'isolant électrique appelée BOX (en anglais : *Burried OXide*), souvent de l'oxyde de

silicium (SiO_2), prise en sandwich entre deux couches de silicium appelées silicium BULK et silicium TOP. Selon le procédé de fabrication, l'épaisseur de la couche supérieure de silicium peut varier de quelques dizaines de nanomètres à quelques centaines de micromètres.

La fabrication de membranes MEMS se fait par gravure volumique du substrat de silicium. L'épaisseur non gravée de silicium forme la membrane comme représenté sur la Figure 34.

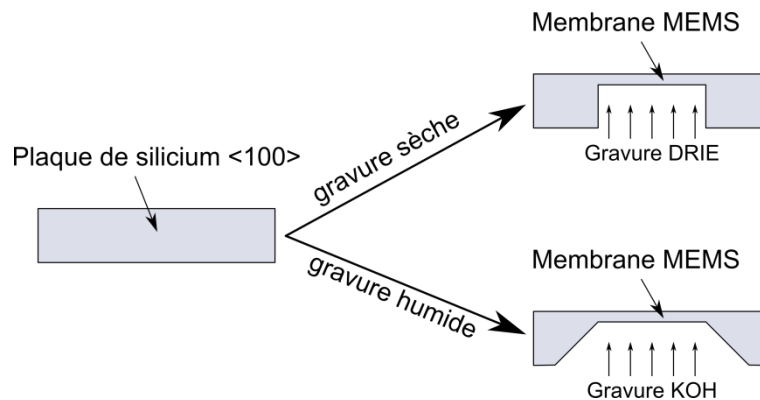


Figure 34: Vue en coupe de la fabrication d'une membrane MEMS par gravure du substrat de silicium

Il existe deux types de gravures du silicium [72] : les gravures sèches et les gravures humides. Les gravures sèches reposent pour l'essentiel sur le bombardement d'ions réactifs à la surface du silicium, ces ions étant généralement issus d'un plasma. Par exemple, la gravure ionique réactive profonde (DRIE : Deep Reactive Ion Etching) est une gravure sèche par plasma, fortement anisotropique, souvent utilisée dans la fabrication des MEMS pour le micro-usinage de volume et notamment pour réaliser des membranes. Les gravures humides reposent quant à elles sur une attaque chimique du substrat par un réactif aqueux. Par exemple, l'hydroxyde de tétraméthylammonium (TMAH) permet une gravure humide anisotropique du silicium. Certaines solutions chimiques attaquent le silicium à différentes vitesses selon la face cristallographique exposée. Cela se traduit alors par une forte anisotropie de la gravure. C'est le cas de l'hydroxyde de potassium (KOH) dont la vitesse de gravure du silicium est 400 fois plus élevée dans la direction cristallographique $\langle 100 \rangle$ que dans la direction cristallographique $\langle 111 \rangle$ [72]. La DRIE est souvent préférée aux autres procédés de gravure du silicium car elle permet notamment des vitesses de gravure d'environ $10 \mu\text{m}/\text{min}$, dix fois plus rapide que les autres procédés technologiques.

Les substrats de silicium massif et les substrats SOI peuvent être utilisés pour fabriquer des membranes. Les substrats en silicium massif ont l'avantage d'être standards et donc moins coûteux que les substrats SOI. Néanmoins, l'épaisseur de la membrane formée est basée sur le temps et la vitesse de gravure, ainsi que l'épaisseur du substrat. De plus, la vitesse de gravure n'est pas uniforme sur tout le substrat, produisant ainsi des membranes plus ou moins fines selon leur emplacement sur le substrat. Afin de pouvoir contrôler précisément l'épaisseur de toutes les membranes, il

est possible de faire croître ou de déposer une couche de SiO_2 ou d'oxyde de nitrure (Si_3N_4) sur le substrat de silicium massif, puis de déposer une couche de polysilicium par LPCVD. Ainsi cette couche d'oxyde enterré permet de ralentir très fortement la gravure. Après gravure de l'oxyde, l'épaisseur de la membrane est égale à l'épaisseur de polysilicium déposé. Ce procédé de fabrication est décrit sur la Figure 35.

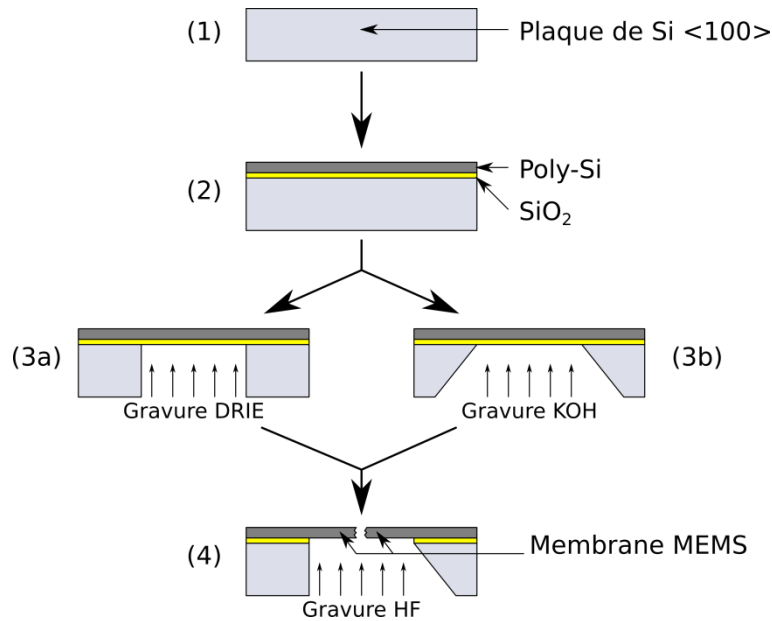


Figure 35 : Procédé de fabrication de membrane avec couche d'arrêt (etch-stop) à partir d'un substrat de silicium massif

Ainsi un substrat de silicium massif peut être utilisé comme substrat de départ et permettre un contrôle précis de l'épaisseur des membranes fabriquées. Néanmoins, l'épaisseur de polysilicium déposé ne peut pas excéder quelques microns, limitant ainsi l'épaisseur de la membrane. De plus, dans le cas d'intégration de composants électroniques à la surface du substrat, il est préférable d'avoir une couche supérieure en silicium monocristallin plutôt qu'en polysilicium, en raison de leurs propriétés électriques. Un substrat SOI pourra donc être utilisé, moyennant un surcoût du substrat de départ. Si l'épaisseur de la membrane est supérieure à quelques microns, une plaque SOI du type BESOI sera choisie [73]. Pour des épaisseurs plus faibles, des plaques SOI fabriquées par la technologie SmartCut seront préférées [73].

Ainsi des membranes MEMS peuvent être fabriquées avec une épaisseur bien définie, leur taille et leur forme étant déterminées par la géométrie du motif gravé. Afin de contrôler précisément l'état mécanique de la membrane, il est nécessaire d'implémenter des capteurs, notamment des capteurs de contraintes et de température.

2.4.2 Intégration de capteurs au sein de membranes MEMS

Les capteurs de contraintes et de température en semi-conducteur destinés à vérifier l'état de la membrane sont réalisés par dopage du silicium sur certaines zones de la membrane.

Dans cette thèse, les capteurs ont été fabriqués dans la couche de polysilicium déposée par LPCVD. L'implantation ionique a été choisie comme procédé de dopage du polysilicium. Afin de conserver la rigidité mécanique de la plaque pendant la fabrication et notamment pendant le recuit thermique après implantation, les capteurs ont été réalisés dans le polysilicium avant la réalisation de la membrane. Le procédé de fabrication de capteurs sur membrane est décrit sur la Figure 36.

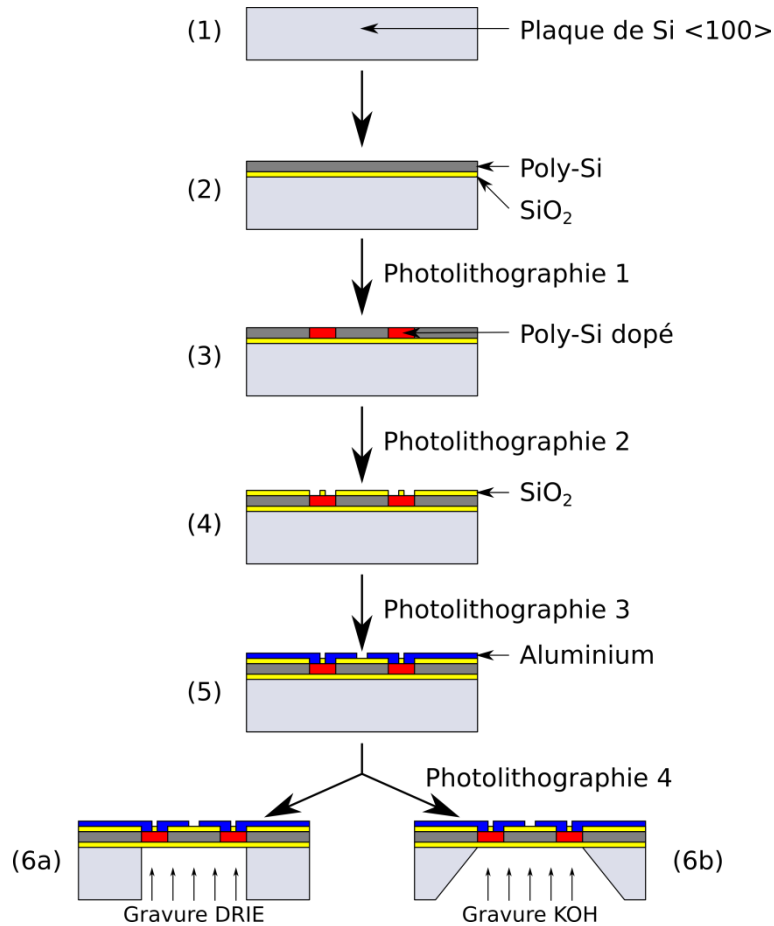


Figure 36 : Procédé de fabrication de capteurs sur membrane

(1) Comme pour la fabrication de membranes, le substrat de départ est une plaque de silicium massif.

(2) Cette plaque est oxydée thermiquement puis une couche de polysilicium est déposée par LPCVD.

(3) Le polysilicium est dopé à certains endroits et selon certains motifs afin de réaliser les capteurs en semi-conducteur sur membrane.

(4) Le dopage du polysilicium est suivi d'un dépôt d'une couche d'oxyde de silicium. Il s'agit d'un dépôt chimique en phase vapeur assisté par plasma (PECVD : Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition). Cette couche d'oxyde permet une isolation électrique entre les composants et les pistes de connexions électriques. Elle est ensuite

gravée à certains endroits dans une solution tampon d'acide fluorhydrique afin d'accéder électriquement aux capteurs.

(5) De l'aluminium est déposé par évaporation ou pulvérisation et structuré en pistes électriques afin de faire le lien entre les capteurs et des plots de connexions.

(6) Enfin, la fabrication de la membrane est réalisée en gravant le substrat de silicium par un procédé sec (6a) ou humide (6b). Dans le cas de l'intégration de capteurs au sein de la membrane, il est préférable de garder l'oxyde de fin de gravure. En effet, les contraintes générées dans la membrane par l'oxyde thermique et l'oxyde de PECVD peuvent ainsi s'équilibrer et permettre une bonne planéité de la membrane en sortie de fabrication.

Ainsi des capteurs semi-conducteurs peuvent être intégrés au sein d'une membrane MEMS avec seulement 4 étapes de photolithographie. Ces capteurs permettent de contrôler l'état mécanique de la membrane pendant son actionnement.

Afin de vérifier le comportement mécanique des membranes ainsi fabriquées et de calibrer les différents capteurs intégrés, différents bancs de tests ont été mis en place. Ceux-ci sont décrits dans la partie suivante de ce chapitre.

2.5 Caractérisation mécanique des membranes MEMS

Les caractérisations mécaniques des membranes MEMS permettent de vérifier leur comportement mécanique par rapport aux prédictions des simulations, de déterminer les propriétés mécaniques des matériaux de la membrane et de définir les limites mécaniques à ne pas dépasser.

Les mesures effectuées afin de déterminer les caractéristiques sont la mesure de déflexion y , la mesure de contraintes σ et la mesure de cylindrée ΔV , décrites ci-dessous.

2.5.1 Mesure de déflexion

Lors de la mesure de déflexion, la membrane est soumise soit à une force en son centre soit à une pression uniforme sur toute sa surface. Un capteur de déplacement à triangulation laser (Keyence LK-G 32) est utilisé pour effectuer la mesure de déflexion en fonction de cette force ou de cette pression. Ce type de capteur a l'avantage d'éviter tout contact mécanique avec la membrane, tout en restant précis (~10 nm). En outre, il est peu cher et facile à mettre en place comparé à un interféromètre ou à un microscope confocal.

Le schéma de principe de la mesure de déflexion de membranes en fonction de la force appliquée, à l'aide du système de triangulation laser, est représenté sur la Figure 37.

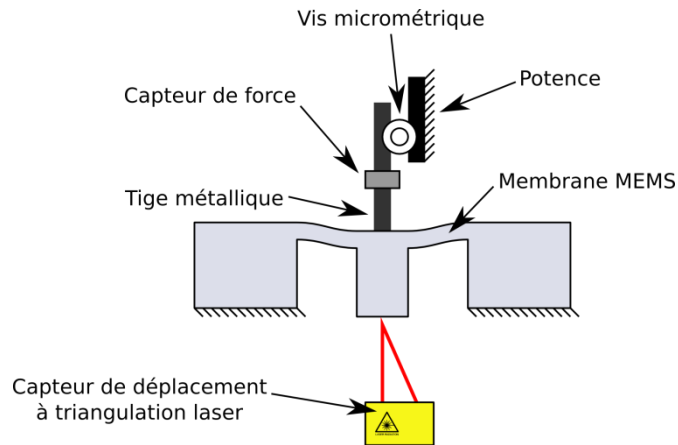


Figure 37 : Schéma de principe de la mesure de déflexion de membranes en fonction de la force appliquée

Lors de la mesure de déflexion de la membrane en fonction de la force appliquée, un capteur de force est accroché à une tige en métal et permet de mesurer la force exercée sur la membrane. Afin d'augmenter graduellement la force appliquée, une vis micrométrique permet de déplacer verticalement la tige métallique par rapport à une potence fixe et ainsi de déformer progressivement la membrane. Il est possible d'automatiser la mesure en remplaçant la vis micrométrique par un actionneur piézoélectrique. La déflexion au centre de la membrane est mesurée à l'aide du système de triangulation laser focalisé de l'autre côté du point d'application de la force par rapport au plan de la membrane. Ainsi la courbe de déflexion du centre de la membrane en fonction de la force appliquée peut être obtenue.

Le schéma de principe de la mesure de déflexion de membranes à l'aide d'un système de triangulation laser en fonction de la pression appliquée est représenté sur la Figure 38.

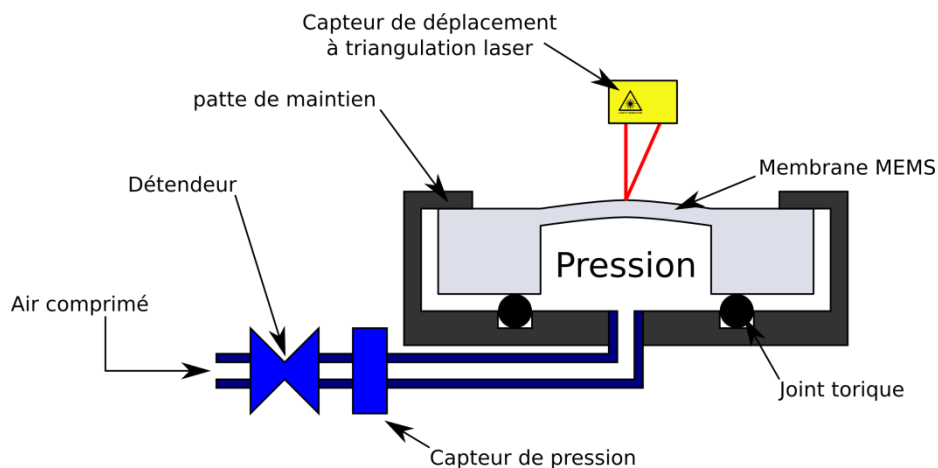


Figure 38 : Schéma de principe de la mesure de déflexion de membranes en fonction de la pression appliquée

Lors de la mesure de déflexion en fonction de la pression appliquée, la membrane est maintenue par un système de pattes. Un tuyau relié hermétiquement à la membrane à l'aide d'un joint torique permet d'insuffler de l'air comprimé dont la pression est

mesurée par un capteur. Un détendeur permet d'augmenter graduellement cette pression. Il est également possible d'automatiser la mesure en utilisant un contrôleur de pression. La déflexion au centre de la membrane est également mesurée à l'aide du système de triangulation laser focalisé de l'autre côté de la surface d'application de la pression par rapport au plan de la membrane. Ce montage expérimental permet ainsi de relever la courbe de déflexion du centre de la membrane en fonction de la pression appliquée.

Ces profils de déflexion de la membrane en fonction de la force ou de la pression appliquée peuvent ensuite être utilisés pour extraire la rigidité de la membrane.

2.5.2 Mesure de contraintes mécaniques

Les capteurs intégrés au sein de la membrane, utilisés pour mesurer les contraintes mécaniques dans la membrane, sont des jauges piézorésistives. La membrane est déformée en appliquant soit une force soit une pression et la variation relative de résistance des jauges piézorésistives est mesurée :

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \pi \cdot \sigma \quad (43)$$

où ΔR est la variation de résistance, R_0 la résistance initiale, π la matrice des coefficients piézorésistifs du matériau et σ la matrice de contraintes normales au sein de la membrane. L'épaisseur de la membrane étant supposée faible par rapport à ses dimensions transversales, les contraintes σ_z normales au plan de la membrane peuvent être négligées. Ainsi, la formule (43) se réduit à :

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t \quad (44)$$

où π_l et π_t représentent les coefficients piézorésistifs longitudinaux et transversaux du matériau tandis que σ_l et σ_t représentent les contraintes longitudinales et transversales dans le matériau. Les notions « longitudinal » et « transversal » sont relatives à la direction du courant parcourant la jauge piézorésistive.

Comme dans le cas de la mesure de déflexion du centre de la membrane, la membrane est soumise soit à une force soit à une pression. La résistance des jauges de contraintes est mesurée pendant la déformation de la membrane. Les jauges de contraintes sont placées tout le long d'un rayon de la membrane dans le sens radial et tangentiel comme représenté sur la Figure 39.

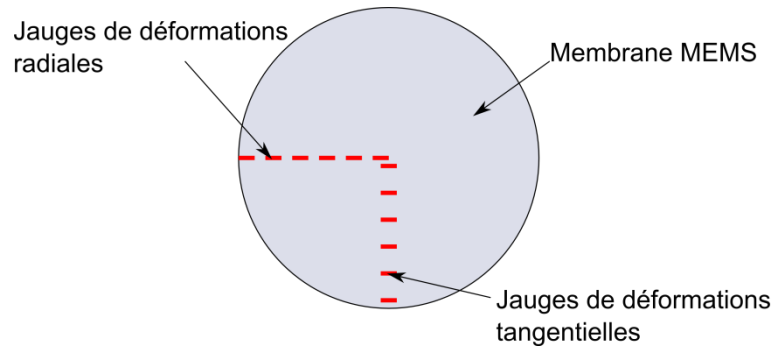


Figure 39 : Emplacement des jauges de contraintes radiales et tangentielles le long d'un rayon d'une membrane circulaire

Cette disposition des jauges de contraintes permet d'obtenir les profils de contraintes radiales σ_r et tangentielles σ_t de la membrane en fonction de la force ou de la pression appliquée [3]. La mesure peut également être automatisée en utilisant notamment une carte à pointes pour mesurer simultanément les différents capteurs.

2.5.3 Mesure de cylindrée

La mesure de cylindrée permet de déterminer le volume déplacé par la membrane lorsqu'elle est soumise à une force. Pour cela, la cavité de la membrane est remplie d'eau et le volume d'eau déplacé est évalué par la mesure du déplacement d'un ménisque dans un capillaire.

Le schéma de principe de la mesure de cylindrée est représenté sur la Figure 40.

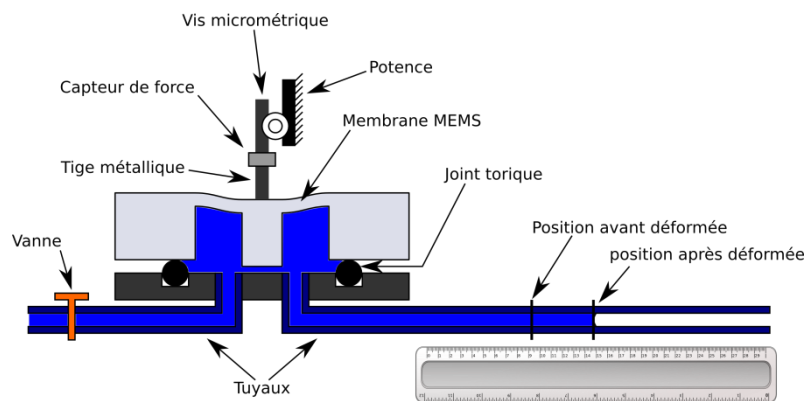


Figure 40 : Schéma de principe de la mesure de cylindrée de la membrane en fonction de la force appliquée

Deux tuyaux, dont l'un comporte une vanne, sont reliés à la membrane de manière étanche à l'aide d'un joint torique. De l'eau est introduite sous la membrane par le tuyau comportant la vanne. Lorsque la cavité sous la membrane est remplie d'eau et que le ménisque arrive dans le second tuyau, la vanne est fermée. Le ménisque est alors à la position avant déformée. Une force est ensuite appliquée sur la membrane de la même manière que pour la mesure de cylindrée (potence, vis micrométrique, tige métallique et capteur de force). Le déplacement δ du ménisque est alors mesuré à l'aide d'une règle

graduée. Connaissant la section S du tuyau, la cylindrée ΔV de la membrane peut alors être calculée :

$$\Delta V = S \cdot \delta \quad (45)$$

2.6 Conclusion

Ce chapitre a permis d'explorer les différents outils nécessaires au développement d'une micropompe à membrane. Les simulations par élément finis sont utilisées pour prévoir le comportement mécanique des membranes. Elles permettent d'outrepasser certaines limitations des formules analytiques. Les différents procédés de fabrication ont également été exposés ainsi que l'intégration de capteurs de contraintes au sein de la membrane. Ces capteurs permettent alors de mesurer l'état mécanique de la membrane lors de son actionnement. Enfin, les bancs de mesures et de caractérisations mis en place pendant cette thèse ont été présentés. Ils permettent de mesurer les caractéristiques mécaniques de la membrane, de calibrer les capteurs et de vérifier les prédictions des simulations.

Les chapitres suivants utilisent les différents outils qui viennent d'être présentés afin de concevoir des membranes couplées à un actionneur en vue d'être intégrées à une micropompe dédiée à l'injection médicale. L'étude se porte en priorité sur une membrane à actionneur bimétallique intégré, puis une solution de membrane couplée à un actionneur piézoélectrique externe est étudiée.

Chapitre 3: Etude d'une membrane à actionneur bimétallique intégré

L'objectif de cette thèse est de concevoir une membrane de micropompe dédiée à l'injection médicale et compatible avec les exigences de microfabrication (cf. Chapitre 1). Au vue de sa compatibilité microélectronique, la membrane à actionneur bimétallique intégré semble une technologie prometteuse. De plus, cette technologie a déjà été le sujet d'études dans des systèmes fluidiques tels que des microvalves [74], [75] ou des micropompes [56], [57]. Cependant, les performances atteignables par ce type de membranes, telles que la cylindrée ou l'efficacité thermodynamique (Chapitre 1), restent inconnues et font donc l'objet de ce chapitre.

La première partie décrit le fonctionnement de la membrane à actionneur bimétallique intégré et explique les limitations du modèle analytique décrivant sa déformation. La seconde partie de ce chapitre présente les simulations par la méthode des éléments finis (FEM : Finite Element Method), qui permettent de mieux rendre compte du comportement réel, à la fois sur le plan mécanique et thermique d'une telle membrane. Des membranes à actionneur bimétallique intégré ont été fabriquées afin de vérifier les prédictions de ces simulations FEM. Leur fabrication et la comparaison de leur comportement avec les résultats des simulations sont détaillées respectivement dans une troisième et quatrième partie. Enfin, les performances atteignables par ces membranes à actionneur bimétallique intégré sont évaluées dans une cinquième partie au travers d'une optimisation de leur géométrie. Ces performances sont comparées aux exigences des dispositifs portables dédiés à l'injection médicale.

3.1 Description de la membrane à actionneur bimétallique intégré

Une membrane à actionneur bimétallique intégré est constituée de deux couches de matériaux qui ont des coefficients d'expansion thermique (en anglais : *Coefficient of Thermal Expansion* ou *CTE*) différents [74], [76]. Lorsque la membrane est chauffée, notamment par effet Joule, la différence de dilation des différents matériaux engendre des contraintes à l'intérieur de la structure, ce qui provoque une déformation. De nombreuses combinaisons de matériaux peuvent être utilisées, mais le couple Silicium-Aluminium est le plus attrayant de par sa simplicité d'intégration dans les procédés standards de microfabrication.

Le modèle mécanique équivalent de la membrane à actionneur bimétallique intégré est représenté sur la Figure 41.

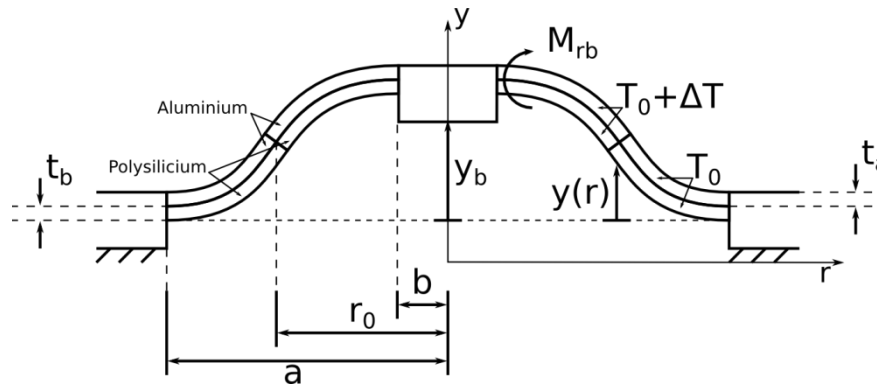


Figure 41 : Modèle mécanique équivalent de la membrane à actionneur bimétallique intégré

L'anneau central, de rayon intérieur b et de rayon extérieur r_0 , est porté à une température $T_0 + \Delta T$ alors que l'anneau périphérique, de rayon intérieur r_0 et de rayon extérieur a , est maintenu à une température T_0 . La membrane se déforme de telle manière que, dans la zone chauffée, le matériau possédant le CTE le plus élevé ait un rayon de courbure plus élevé que le matériau possédant le CTE le plus faible. Le CTE de l'aluminium ($23,1 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) étant supérieur à celui du silicium ($2,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$), la membrane se déforme comme le montre la Figure 41. Par ailleurs, ce modèle mécanique comporte un bossage en son centre afin de mieux représenter les membranes qui ont été fabriquées. Ce bossage offre une plus grande déflexion à force égale qu'une membrane sans bossage [63].

Les différents paramètres de conception de cette membrane à actionneur bimétallique intégré sont listés dans le Tableau 14 et les différentes propriétés des matériaux sont listées dans le Tableau 15. Le choix des valeurs des paramètres de conception a fait l'objet d'une étude antérieure à cette thèse et est utilisé comme référence de conception. Pour l'injection médicale, ΔT est fixé à 30°C afin de ne pas détériorer les molécules actives contenues dans les solutions à injecter.

Tableau 14 : Paramètres de conception

Paramètres	Description	Valeur
a	Rayon extérieur de la partie annulaire de la membrane	$1250 \mu\text{m}$
b	Rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane	$285 \mu\text{m}$
c	Largeur du substrat	$500 \mu\text{m}$
r_0	Rayon extérieur de la chauffe centrale	$767,5 \mu\text{m}$
t_a	Épaisseur de la couche d'aluminium	$2 \mu\text{m}$
t_b	Épaisseur de la couche de polysilicium	$1 \mu\text{m}$
t_c	Épaisseur du substrat	$500 \mu\text{m}$
t_d	Épaisseur de la couche supérieure d'oxyde de silicium	$0,2 \mu\text{m}$
t_e	Épaisseur de la couche inférieure d'oxyde de silicium	$0,4 \mu\text{m}$
T_0	Température ambiante	20°C
ΔT	Variation de température	$+30^\circ\text{C}$

Tableau 15 : Propriétés des matériaux [64]

Propriétés des matériaux	Silicium	Polysilicium	Oxyde de silicium	Aluminium
Densité [kg·m ⁻³]	2329	2320	2200	2700
Module de Young [GPa]	170	160	70	70
Coefficient de Poisson [1]	0,28	0,22	0,17	0,35
Coefficient d'expansion thermique [K ⁻¹]	2,6·10 ⁻⁶	2,6·10 ⁻⁶	0,5·10 ⁻⁶	23,1·10 ⁻⁶
Conductivité thermique [W·m ⁻¹ ·K ⁻¹]	130	34	1,4	237
Capacité calorifique [J·kg ⁻¹ ·K ⁻¹]	700	678	730	904

Toutes les propriétés des matériaux sont considérées comme indépendantes de la température.

Le premier modèle analytique de l'effet bimétallique a été développé par S. Timoshenko en 1925 [76], puis a été étendu aux membranes par les formules de Roark [62] :

$$y(r) = y_b + M_{rb} \frac{r^2}{D_e} F_2(r) - \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T}{t_b^2 K_{1p}} r^2 G_2(r) \quad (46)$$

avec

$$y_b = \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T a^2}{t_b^2 K_{1p}} \left(L_2 - \frac{C_2}{C_5} L_5 \right) \quad (47)$$

$$M_{rb} = \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T D_e}{t_b^2 K_{1p} C_5} L_5 \quad (48)$$

$$D_e = \frac{E_a t_a^3}{12(1 - \nu_a^2)} K_{2p} \quad (49)$$

$$\nu_e = \nu_a \frac{K_{3p}}{K_{2p}} \quad (50)$$

$$K_{1p} = 4 + 6 \frac{t_a}{t_b} + 4 \left(\frac{t_a}{t_b} \right)^2 + \frac{E_a t_a^3 (1 - \nu_b)}{E_b t_b^3 (1 - \nu_a)} + \frac{E_b t_b (1 - \nu_a)}{E_a t_a (1 - \nu_b)} \quad (51)$$

$$K_{2p} = 1 + \frac{E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a} \right)^2 \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a + \nu_b \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2} \quad (52)$$

$$K_{3p} = 1 + \frac{\nu_b E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{\nu_a E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a} \right)^2 \left(1 + \frac{\nu_b E_a t_a}{\nu_a E_b t_b} \right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a + \nu_b \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2} \quad (53)$$

où y_b est le déplacement vertical du bossage, M_{rb} le moment de flexion radial par unité de longueur au rayon intérieur de la partie annulaire de la membrane, D_e la constante de raideur équivalente de la membrane, ν_e le coefficient de Poisson équivalent de la membrane, a le rayon extérieur de la membrane, b le rayon intérieur de la partie

annulaire, r_0 le rayon extérieur de la chauffe centrale, t_a et t_b les épaisseurs respectives du matériau supérieur (Aluminium) et du matériau inférieur (Polysilicium), E_a et E_b leur module de Young respectif, ν_a et ν_b leur coefficient de Poisson, γ_a et γ_b leur coefficient d'expansion thermique et ΔT l'élévation de température. K_{1p} , K_{2p} et K_{3p} sont des constantes de membranes bimétalliques. Les fonctions $F_x(r)$ et $G_x(r)$ et les constantes C_x et L_x sont données en annexe A.

Afin de représenter une élévation de température dans l'anneau périphérique, les mêmes formules analytiques peuvent être utilisées. Ainsi, ΔT sera négatif afin que T_0 soit supérieur à $T_0 + \Delta T$. La membrane se déformera alors dans le sens inverse du sens représenté sur la Figure 41.

Ainsi la déflexion maximale y_{max} et la cylindrée ΔV (cf. Chapitre 2) de la membrane peuvent être calculées analytiquement. Avec les valeurs du Tableau 14 :

$$y_{max} \simeq 41,3 \mu m \quad (54)$$

$$\Delta V \simeq 78,3 n\ell \quad (55)$$

La déflexion maximale y_{max} représente environ 1400% de l'épaisseur de la membrane ce qui est en désaccord avec les hypothèses des petites déformations (cf. Chapitre 2). L'effet des grandes déformations doit donc être pris en compte afin d'outrepasser cette limitation. Néanmoins, comme vu dans le chapitre précédent, l'analyse des contraintes et des déflexions de membranes MEMS en utilisant les formules analytiques adaptées aux grandes déformations est très limitée. En effet, le profil de déflexion ne peut alors plus être calculé et le principe de superposition ne peut plus être appliqué pour représenter un gradient de température dans la membrane.

Ainsi, dans le cadre de la conception d'une membrane à actionneur bimétallique intégré, il a été nécessaire de simuler son comportement mécanique par FEM. La seconde partie de ce chapitre se consacre donc aux simulations FEM de membranes à actionneur bimétallique intégré.

3.2 Simulations FEM des membranes à actionneur bimétallique

3.2.1 Structure des membranes étudiées

Afin de construire un modèle de simulations FEM qui puisse être comparé à des résultats de caractérisation, la structure simulée doit être la plus conforme possible à la structure des membranes réalisées. La structure des membranes réalisées est représentée sur la Figure 42.

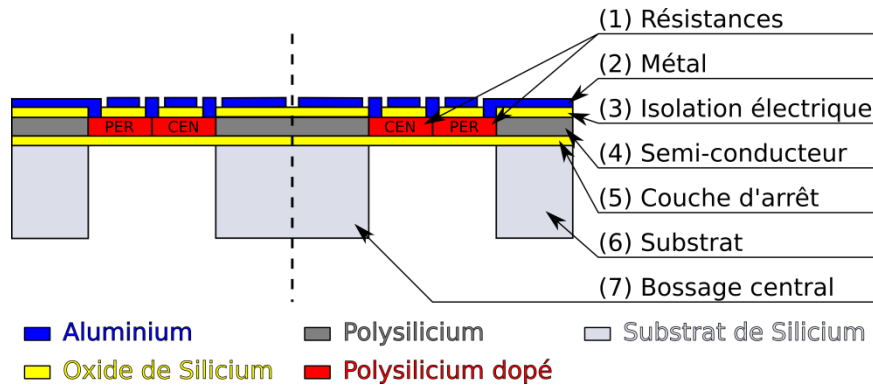


Figure 42: Schéma de la structure des membranes réalisées à actionneur bimétallique intégré.

Les membranes sont composées principalement d'une couche semiconductrice en silicium polycristallin (4) et d'une couche métallique en aluminium (2). Ces deux couches forment le couple bimétallique de l'actionneur. La couche de silicium polycristallin intègre deux résistances (1) qui permettent de chauffer la membrane par effet Joule. Ces deux résistances donnent lieu à deux types d'actionnement : un actionnement central (résistance CEN) et un actionnement périphérique (résistance PER). Les résistances implantées sont connectées à des plots de connexions par des pistes d'aluminium. La couche d'oxyde de silicium (3) est utilisée comme isolant électrique entre la couche de polysilicium et la couche d'aluminium, et la couche d'oxyde de silicium (5) comme couche d'arrêt pour la gravure DRIE du substrat en silicium (6) (cf. Chapitre 2). Le bossage (7) permet une plus grande déflexion à force égale qu'une membrane sans bossage [63].

Le modèle de simulation présenté ci-après est construit étape par étape afin de bien analyser l'influence des différents paramètres de conception. Le modèle ainsi construit a fait l'objet d'une publication dans un journal scientifique [77] (cf. Annexe B).

3.2.2 Comparaison des simulations FEM avec les formules de Roark

Tout d'abord, le calcul linéaire de la déflexion à l'aide des formules de Roark est comparé au résultat non linéaire obtenu par simulations FEM. La structure simulée (Figure 43) correspond à la structure décrite par les formules de Roark.

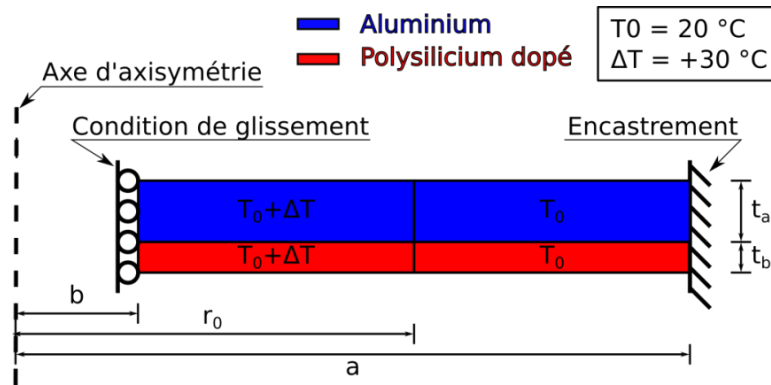


Figure 43: Schéma d'une structure mécanique simple simulée par FEM

La structure se situe dans un plan 2D axisymétrique. Elle est composée de quatre rectangles représentant à la fois les différents matériaux et les zones de températures différentes. Les deux rectangles inférieurs représentent le polysilicium et les deux supérieurs l'aluminium. La température dans l'ensemble de la structure est initialisée à une température ambiante de 20°C. Lors de la simulation, les deux rectangles périphériques sont gardés à la température ambiante de 20°C tandis que les deux rectangles centraux sont chauffés à une température de 50°C. Cela provoque alors un actionnement central sous une élévation de température de +30°C. Concernant les conditions aux limites mécaniques, les frontières les plus périphériques de la structure sont fixées, tandis que les frontières les plus centrales sont libres de se déplacer orthogonalement au plan de la membrane. Ainsi l'encastrement ainsi que le bossage sont pris en compte dans la simulation tout en minimisant les surfaces à mailler.

Le profil de déflexion obtenu est présenté sur la Figure 44 et comparé à celui obtenu à l'aide des formules de Roark.

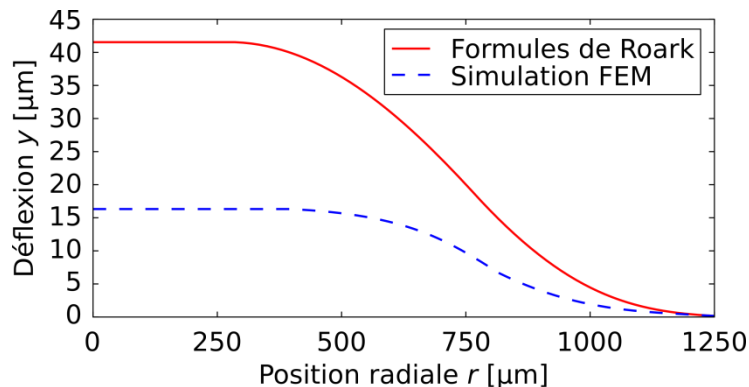


Figure 44: Comparaison de la déflexion obtenue par les formules de Roark (ligne pleine) et les simulations FEM (ligne pointillée) dans le cas d'un actionnement central pour $\Delta T = +30^\circ\text{C}$.

Lorsque la déflexion est calculée par FEM, la membrane révèle une rigidité plus importante que celle calculée à l'aide des formules de Roark. En effet, la déflexion maximale dans le cas des simulations par FEM et des formules de Roark est respectivement de 16,4 μm et de 41,3 μm . Cette grande différence s'explique par la prise en compte de la contrainte au feuillet médian de la membrane dans les simulations FEM (cf. section 2.1.3).

3.2.3 Transferts thermiques

Deux blocs voisins ne pouvant pas être maintenus à des températures différentes à cause de la conduction thermique et le substrat dissipant de l'énergie, les transferts thermiques sont des phénomènes cruciaux dont il faut tenir compte dans l'analyse du comportement mécanique d'une membrane à actionneur bimétallique. Afin de rendre la modélisation thermique réaliste, le bossage et le substrat ont été ajoutés à la simulation précédente. La structure correspondante est illustrée sur la Figure 45.

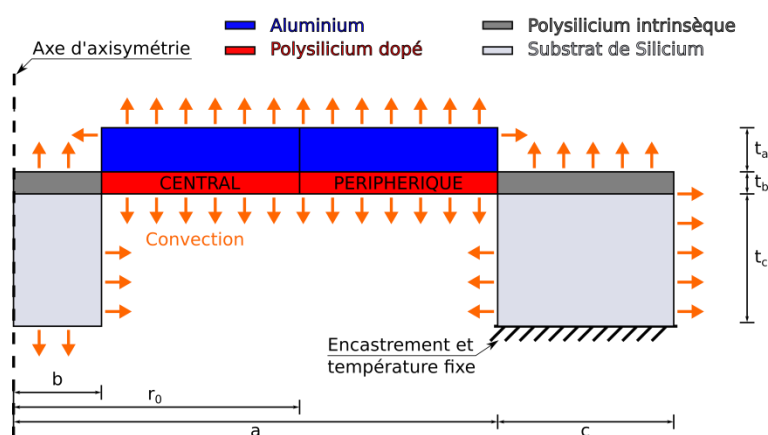


Figure 45: Structure simulée avec prise en compte de la dissipation thermique.

Il est à noter que les différents rectangles désignant le polysilicium intrinsèque et le polysilicium dopé figurent uniquement pour définir la condition de puissance dissipée par effet Joule. Les propriétés thermiques et mécaniques du polysilicium ne dépendant que faiblement du dopage, ces rectangles n'ont pas vocation à représenter une différence de matériaux.

Les conditions aux limites mécaniques ont été adaptées à cette nouvelle géométrie. L'encastrement se situe maintenant au niveau de la partie inférieure du substrat. De plus, le bossage étant représenté jusqu'à l'axe d'axisymétrie, la condition de glissement est supprimée. Des conditions aux limites thermiques sont également ajoutées. Ainsi, les frontières de la structure sont refroidies par convection avec un coefficient d'échange thermique de $5 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ (valeur moyenne de la convection libre dans l'air) et la température de la surface inférieure du substrat est fixée à la température ambiante de 20°C .

L'étude thermique effectuée est dépendante du temps afin de prendre en compte la capacité thermique des matériaux. La puissance appliquée P_{tot} dans la résistance centrale ou périphérique est ainsi une rampe dépendante du temps, définie par :

$$P_{tot}(t) = \begin{cases} 0,025 * t & \text{pour } 0 \leq t < 0,4 \\ 0,1 & \text{pour } t \geq 0,4 \end{cases} \quad (56)$$

La puissance maximale atteinte à $0,4 \text{ s}$ est ainsi de $0,1 \text{ W}$. Le modèle est configuré pour simuler un temps de 0 à 1 s afin de s'assurer que la membrane ait atteint son régime stationnaire.

Pour simuler correctement la dissipation thermique dans les résistances, les puissances volumétriques $P(r)$ dissipées à la position r dans la résistance centrale et dans la résistance périphérique sont calculées puis appliquées dans la condition de chauffe des simulations FEM. Considérons ainsi $R_{central}$ la résistance centrale, $I_{central}$ le courant traversant la résistance centrale et $R(r)$ la résistance radiale à la position r . Ainsi les relations suivantes sont obtenues :

$$R(r) = \frac{\rho}{2\pi r \cdot t_b} \quad (57)$$

$$R_{central} = \int_b^{r_0} R(r) dr = \frac{\rho \ln\left(\frac{r_0}{b}\right)}{2\pi t_b} \quad (58)$$

$$I_{central} = \sqrt{\frac{P_{tot}}{R_{central}}} = \sqrt{\frac{2\pi t_b \cdot P_{tot}}{\rho \ln\left(\frac{r_0}{b}\right)}} \quad (59)$$

$$P(r) = \frac{R(r) \cdot I_{central}^2}{2\pi r \cdot t_b} = \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{r_0}{b}\right) \cdot 2\pi r^2} \quad (60)$$

où ρ est la résistivité du polysilicium dopé. A l'aide d'un calcul similaire, la puissance volumétrique dissipée dans la résistance périphérique est calculée.

Ainsi $P(r)$ est donnée pour la résistance centrale et la résistance périphérique :

$$\text{Résistance centrale : } P(r) = \begin{cases} \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{r_0}{b}\right) \cdot 2\pi r^2}, & r \leq r_0 \\ 0, & r > r_0 \end{cases} \quad (61)$$

$$\text{Résistance périphérique : } P(r) = \begin{cases} 0, & r \leq r_0 \\ \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{a}{r_0}\right) \cdot 2\pi r^2}, & r > r_0 \end{cases} \quad (62)$$

Les températures maximales dans la structure sont extraites des simulations pour une puissance de chauffe de 100 mW : 50,4°C pour un actionnement central et 27,9°C pour un actionnement périphérique. Afin de pouvoir réaliser une évaluation de l'impact des transferts thermiques, ces températures maximales sont réinjectées dans les simulations sans diffusion thermique pour prédire la déflexion de la membrane. La différence de distribution de température entre les deux modèles est montrée sur la Figure 46.

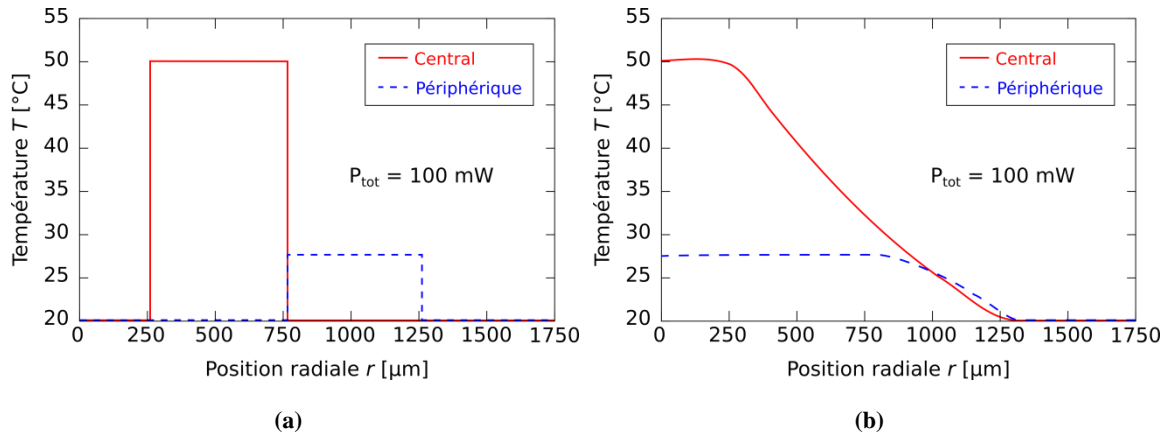


Figure 46: Comparaison des distributions de température dans la structure entre le modèle FEM sans diffusion thermique (a) et le modèle FEM avec diffusion thermique (b) dans le cas d'un actionnement central (ligne pleine) et d'un actionnement périphérique (ligne pointillée), à une puissance de chauffe de 100 mW.

Dans le modèle sans diffusion thermique (a), la température est constante par morceaux. De plus, le bossage et le substrat sont à température ambiante. Dans le modèle avec la diffusion thermique (b), les transferts thermiques entre les matériaux lissent la distribution de température selon l'axe radial de la membrane. De plus, n'étant refroidi que par convection, le bossage est la partie la plus chaude de la structure.

Les profils de déflexion obtenus par ces deux modèles sont montrés sur la Figure 47.

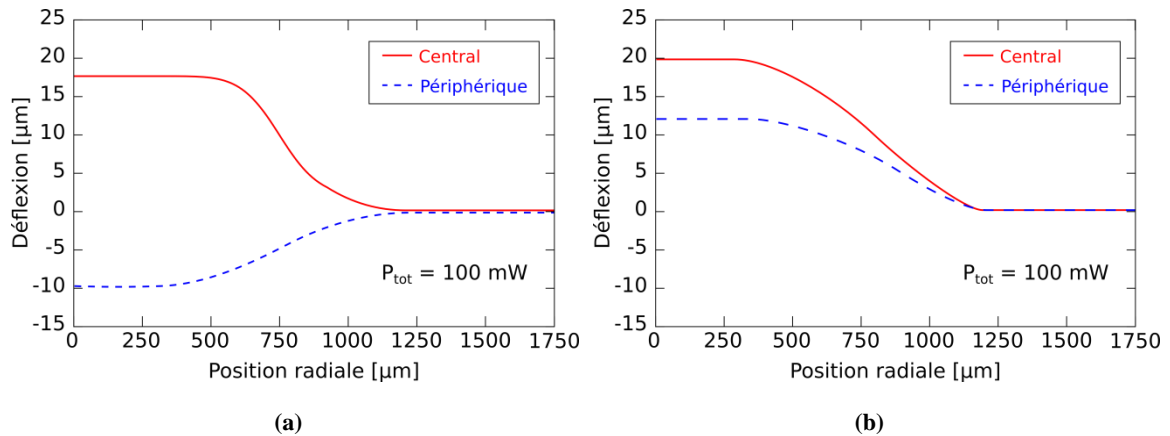


Figure 47 : Comparaison des déflexions de membrane entre le modèle FEM sans diffusion thermique (a) et le modèle FEM avec diffusion thermique (b) dans le cas d'un actionnement central (ligne pleine) et d'un actionnement périphérique (ligne pointillée), à une puissance de chauffe de 100 mW.

Dans le modèle de simulation sans transfert thermique (a), la membrane peut se déformer dans les deux directions orthogonales à son plan. En tenant compte des transferts thermiques (b), il apparaît que la membrane ne peut se déformer que dans une seule de ces deux directions car la température maximale atteinte dans la membrane se situe systématiquement au niveau du bossage. Ainsi, il est important de prendre en compte la dissipation thermique dans la structure, notamment dans le cas d'un actionnement périphérique. De plus, le double actionnement central et périphérique est

inutile : l'actionnement thermique ne pouvant déformer la membrane que dans une seule direction, la membrane ne peut revenir à son état non déformé que par retour élastique.

3.2.4 Structuration de l'aluminium

Afin de mieux représenter la membrane telle qu'elle sera fabriquée, la couche d'aluminium est structurée et les couches d'oxyde de silicium sont ajoutées dans le modèle de simulations. La structure ainsi simulée est représentée sur la Figure 48.

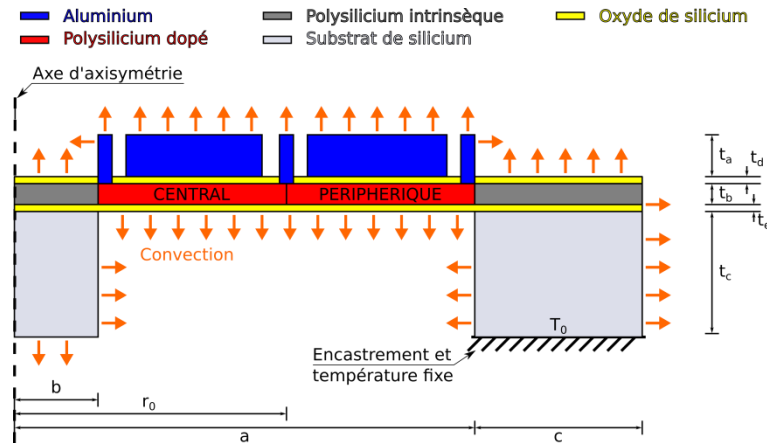


Figure 48: Structure simulée avec dissipation thermique et structuration de la couche d'aluminium.

La largeur des fils d'aluminium est fixée à $25 \mu\text{m}$ et la distance entre les fils et les anneaux d'aluminium à $20 \mu\text{m}$, permettant une fabrication simple en salle blanche. La Figure 49 compare la déflexion de la membrane entre un modèle sans et avec structuration de la couche d'aluminium dans le cas d'un actionnement périphérique, à une puissance de chauffe de 100 mW .

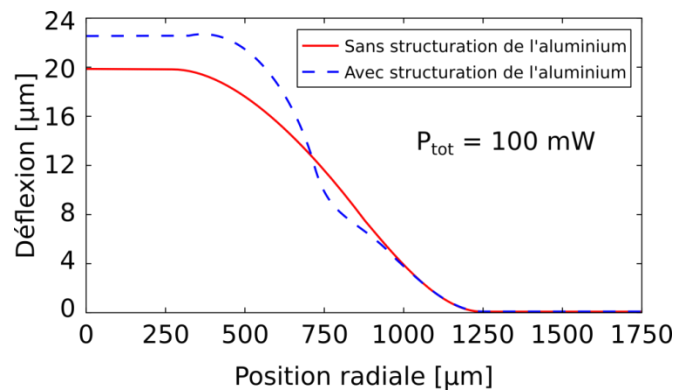


Figure 49: Comparaison des déflexions de membrane entre le modèle FEM sans structuration de l'aluminium (ligne pleine) et le modèle FEM avec structuration de l'aluminium (ligne pointillée) dans le cas d'un actionnement périphérique, à une puissance de chauffe de 100 mW

La déflexion de la membrane obtenue à l'aide du modèle avec structuration de la couche d'aluminium est supérieure à celle obtenue sans structuration de la couche d'aluminium. Cela est dû à une réduction locale de l'épaisseur de la membrane, créant ainsi une charnière dans la structure. Il est donc important de prendre en considération un maximum d'éléments afin de représenter au mieux le comportement de la membrane.

3.2.5 Etude en pression des membranes

La membrane à actionneur bimétallique intégré ayant comme vocation d'être intégrée dans une micropompe, son comportement face à une différence de pression doit donc être étudié. Pour cela une condition de pression est rajoutée au modèle de simulation précédent. Ainsi, le modèle simulé est tel que représenté sur la Figure 50.

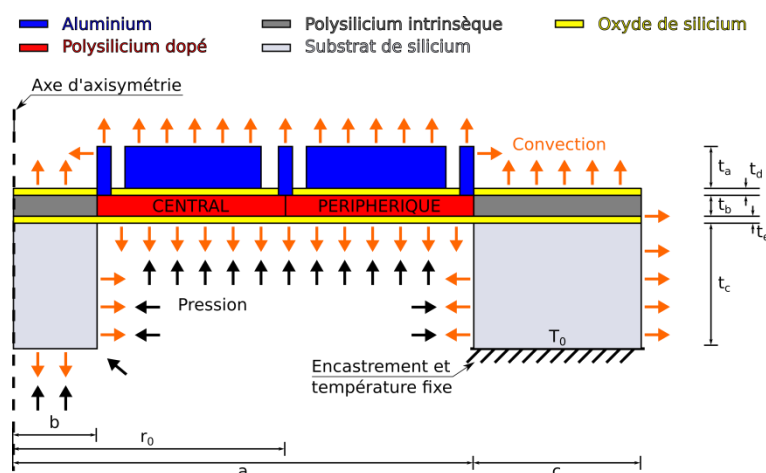


Figure 50 : Modèle de simulation avec dissipation thermique, structuration de la couche d'aluminium et pressurisation de la membrane.

La Figure 51 compare la déflexion de la membrane sans différence de pression et avec une différence de pression de 0,3 bar, en fonction de la puissance appliquée à l'actionneur périphérique.

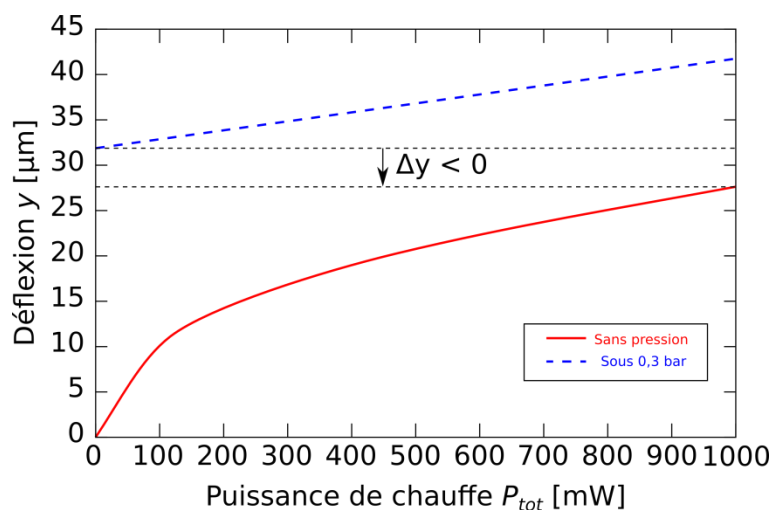


Figure 51: Comparaison de la déflexion de la membrane sans pression (ligne pleine) et avec une différence de pression de 0,3 bar (ligne pointillée), en fonction de la puissance de chauffe appliquée à l'actionneur périphérique.

La déflexion de la membrane sous 0,3 bar de pression est logiquement supérieure à la déflexion de la membrane sans pression à puissance d'actionnement égale. Cependant, la déflexion de la membrane sous 0,3 bar de pression sans actionnement est également supérieure à la déflexion de la membrane sans pression, même lorsque cette dernière est actionnée thermiquement sous 1 W. Ainsi, le comportement de la membrane est fortement dominé par la pression et non par son actionnement. Cela est dû à un manque

de force de l'actionneur. Un tel comportement de membrane induit une cylindrée négative et donc une incapacité à pomper pour des différences de pression d'au moins 0,3 bar.

Un tel comportement de pompe doit être vérifié expérimentalement. Si tel est le cas, la géométrie de la membrane doit être optimisée afin d'obtenir une cylindrée positive.

3.2.6 Conclusion

Les simulations FEM ont permis d'affiner le modèle théorique des membranes à actionneur bimétallique intégré par rapport aux formules de Roark. La construction du modèle de simulation étape par étape a permis de comprendre l'influence de chacun des paramètres de simulation et de conception.

Afin de vérifier l'exactitude de ce nouveau modèle théorique, les prédictions des simulations FEM sont comparées à des résultats de caractérisation. Des membranes à actionneur bimétallique intégré ont donc été fabriquées en salle blanche selon le procédé de fabrication décrit ci-dessous.

3.3 Fabrication des membranes à actionneur bimétallique intégré

Les membranes à actionneur bimétallique intégré ont été fabriquées selon le procédé représenté sur la Figure 52.

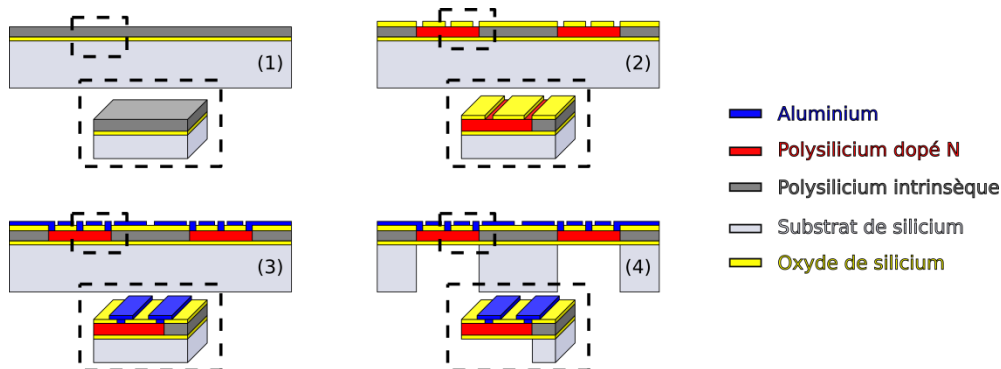


Figure 52: Etapes du procédé de fabrication des membranes à actionneur bimétallique intégré.

L'étape (1) correspond à la fabrication d'un empilement de couches correspondant au cœur de la membrane. Un substrat de silicium de 500 μm d'épaisseur et d'orientation cristallographique $\langle 100 \rangle$ subit une oxydation thermique humide créant à sa surface une couche d'oxyde de silicium de 400 nm d'épaisseur. Cette oxydation est suivie d'un dépôt par LPCVD d'une couche de polysilicium de 1 μm d'épaisseur. L'étape (2) consiste en une implantation d'ions phosphores dans la couche de silicium polycristallin. Cette implantation de concentration $5 \cdot 10^{19}$ atomes/ cm^3 définit les résistances chauffantes et permet un contact ohmique avec les connexions électriques. Cette étape d'implantation est suivie d'un dépôt par LPCVD d'une couche d'oxyde de silicium de 200 nm d'épaisseur ayant un rôle d'isolant électrique entre le polysilicium dopé et les contacts électriques. Cette couche d'oxyde est ouverte dans un bain de HF de concentration 5%, rendant les contacts électriques des résistances chauffantes

accessibles. A l'étape (3), une couche d'aluminium épaisse de $2\ \mu\text{m}$ est déposée par pulvérisation puis gravée chimiquement (H_3PO_4) pour former les contacts électriques. Enfin, l'étape (4) consiste en la gravure face arrière par DRIE du substrat de silicium.

De plus, des thermo-résistances sont intégrées au sein même de la membrane afin de pouvoir mesurer le profil de température le long d'un rayon. D'autres thermo-résistances sont intégrées dans le substrat afin de fournir une mesure de référence. Ces thermo-résistances sont fortement dopées et ont été intégrées dans la couche polycristalline pendant la fabrication. Par ailleurs, l'aluminium est structuré en conséquence afin d'obtenir des pistes de connexions permettant d'accéder électriquement à ces thermo-résistances. L'étude de ces capteurs et leur intégration au sein de la membrane ont fait l'objet d'une publication dans un journal scientifique [78] (cf. Annexe C).

La Figure 53 montre une puce découpée d'une membrane réalisée suivant ce procédé.

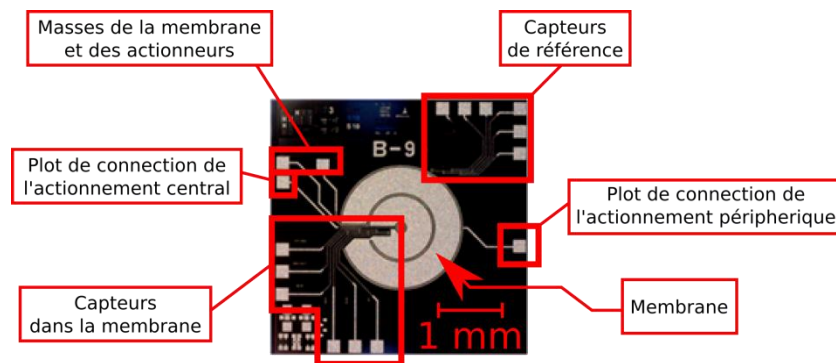


Figure 53: Photo de la face supérieure d'une membrane à actionneur bimétallique intégré fabriquée en salle blanche.

3.4 Caractérisations des membranes à actionneur bimétallique intégré

3.4.1 Caractérisations thermiques

La dissipation thermique dans les membranes a été étudiée. Pour cela, la température le long d'un rayon de la membrane est mesurée à l'aide des thermo-résistances intégrées. Ces thermo-résistances sont calibrées sur une plaque chauffante. Des mesures I-V permettent d'extraire les coefficients de température de ces thermo-résistances. Sur les dix puces testées, ce coefficient varie de 1.10^{-3} à $2.10^{-3}\ \text{K}^{-1}$ avec une variation intra dispositif d'environ +/- 3%. La distribution de température obtenue le long d'un rayon de la membrane est comparée aux prédictions des simulations FEM (cf. Section 3.2.4) sur la Figure 54.

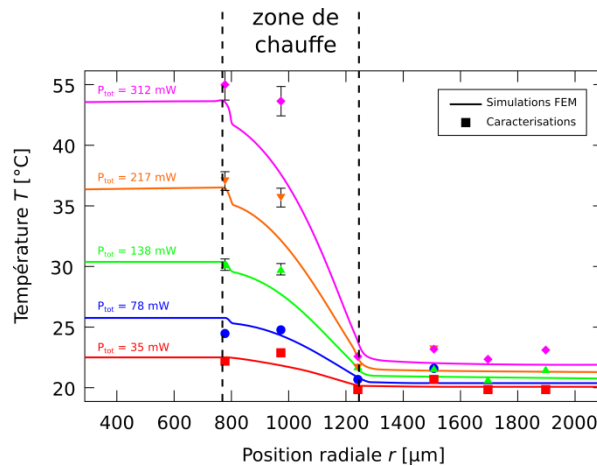
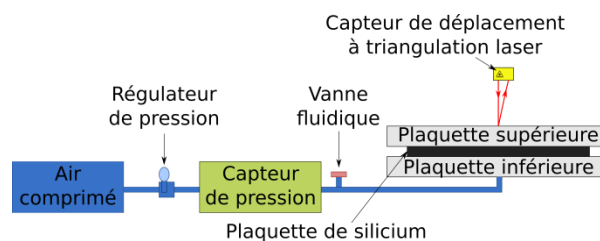


Figure 54: Distribution de la température selon l’axe radial de la membrane pour un actionnement périphérique [78] (cf. Annexe C). Comparaison entre les simulations (lignes pleines) et la caractérisation (points). La position radiale 1250 μm correspond au bord de la membrane. Les barres d’erreurs sont calculées à partir de l’erreur de mesure des résistances des capteurs (environ 0,1%).

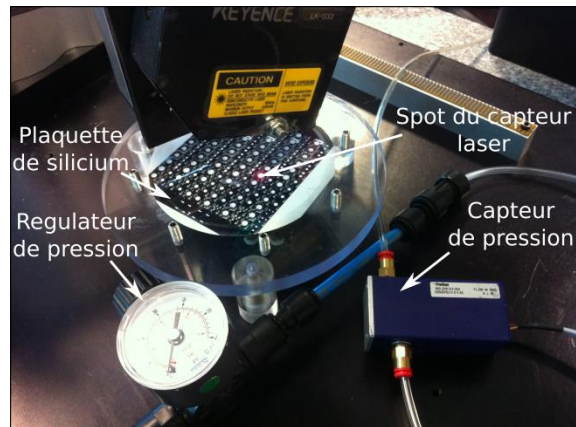
Nous pouvons observer un bon accord entre les simulations FEM et les résultats expérimentaux. Cependant, le capteur de température placé à 1 mm du centre de la membrane montre systématiquement une grande différence. Cela est dû à la structuration de l’aluminium pour les connexions électriques des capteurs qui n’a pas été prise en compte dans les simulations. En effet, seules les connexions électriques de l’actionnement ont été simulées afin de garder une géométrie 2D axisymétrique. Par conséquent, l’épaisseur de la membrane autour des capteurs est bien plus petite que celle simulée. Cela implique une augmentation de la résistance thermique qui a un impact proportionnel à la norme du gradient de température. Le capteur placé à 1 mm du centre de la membrane se situe dans la zone où la norme du gradient de température est la plus élevée, justifiant ainsi la différence systématique. En négligeant ce capteur de température, la différence relative entre les simulations et la caractérisation est inférieure à 5%. Les prédictions du profil de température sont donc en accord avec les mesures de caractérisation effectuées.

3.4.2 Mesures de déflexion

Afin de caractériser la déflexion de la membrane, un banc de tests spécifique a été développé. Ce banc de tests est illustré sur la Figure 55.



(a)



(b)

Figure 55 : Schéma (a) et photographie (b) du banc de caractérisation mécanique en 100 mm.

Ce banc permet de maintenir la plaquette de silicium et d'appliquer une pression constante dans la cavité des membranes, comme pour la mesure de déflexion de membrane en fonction de la pression appliquée (cf. Chapitre 2). Un capteur de pression du commerce (Sensortech HDIB001DBE8P5) est utilisé pour mesurer cette pression, réglée à l'aide d'un régulateur. Un système de triangulation laser (Keyence LK-G 32), focalisé à la surface du bossage, mesure la déflexion de la membrane. Ce banc de tests possède la particularité de pouvoir en sus alimenter électriquement les résistances de chauffe de la membrane. Des pointes électriques permettent en effet d'appliquer une puissance aux bornes de l'actionneur bimétallique. La Figure 56 montre la déflexion de la membrane pour différentes puissances appliquées avec et sans pression. Cela permet de comparer ces mesures aux simulations.

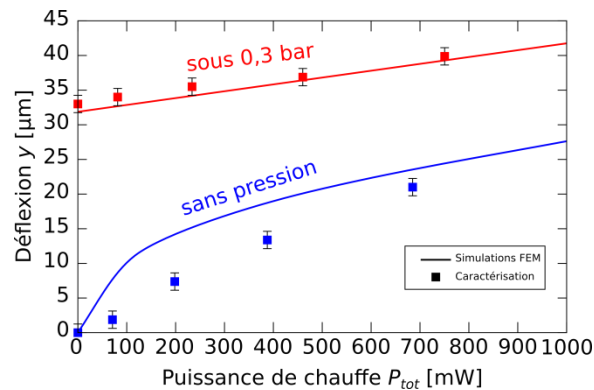


Figure 56: Déflexion de la membrane pour un actionnement externe sans pression et avec une différence de pression de 0,3 bar [77] (cf. Annexe B). Comparaison entre les simulations FEM (lignes pleines) et les caractérisations (points). Les barres d'erreurs sont estimées à partir de mesures du bruit ambiant (vibration mécanique du banc).

En l'absence de pression, une différence relative de déflexion jusqu'à 70% est observée à $P_{tot} = 70$ mW. Cette différence s'explique par la présence de contraintes thermiques internes accumulées pendant la fabrication de la membrane. Sous pression, la déflexion de la membrane montre un bon accord entre la caractérisation et les simulations avec une différence relative de déflexion de 4%.

Les résultats de caractérisations ont donc permis de vérifier les prédictions du modèle FEM construit pour la modélisation des membranes à actionneur bimétallique intégré. Ils ont notamment permis de vérifier un comportement de la membrane fortement dominé par la pression et non par son actionnement. La membrane à actionneur bimétallique ainsi fabriquée ne peut pas assurer son rôle en tant que membrane de pompe ($\Delta V < 0$).

Par conséquent, la géométrie de cette membrane doit être optimisée afin d'atteindre les spécifications ($Q \geq 6 \text{ mL}\cdot\text{min}^{-1}$ à $p_{\text{sortie}} \geq 3 \text{ bar}$) en vue de son intégration dans un dispositif dédié à l'injection médicale.

3.5 Optimisation des membranes à actionneur bimétallique intégré

3.5.1 Construction du modèle

L'objectif est donc d'augmenter la cylindrée de la membrane pour une utilisation dans une pompe à injection. Ainsi le problème est posé de la manière suivante:

Minimiser : $-\Delta V$

durant le cycle de fonctionnement de la membrane dans la pompe. Lors d'un cycle de pompage (cf. Figure 57), la déformation de la membrane entraîne une augmentation du volume de la chambre de pompage et donc une aspiration du liquide. Puis le liquide est refoulé par retour élastique de la membrane.

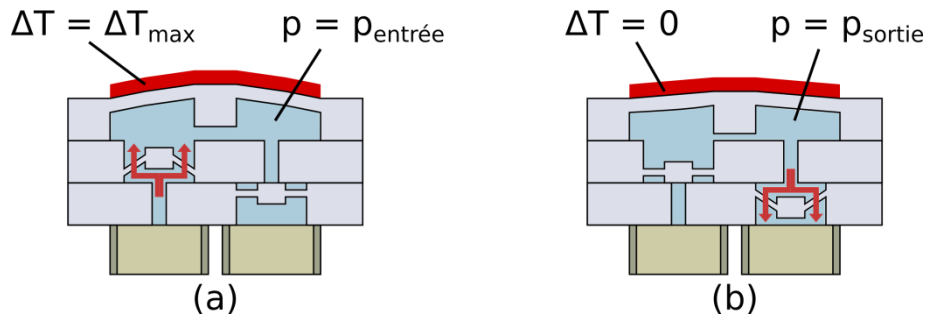


Figure 57 : Cycle de pompage de la micropompe à actionneur bimétallique intégré
(a) au point mort haut (b) au point mort bas

A son point mort haut, la membrane est à sa température maximale et est soumise à la pression d'entrée de la pompe. A l'inverse, à son point mort bas, la membrane est à température ambiante et est soumise à la pression de sortie de la pompe. La cylindrée de la membrane durant son cycle de fonctionnement dans la pompe est alors calculée entre ces deux états de déformation :

$$\Delta V = V_{\text{haut}} - V_{\text{bas}} \quad (63)$$

avec

$$V_{\text{haut}} = 2\pi \int_0^a y(r, \Delta T = \Delta T_{\text{max}}, p = p_{\text{entrée}}) \cdot r \cdot dr \quad (64)$$

$$V_{bas} = 2\pi \int_0^a y(r, \Delta T = 0, p = p_{sortie}) \cdot r \cdot dr \quad (65)$$

Le modèle de simulation utilisé dans l'algorithme d'optimisation est proche de celui de la Figure 43. D'après la Figure 47, les déflexions obtenues par le modèle sans diffusion minorent les déflexions réelles de la membrane à actionneur bimétallique intégré. Les résultats d'optimisation obtenus sont donc pessimistes quant aux performances réellement atteignables par la membrane mais la simplicité du modèle permet d'obtenir un ordre de grandeur en un court temps de calcul. De plus, afin de diminuer le nombre de paramètres d'optimisation, le bossage a été supprimé de la structure ($b = 0$). Enfin, afin de faciliter la tâche de l'actionneur thermique, la pression d'entrée est supposée nulle ($p_{entrée} = 0$). Le modèle d'optimisation ainsi utilisé est représenté sur la Figure 58.

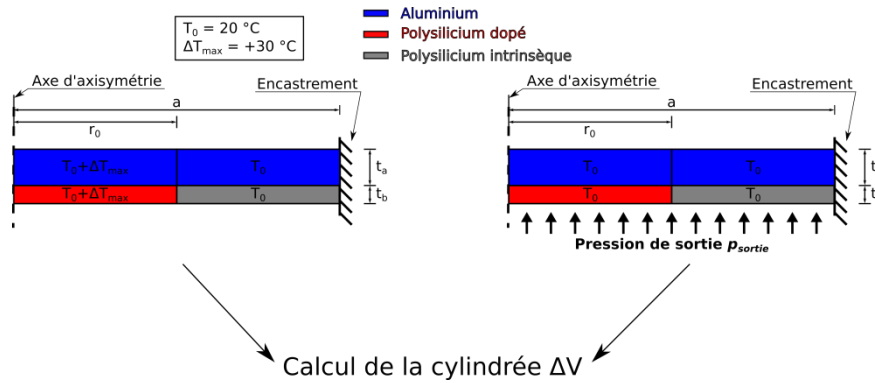


Figure 58 : Modèle utilisé pour l'optimisation des membranes à actionneur bimétallique intégré

Lors de la recherche de l'optimum, le rayon extérieur de la chauffe centrale r_0 , l'épaisseur de la couche d'aluminium t_a et l'épaisseur de la couche de polysilicium t_b sont libres de varier. Le rayon extérieur de la membrane a et la pression de sortie p sont quant à eux fixés pour chaque optimisation.

Lors du calcul d'optimisation, r_0 doit toujours être compris dans l'intervalle $[0; a]$. Ainsi r_0 dépend de a et n'est donc pas une variable indépendante. Afin d'éliminer cette dépendance et ainsi de réduire la complexité du calcul d'optimisation, la variable r_1 est introduite telle que :

$$r_0 = r_1 \cdot a \quad (66)$$

La variable r_1 est donc libre de varier dans l'intervalle $[0; 1]$ et l'algorithme d'optimisation peut être paramétré exclusivement avec des variables indépendantes.

Les paramètres d'optimisation ainsi utilisés afin de représenter les variations géométriques et leurs valeurs initiales sont donnés dans le Tableau 16.

Tableau 16 : Paramètres d'optimisation des membranes à actionneur bimétallique intégré

Paramètres d'optimisation	Description	Valeur initiale
x_{r_1}	Variation absolue de la variable r_1	0
x_{t_a}	Variation relative de l'épaisseur de la couche d'aluminium	0
x_{t_b}	Variation relative de l'épaisseur de la couche de polysilicium	0

x_{r_1} est libre de varier dans l'intervalle $]\min(-0,1; -r_0); \max(0,1; 1 - r_0)[$ tandis que x_{t_a} et x_{t_b} sont libres de varier dans l'intervalle $[-0,2; 0,2]$. Les bornes de ces intervalles sont choisies afin de garder une qualité de maillage suffisante lors de sa déformation par la formulation ALE (cf. Chapitre 2).

Les valeurs initiales du rayon extérieur de la chauffe centrale r_0 , de l'épaisseur de la couche d'aluminium t_a et de l'épaisseur de la couche de polysilicium t_b sont choisies en fonction des valeurs du rayon extérieur de la membrane a et de la pression de sortie p . Ainsi, l'optimisation est réduite à un nombre limité d'itérations, réduisant ainsi le temps de calcul nécessaire.

3.5.2 Résultats des optimisations

Différentes optimisations ont été menées en fonction du rayon extérieur de la membrane a et de la pression de sortie p afin de se rendre compte des capacités optimales d'un tel actionneur. Les résultats des simulations sont présentés sur les Figures 59 et 60.

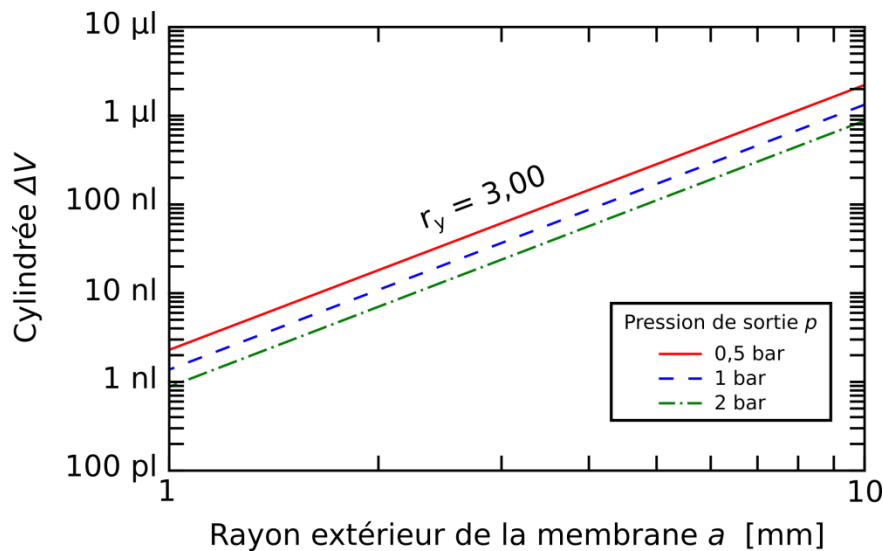
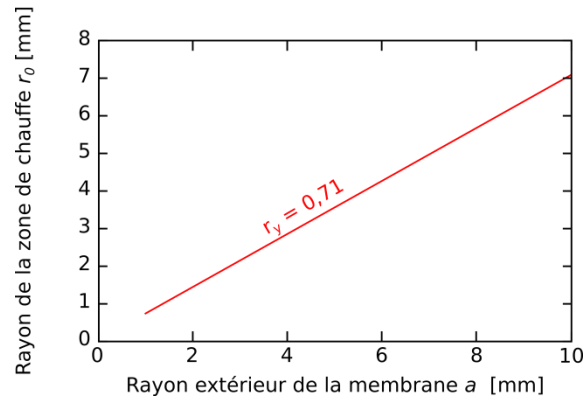
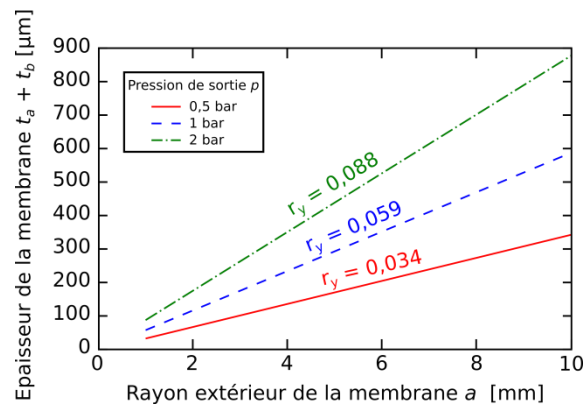


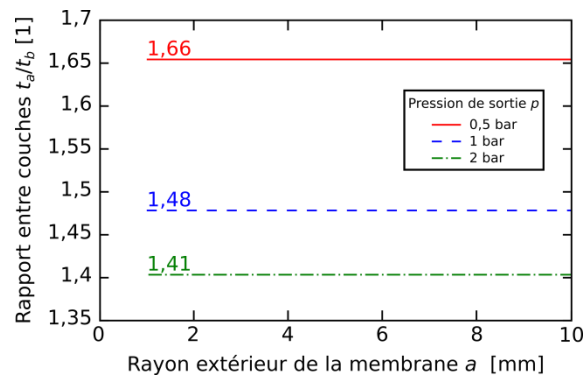
Figure 59 : Cylindrée maximale atteignable pour la membrane à actionneur bimétallique intégré en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.



(a)



(b)



(c)

Figure 60 : Dimensions géométriques de la membrane lors de l'optimisation de la cylindrée en fonction du rayon extérieur de la membrane. (a) Rayon de la zone de chauffe. Ce paramètre géométrique est indépendant de la pression de sortie de la pompe. (b) Epaisseur totale de la membrane. (c) Rapport d'épaisseurs entre la couche d'aluminium et la couche de polysilicium.

D'après la Figure 59, la cylindrée maximale atteignable pour la membrane à actionneur bimétallique intégré est donc de la forme :

$$\Delta V(a, p) = A(p) \cdot a^3 \quad (67)$$

où A est fonction de la pression de sortie de la pompe. Certaines valeurs de A sont données dans le Tableau 17 en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Tableau 17 : Valeurs de A pour la membrane à actionneur bimétallique intégré en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Pression de sortie de la pompe [bar]	Valeur de A [1]
0,5	$2,22 \times 10^{-3}$
1	$1,33 \times 10^{-3}$
2	$8,62 \times 10^{-4}$

Pour des membranes à actionneur bimétallique intégré de rayon extérieur compris entre 1 et 10 mm, les cylindrées maximales atteignables sont donc comprises entre le nano et le microlitre. La fréquence d'actionnement de la membrane pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ (cf. Chapitre 1) est représentée sur la Figure 61.

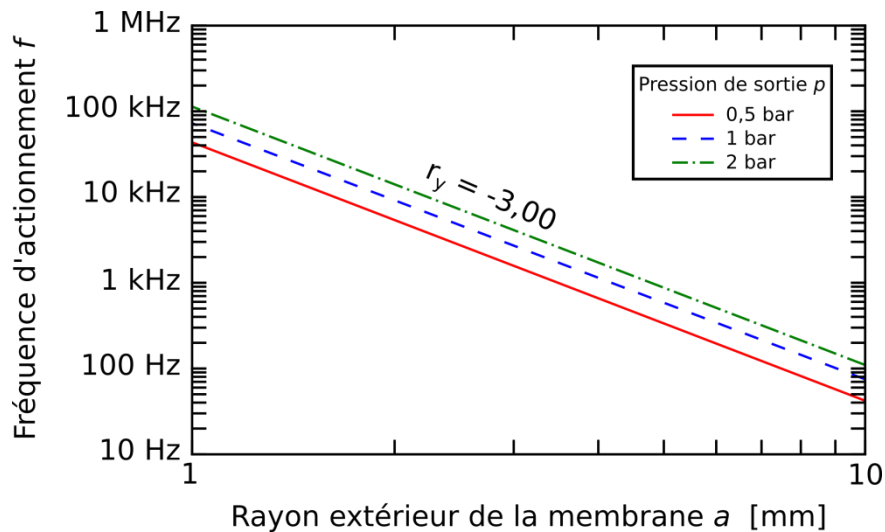


Figure 61 : Fréquence d'actionnement de la membrane à actionneur bimétallique intégré pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.

Pour des membranes à actionneur bimétallique intégré de rayon extérieur compris entre 1 et 10 mm, les fréquences d'actionnement pour d'atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ sont donc comprises entre 100 Hz et 100 kHz. Cependant, ces fréquences ne sont probablement pas atteignables avec un actionneur thermique intégré tel qu'utilisé. Les temps de réponse caractéristiques des phénomènes thermiques sont souvent de l'ordre de la seconde, ce qui situe les fréquences d'actionnement bien en dessous de 1 Hz. Il est donc impossible d'atteindre des débits de l'ordre de quelques $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$ avec des membranes à actionneur bimétallique intégré sub-centimétriques.

De plus, connaissant les dimensions géométriques de la membrane (cf. Figure 60) ainsi que les propriétés des matériaux qui la constituent (cf. Tableau 15), il est possible de calculer l'énergie nécessaire E pour chaque battement de membrane :

$$E = \pi \cdot r_o^2 \cdot (t_a \rho_a C_a + t_b \rho_b C_b) \cdot \Delta T \quad (68)$$

où ρ représente la densité et C la capacité calorifique massique des matériaux. L'énergie nécessaire E pour chaque battement de membrane à actionneur bimétallique intégré en

fonction de son rayon extérieur et de la pression de sortie de la pompe est représentée sur la Figure 62.

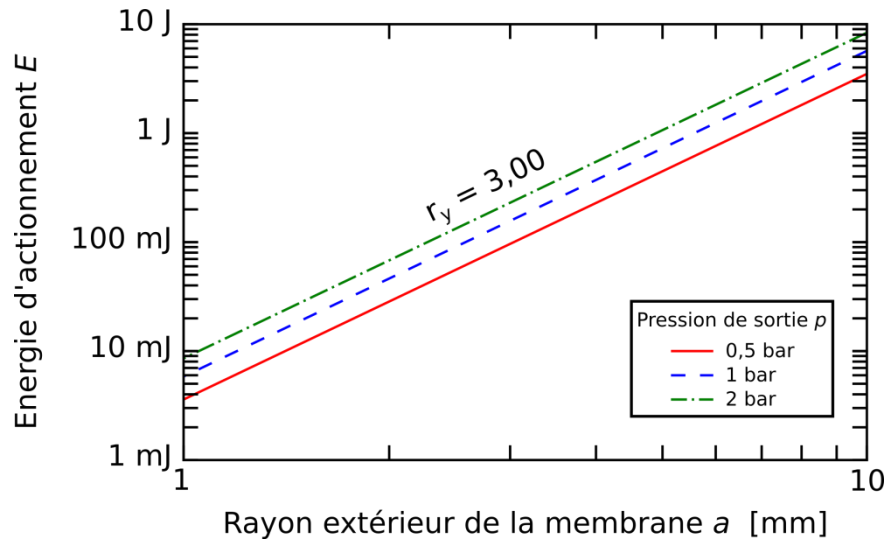


Figure 62 : Energie nécessaire pour un battement de la membrane à actionneur bimétallique intégré en fonction du rayon extérieur et de la pression de sortie de la pompe.

La puissance d'actionnement pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ peut alors être calculée en multipliant la fréquence d'actionnement par l'énergie requise pour chaque battement de la membrane à actionneur bimétallique intégré. Cette puissance consommée est représentée sur la Figure 63.

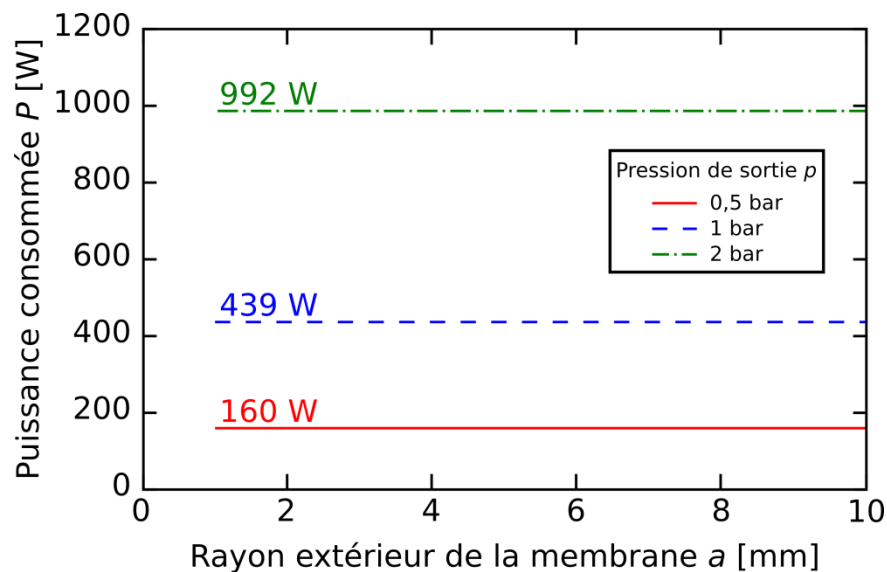


Figure 63 : Puissance consommée par l'actionneur thermique pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.

La puissance consommée par l'actionneur pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ est indépendante du rayon extérieur de la membrane. Ainsi, l'efficacité (cf. Chapitre 1) d'une membrane à actionneur bimétallique intégré ne dépend pas de son encombrement comme montré sur la Figure 64.

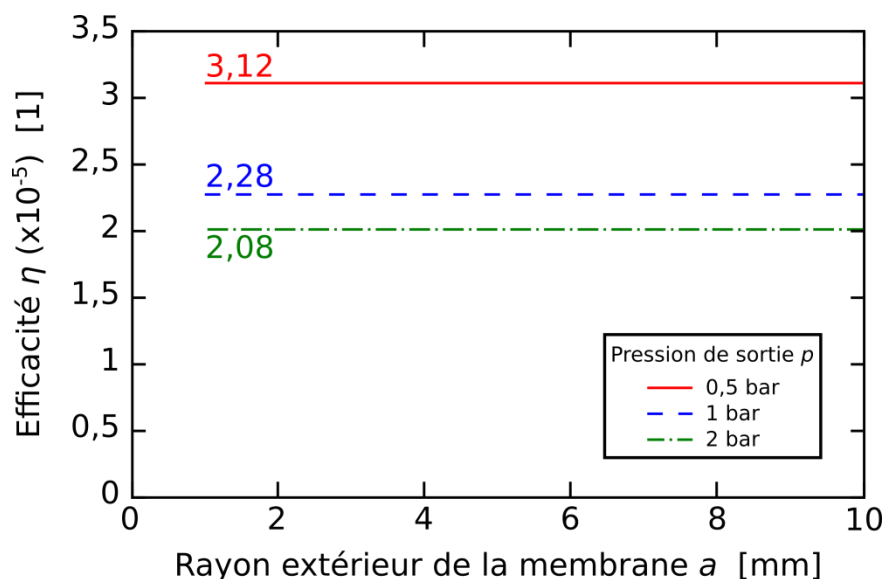


Figure 64 : Efficacité de l'actionnement thermique en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.

Afin de pouvoir intégrer la micropompe dans un dispositif portable, son efficacité face à une pression de sortie de 3 bars doit excéder 3% (cf. Chapitre 1). Or d'après la Figure 64, l'efficacité à 2 bars de pression de la membrane à actionneur bimétallique intégré est d'environ $2 \times 10^{-3}\%$. De plus, une augmentation de la pression de sortie de la pompe diminue l'efficacité de l'actionnement thermique. Enfin, les temps de réponse d'un actionneur étant de l'ordre de la seconde, la cylindrée de la membrane devrait être de l'ordre de 100 μl pour avoir un débit d'environ $6 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Or d'après la Figure 59, la membrane à actionneur bimétallique intégré devrait avoir un encombrement de plusieurs dizaines de centimètres carrés pour obtenir une telle cylindrée ce qui limite son intégration dans un dispositif portable.

Ainsi la membrane à actionneur bimétallique intégré n'est pas adaptée à une intégration dans une micropompe d'un dispositif portable dédié à l'injection médicale, sa faible efficacité énergétique étant son principal inconvénient. Un autre axe de recherche doit donc être développé en vue d'atteindre les spécifications requises par les dispositifs portables dédiés à l'injection médicale.

3.6 Conclusion

Alors qu'une analyse sans diffusion thermique permet de prévoir une déflexion dans les deux directions normales au plan de la membrane selon l'actionneur utilisé, la prise en compte des transferts thermiques dans les simulations FEM a permis d'obtenir un modèle plus réaliste avec une déflexion dans un unique sens.

De plus, pour les deux modes d'actionnement, les simulations FEM prévoient une déflexion non linéaire de la membrane et une rigidité plus importante que celle calculée par les formules de Roark. Cette limitation des formules de Roark est due au fait que la déflexion maximale de la membrane est supérieure à la moitié de son épaisseur. Ainsi, plus l'épaisseur de la membrane conçue est faible, plus ce comportement non-linéaire s'accroît.

Les caractéristiques thermiques de la membrane ont pu être correctement décrites par des simulations FEM avec une erreur relative maximale d'environ 15%. La mesure de déflexion des membranes a pu aussi être qualitativement décrite par les simulations, avec un bon accord pour les grandes déflexions.

Enfin, la membrane à actionneur bimétallique intégré a été optimisée géométriquement afin de répondre aux besoins de l'injection médicale. Cependant, sa faible efficacité énergétique empêche son intégration dans un dispositif portable. De plus, sa faible cylindrée nécessite des fréquences d'actionnement trop élevées par rapport au temps de réponse des phénomènes thermiques.

Cette méthode d'actionnement, bien que séduisante, ne permet donc pas la réalisation d'un dispositif portable d'injection médicale. Un autre axe de recherche a par ailleurs été développé autour d'un couple « membrane silicium-actionneur externe » dont l'étude est présentée dans le chapitre suivant.

Chapitre 4: Etude d'une membrane à actionneur piézoélectrique externe

Afin de pallier les problèmes des membranes à actionneur bimétallique intégré (cf. Chapitre 3), notamment énergétiques (consommation, efficacité), une solution de micropompe à actionneur piézoélectrique externe a été étudiée. Ce chapitre présente le travail réalisé sur le couple « actionneur piézoélectrique externe »-« membrane silicium », en vue d'atteindre les spécifications requises par les dispositifs portables dédiés à l'injection médicale ($Q \geq 6 \text{ mL}\cdot\text{min}^{-1}$ à $p_{\text{sortie}} \geq 3 \text{ bar}$).

La première partie de ce chapitre décrit le principe de la membrane à actionneur piézoélectrique externe. La seconde partie présente le dimensionnement de la membrane à partir d'un calcul d'optimisation. Les résultats de ce calcul permettent d'évaluer les performances atteignables avec ces membranes et de les comparer aux exigences de l'injection médicale. La troisième partie de ce chapitre détaille la méthodologie à suivre pour choisir un actionneur piézoélectrique adapté aux membranes. Une quatrième partie décrit la fabrication des membranes. Enfin des simulations FEM des membranes développées sont présentées et les prédictions des simulations avec le comportement réel des membranes réalisées sont comparées respectivement dans une cinquième et sixième partie.

4.1 Description de la membrane à actionneur piézoélectrique externe

La structure de la membrane et de son actionneur piézoélectrique externe est représentée sur la Figure 42.

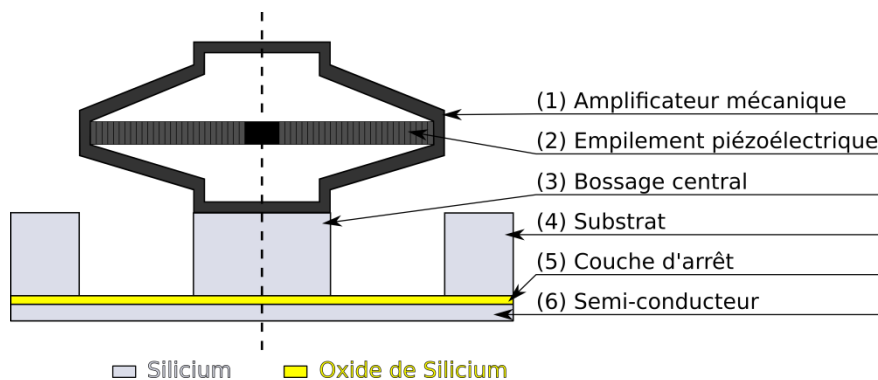


Figure 65: Vue en coupe de la membrane et de son actionneur piézoélectrique externe

Elle est composée principalement d'une couche semiconductrice en silicium (6). La couche d'oxyde de silicium (5) est utilisée comme couche d'arrêt pour la gravure DRIE du substrat en silicium (4) (cf. Chapitre 2). De plus, comme pour la membrane à actionneur bimétallique intégré, la membrane développée comporte un bossage (3) en son centre. Outre son aspect pratique en tant que zone d'accroche permettant de rendre la membrane et l'actionneur piézoélectrique externe (1, 2) solidaires, le bossage améliore les performances mécaniques de la membrane. Ce résultat sera discuté et démontré par la suite, lors de l'optimisation géométrique de la membrane.

Brevetés par Cedrat Technologies [79], les actionneurs piézoélectriques utilisés sont dotés d'un amplificateur mécanique (1) pour précharger un empilement de composants piézoélectriques multicouches (2) et pour amplifier mécaniquement le déplacement généré par l'actionneur. L'amplification est obtenue suivant le petit axe de l'amplificateur de forme elliptique alors que l'empilement piézoélectrique exerce une force selon son grand axe. L'amplificateur fournit également une interface mécanique pour coupler l'actionneur à la membrane.

Dans la suite de ce chapitre, les connaissances et l'expérience acquises lors du développement de la membrane à actionneur bimétallique intégré sont réutilisées afin de concevoir et optimiser une membrane à actionneur piézoélectrique externe. Ainsi, la géométrie optimale de la membrane est déterminée par simulations FEM afin d'atteindre les spécifications liées à l'injection médicale ($Q \geq 6 \text{ mL min}^{-1}$ à $p_{\text{sortie}} \geq 3 \text{ bar}$).

4.2 Dimensionnement des membranes à actionneur piézoélectrique

Cette partie présente tout d'abord le modèle utilisé pour le dimensionnement de la membrane. Puis les résultats de simulations sont analysés afin de déterminer le dimensionnement optimal de la membrane.

4.2.1 Construction du modèle

Comme pour la membrane à actionneur bimétallique intégré, l'objectif est d'optimiser la cylindrée de la membrane pour une utilisation dans une pompe. Ainsi le problème est posé de la manière suivante:

Minimiser : $-\Delta V$

durant le cycle de fonctionnement de la membrane dans la pompe. Lors d'un cycle de pompage (Figure 66), la membrane à actionneur piézoélectrique externe aspire et refoule le liquide dans la cavité de la pompe de par la force de son actionneur.

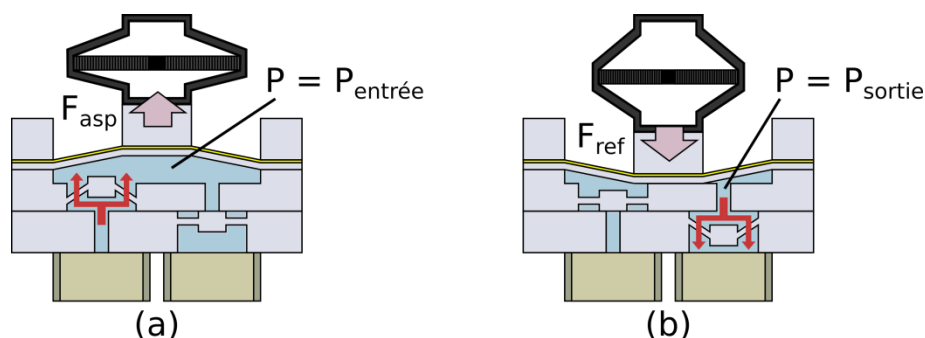


Figure 66 : Cycle de pompage de la micropompe avec actionneur piézoélectrique externe
(a) au point mort haut (b) au point mort bas

Ainsi, à son point mort haut, la membrane est soumise à la force d'aspiration de l'actionneur et à la pression d'entrée de la pompe. A l'inverse, à son point mort bas, la membrane est soumise à la force de refoulement de l'actionneur et à la pression de sortie de la pompe. La cylindrée de la membrane durant son cycle de fonctionnement dans la pompe est alors calculée entre ces deux états de déformation :

$$\Delta V = V_{haut} - V_{bas} \quad (69)$$

avec

$$V_{haut} = 2\pi \int_0^a y(r, F = F_{asp}, p = p_{entrée}) \cdot r \cdot dr \quad (70)$$

$$V_{bas} = 2\pi \int_0^a y(r, F = F_{ref}, p = p_{sortie}) \cdot r \cdot dr \quad (71)$$

Comme pour la membrane à actionneur bimétallique intégré, la contrainte de von Mises maximale dans la membrane a été fixée à 1 GPa.

En microélectronique, les couches d'oxyde de silicium ne dépassent généralement pas quelques micromètres d'épaisseur. En référence aux résultats d'optimisation de la membrane à actionneur bimétallique intégré (cf. Chapitre 3), la couche de silicium attendue devrait avoir une épaisseur de quelques dizaines voire centaines de microns. Ainsi la couche d'oxyde de silicium peut être négligée dans le modèle d'optimisation sans affecter de manière significative le résultat final. Le modèle d'optimisation utilisé est représenté sur la Figure 58.

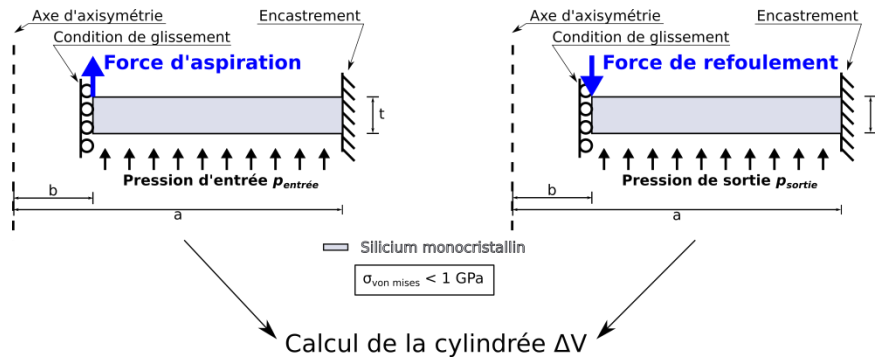


Figure 67 : Modèle mécanique utilisé pour l'optimisation des membranes à actionneur piézoélectrique externe

Lors de la recherche de l'optimum, le rayon intérieur b de la partie annulaire de la membrane, l'épaisseur t de la couche de silicium, la force d'aspiration F_{asp} et la force de refoulement F_{ref} de l'actionneur piézoélectrique externe sont libres de varier. Le rayon extérieur de la membrane a et la pression de sortie p_{sortie} sont quant à eux fixés pour chaque optimisation. Enfin, les capacités attendues de l'actionneur piézoélectrique étant bien supérieures à celles de l'actionneur bimétallique, la pression d'entrée est fixée à -1 bar (dépression maximale théorique).

Tout comme pour la variable r_0 lors du calcul d'optimisation de la membrane à actionneur bimétallique intégré, b doit toujours être compris dans l'intervalle $[0; a]$. Ainsi b dépend de a et n'est donc pas une variable indépendante. Afin d'éliminer cette dépendance, la variable b_1 est introduite telle que :

$$b = b_1 \cdot a \quad (72)$$

La variable b_1 est donc libre de varier dans l'intervalle $[0; 1]$ et l'algorithme d'optimisation peut être paramétré exclusivement avec des variables indépendantes.

Les paramètres d'optimisation ainsi utilisés afin de représenter les variations géométriques et leurs valeurs initiales sont donnés dans le Tableau 18.

Tableau 18 : Paramètres d'optimisation des membranes à actionneur piézoélectrique externe

Paramètres d'optimisation	Description	Valeur initiale
x_{b_1}	Variation absolue de la variable b_1	0
x_t	Variation relative de l'épaisseur de la membrane	0
$x_{F_{asp}}$	Variation relative de la force d'aspiration de l'actionneur	0
$x_{F_{ref}}$	Variation relative de la force de refoulement de l'actionneur	0

x_{b_1} est libre de varier dans l'intervalle $]\min(-0,1; -b); \max(0,1; 1 - b)[$ tandis que x_t est libre de varier dans l'intervalle $[-0,2; 0,2]$. Les bornes de ces intervalles sont choisies afin de garder une qualité de maillage suffisante lors de la déformation du maillage par la formulation ALE (cf. Chapitre 2). Cette déformation étant indépendante des paramètres $x_{F_{asp}}$ et $x_{F_{ref}}$, ces derniers ne sont pas bornés afin de réduire le nombre de contraintes mathématiques.

Les valeurs initiales du rayon intérieur b de la partie annulaire de la membrane, de l'épaisseur t de la couche de silicium, de la force d'aspiration F_{asp} et de la force de refoulement F_{ref} de l'actionneur piézoélectrique externe sont choisies en fonction des valeurs du rayon extérieur de la membrane a et de la pression de sortie p_{sortie} . Ainsi, comme pour l'optimisation de la membrane à actionneur bimétallique intégré, l'optimisation de la membrane à actionneur piézoélectrique externe est réduite à un nombre limité d'itérations, réduisant ainsi le temps de calcul nécessaire.

4.2.2 Résultats des optimisations

Différentes optimisations ont été menées en fonction du rayon extérieur de la membrane a et de la pression de sortie p_{sortie} afin de se rendre compte des capacités optimales d'un tel actionneur. Les résultats sont présentés sur les Figures 68, 69 et 70.

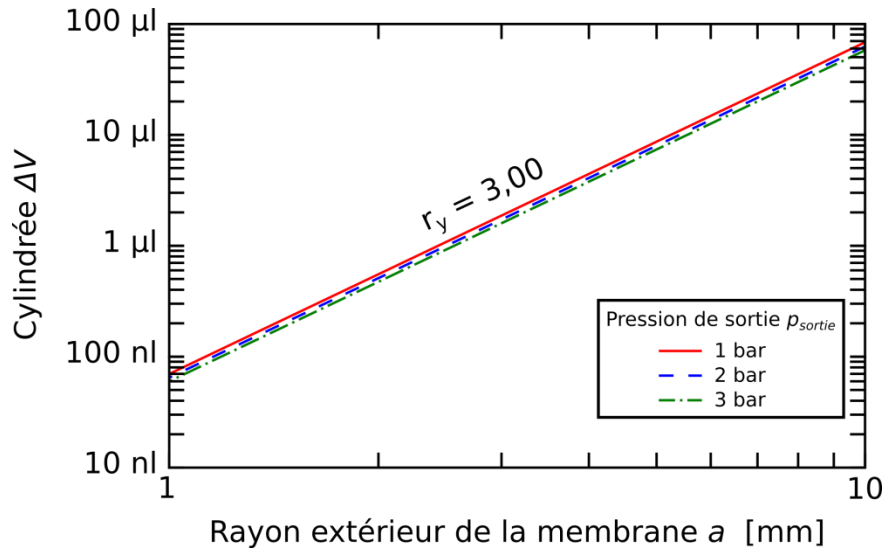


Figure 68 : Cylindrée maximale atteignable pour la membrane à actionneur piézoélectrique externe en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.

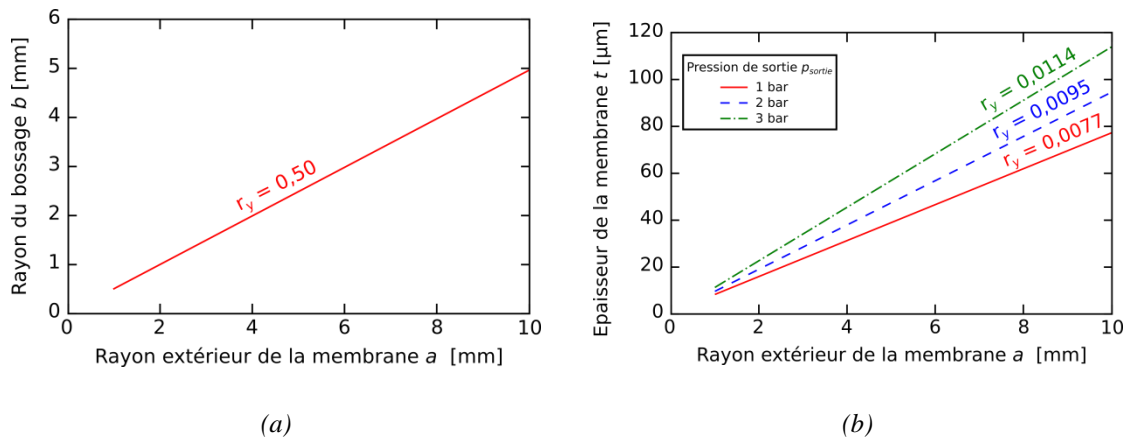


Figure 69 : Dimensions géométriques de la membrane lors de l'optimisation de la cylindrée en fonction du rayon extérieur de la membrane. (a) Rayon du bossage. Ce paramètre géométrique est indépendant de la pression de sortie de la pompe. (b) Epaisseur de la membrane.

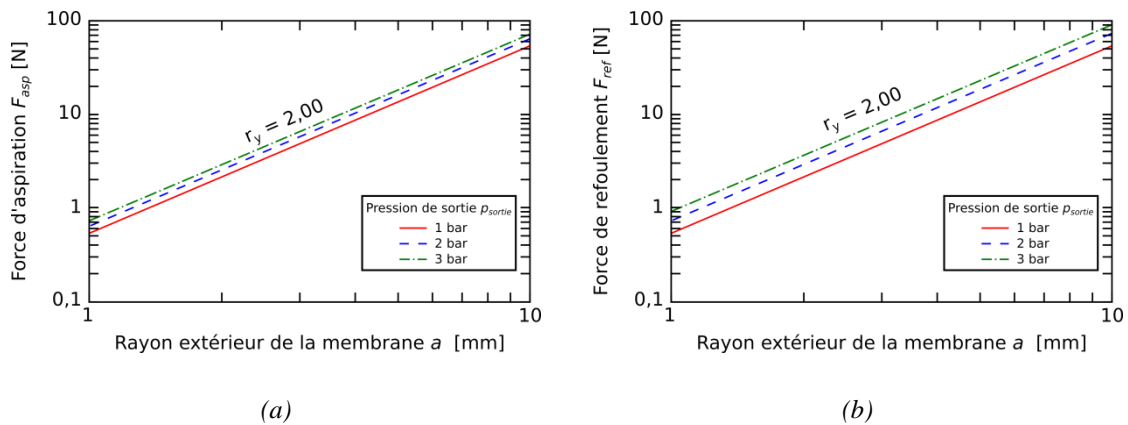


Figure 70 : Forces d'actionnement à appliquer sur la membrane lors de l'optimisation de la cylindrée en fonction du rayon extérieur de la membrane. (a) à l'aspiration. (b) au refoulement.

D'après la Figure 68, la cylindrée maximale atteignable pour la membrane à actionneur piézoélectrique externe est donc de la forme :

$$\Delta V(a, p_{sortie}) = A(p_{sortie}) \cdot a^3 \quad (73)$$

où A est fonction de la pression de sortie de la pompe. Certaines valeurs de A sont données dans le Tableau 19 en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Tableau 19 : Valeurs de A pour la membrane à actionneur piézoélectrique externe en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Pression de sortie de la pompe [bar]	Valeur de A [1]
1	$7,27 \times 10^{-2}$
2	$6,63 \times 10^{-2}$
3	$6,09 \times 10^{-2}$

Pour des membranes à actionneur piézoélectrique externe de rayon extérieur compris entre 1 et 10 mm, les cylindrées maximales atteignables sont comprises entre 61 nl et 73 μ l.

D'après la Figure 70, les forces à appliquer sur la membrane sont de la forme :

$$F_{asp}(a, p_{sortie}) = B_{asp}(p_{sortie}) \cdot a^2 \quad (74)$$

$$F_{ref}(a, p_{sortie}) = B_{ref}(p_{sortie}) \cdot a^2 \quad (75)$$

où B_{asp} et B_{ref} sont fonctions de la pression de sortie de la pompe. Certaines valeurs de B_{asp} et de B_{ref} sont données dans le Tableau 20 en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Tableau 20 : Valeurs de B_{asp} et de B_{ref} en fonction de la pression de sortie de la pompe.

Pression de sortie de la pompe [bar]	Valeur de B_{asp} [N mm ⁻²]	Valeur de B_{ref} [N mm ⁻²]
1	0,55	0,55
2	0,64	0,74
3	0,73	0,92

Pour des membranes à actionneur piézoélectrique externe de rayon extérieur compris entre 1 et 10 mm, les forces d'aspiration à appliquer sur la membrane sont donc comprises entre 0,55 N et 73 N et les forces de refoulement entre 0,55 N et 92 N.

En fonction de la cylindrée maximale atteignable, la fréquence d'actionnement de la membrane nécessaire pour atteindre un débit de 6 ml.min⁻¹ (cf. Chapitre 1) est représentée sur la Figure 71.

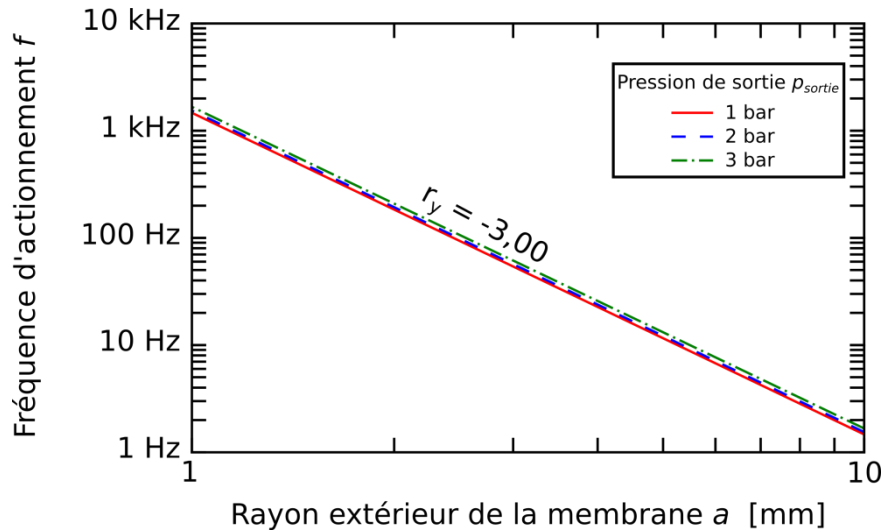


Figure 71 : Fréquence d’actionnement nécessaire de la membrane à actionneur piézoélectrique externe pour atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ en fonction du rayon extérieur de la membrane et de la pression de sortie de la pompe.

Pour des membranes à actionneur piézoélectrique externe de rayon extérieur compris entre 1 et 10 mm, les fréquences d’actionnement pour d’atteindre un débit de $6 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ sont donc comprises entre 1 Hz et 2 kHz.

Ces fréquences d’actionnement sont atteignables par la plupart des actionneurs piézoélectriques amplifiés [80]. Cependant, la fréquence de fonctionnement d’une pompe est souvent limitée par l’inertie du fluide et non par le temps de réponse de l’actionneur [81]. Ainsi, les fréquences de fonctionnement des principales micropompes piézoélectriques rapportées dans la littérature [2] sont généralement comprises entre 5 Hz et 100 Hz lorsque celles-ci sont utilisées pour pomper de l’eau. Le rayon extérieur de la membrane à actionneur piézoélectrique externe doit donc être supérieur à 3 mm. De plus, il est préférable que la pompe fonctionne à grandes cylindrées plutôt qu’à fréquences élevées afin de favoriser le taux de compression et donc l’auto-amorçage de la pompe (Chapitre 1). Ainsi, il a été choisi de développer une membrane de rayon extérieur $a = 6 \text{ mm}$ et d’épaisseur $68,4 \mu\text{m}$.

4.3 Choix de l’actionneur piézoélectrique

Le but de cette partie est de présenter le raisonnement à suivre pour choisir un actionneur piézoélectrique adapté à la membrane.

Le déplacement δ de la plupart des actionneurs piézoélectriques dépend de la tension électrique U appliquée à leurs bornes et de la force générée F [82] :

$$\delta = (NU - F)/K \quad (76)$$

où N est le facteur de force de l’actionneur et K sa raideur. Une telle caractéristique d’actionneur piézoélectrique est illustrée sur la Figure 72.

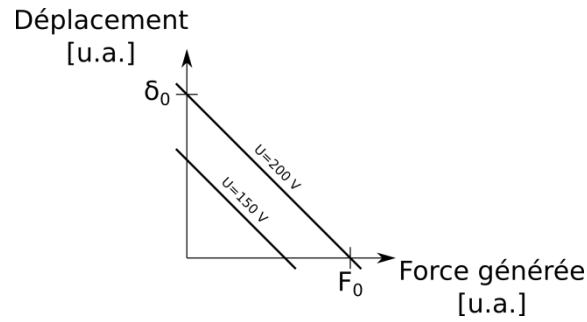


Figure 72 : Caractéristique déplacement – force générée d'un actionneur piézoélectrique

Quand la tension électrique appliquée est maximale, le produit NU est appelé force bloquée notée F_0 . Le déplacement δ est nul lorsque la force générée est égale à F_0 . Le déplacement maximal δ_0 de l'actionneur est appelé déplacement libre et vaut :

$$\delta_0 = F_0/K \quad (77)$$

Pour qu'un actionneur piézoélectrique soit adapté à la membrane, il faut :

$$\delta(U = U_{\max}; F = F_{ref}) - \delta(U = U_{\min}; F = -F_{asp}) \geq y_{haut} - y_{bas} \quad (78)$$

où U_{\min} et U_{\max} sont les tensions minimales et maximales applicables à l'actionneur piézoélectrique, F_{asp} et F_{ref} les forces d'aspiration et de refoulement à appliquer à la membrane et y_{bas} et y_{haut} la déflexion de la membrane à son point mort bas et son point mort haut. Le signe négatif devant F_{asp} représente une compression de l'actionneur piézoélectrique tandis que le signe positif devant F_{ref} représente une traction.

En utilisant l'équation (76), l'équation (78) s'écrit :

$$N \cdot (U_{\max} - U_{\min}) - (F_{asp} + F_{ref}) \geq K \cdot (y_{haut} - y_{bas}) \quad (79)$$

Il est ainsi possible de déterminer un actionneur approprié à la membrane de 6 mm de rayon extérieur et d'épaisseur 68,4 μm , soumise à une pression d'entrée de -1 bar et à une pression de sortie de 3 bars. D'après les équations (74) et (75), les forces d'aspiration F_{asp} et de refoulement F_{ref} sont respectivement de 26 N et 33 N pour maximiser la cylindrée sans dépasser 1 GPa de contraintes de Von Mises.

A ces forces et selon la géométrie de la membrane à 6 mm (Figure 69), la déflexion de la membrane est calculée par élément finis selon un modèle analogue à celui de la Figure 74. La déflexion maximale de la membrane est alors de -99,0 μm à son point mort bas et de 118 μm à son point mort haut. Ainsi l'actionneur piézoélectrique approprié à cette membrane doit satisfaire :

$$N \cdot (U_{\max} - U_{\min}) - 59[N] \geq K \cdot 217[\mu\text{m}] \quad (80)$$

L'actionneur piézoélectrique APA400MML de Cedrat Technologies [80] peut ainsi convenir ($N = 1,26 N/V$; $U_{min} = -20 V$; $U_{max} = 150 V$ et $K = 0,52 N/\mu m$) pour la membrane de 6 mm de rayon extérieur.

Le raisonnement présenté ici permet donc de choisir un actionneur adapté à la membrane conçue. Cependant, aucun actionneur piézoélectrique n'a été utilisé au cours de ce travail de thèse. Les forces d'actionnement ont été appliquées manuellement sur la membrane à l'aide d'une vis micrométrique comme décrit dans le chapitre 2.

4.4 Fabrication des membranes à actionneur piézoélectrique externe

L'ensemble des étapes du procédé de fabrication des membranes à actionneur piézoélectrique externe, hormis la gravure profonde, a pour vocation d'intégrer des capteurs de contraintes piézorésistives à la surface supérieure de la membrane. Ces capteurs ont pour finalité la détermination des contraintes de Von Mises dans la structure de la membrane afin d'asservir la micropompe pour accroître ses performances tout en évitant la rupture de la membrane. Ces capteurs, placés le long d'un rayon de la membrane dans le sens radial et tangentiel comme décrit dans le chapitre 2, sont intégrés dans une couche de polysilicium. Cette intégration permet de réutiliser les paramètres d'implantation optimaux utilisés pour la fabrication des thermo-résistances dans la membrane à actionneur bimétallique intégré. Ce procédé de fabrication est décrit sur la Figure 73.

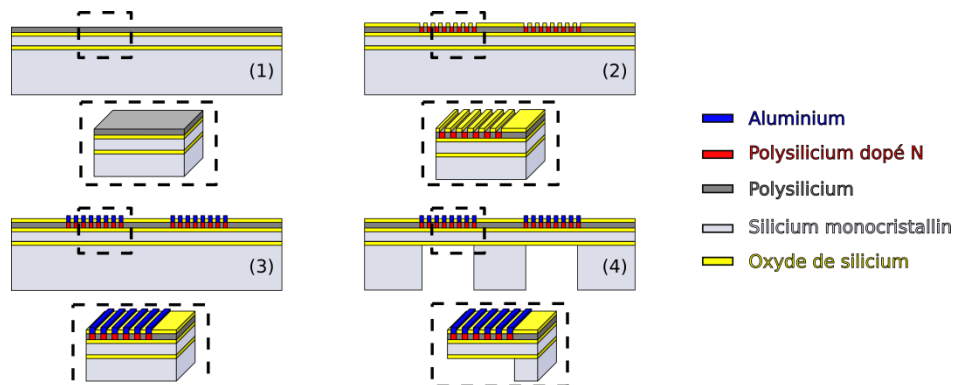


Figure 73: Etapes du procédé de fabrication des membranes à actionneur piézoélectrique externe. (1) Oxydation thermique et dépôt par LPCVD de poly-silicium (2) Implantation ionique, dépôt par PECVD et gravure d'oxyde de silicium (3) Pulvérisation et gravure d'aluminium (4) Gravure profonde par DRIE

Ces étapes de fabrication étant identiques à celles utilisées pour la membrane à actionneur bimétallique intégré (Chapitre 3), seul un tableau (Tableau 21) est présenté pour rappeler ces étapes.

Tableau 21 : Etapes de fabrication de la membrane à actionneur piézoélectrique externe

Numéro de l'étape (Figure 52)	Description	Matériau	Epaisseur [μm]
(1)	Oxydation thermique	SiO ₂	0,4
(1)	LPCVD	Poly-Si	1
(2)	Implantation ionique	Type N	-
(2)	PECVD & Gravure	SiO ₂	0,2
(3)	Pulvérisation & Gravure	Al	2
(4)	Gravure profonde (DRIE)	Si	700

L'épaisseur de la membrane étant supérieure à quelques microns, le substrat de départ choisi est un substrat BESOI [73] (cf. Chapitre 2), dont l'épaisseur du silicium TOP est égale à l'épaisseur de la membrane voulue. Ainsi, à la fin de la gravure profonde, l'épaisseur restante de silicium correspond à l'épaisseur de la membrane désirée. Pour des membranes à actionneur piézoélectrique externe de rayon extérieur 6 mm, optimales pour une pression de sortie de 3 bar, l'épaisseur de la membrane doit être de 68,4 μm . Néanmoins, au vue de la disponibilité des substrats BESOI, l'épaisseur du silicium TOP des substrats utilisés est de 60 μm .

4.5 Simulations des membranes développées

Des simulations FEM ont été effectuées afin de représenter la géométrie des membranes réalisées : rayon extérieur de 6 mm et épaisseur de la membrane de 60 μm . Cette partie présente le modèle de simulations utilisé ainsi que les résultats obtenus.

La contribution du bossage sur la déflexion totale de la membrane est inférieure à 10% lorsque le rapport d'épaisseurs entre le bossage et la partie annulaire de la membrane est supérieur à environ 13. Or, le bossage possédant une épaisseur t_{boss} généralement égale à l'épaisseur du substrat de silicium (environ 700 μm) et l'épaisseur de la partie annulaire de la membrane réalisée étant de 60 μm , ce rapport d'épaisseurs est d'environ 11,7 et la déformation du bossage ne peut plus être considérée comme nulle. Ainsi le modèle utilisé dans les simulations FEM des membranes réalisées inclut le bossage comme présentée dans la Figure 74, avec un axe de symétrie axiale au centre du bossage et une condition d'encastrement au rayon extérieur. Une pression p peut être appliquée sous la membrane, tandis qu'une force exercée sur le bossage représente l'actionnement piézoélectrique.

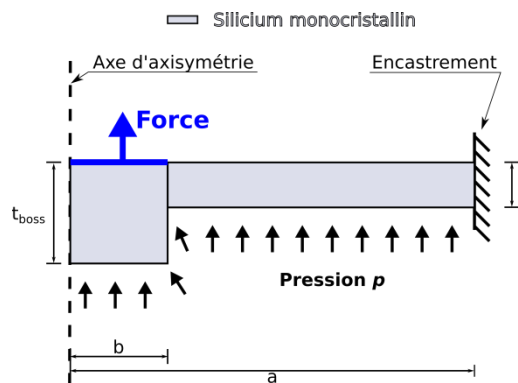


Figure 74 : Modèle de simulation des membranes réalisées.

La Figure 75 présente la déflexion de la membrane développée pour différentes forces d'actionnement, en fonction de la pression appliquée.

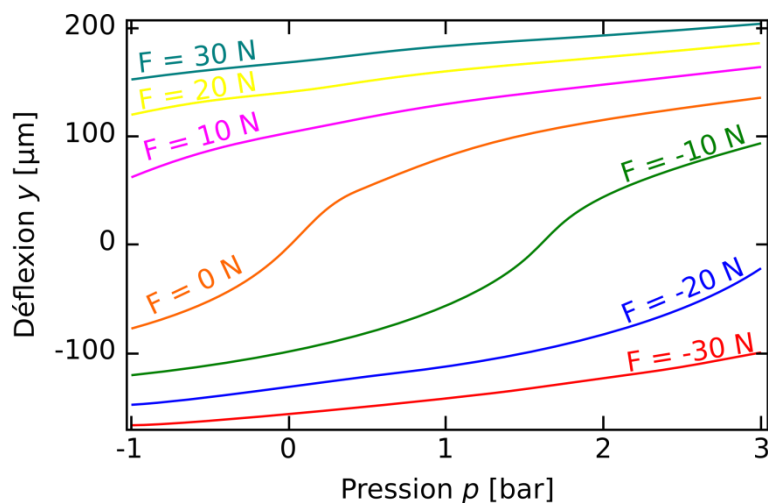


Figure 75: Déflexion de la membrane pour différentes forces d'actionnement, en fonction de la pression appliquée.

Ainsi, la déflexion de la membrane augmente logiquement avec la pression et la force appliquées. Le comportement non linéaire de la membrane est facilement observable notamment à force nulle. Lorsque la valeur absolue de la force augmente, la déflexion de la membrane tend à saturer et l'influence de la pression de la membrane diminue. Donc, le comportement de la membrane est bien dominé par les forces générées par l'actionneur et non la pression à laquelle elle est soumise.

La Figure 76 présente la cylindrée de la membrane développée pour différentes forces d'actionnement, en fonction de la pression appliquée.

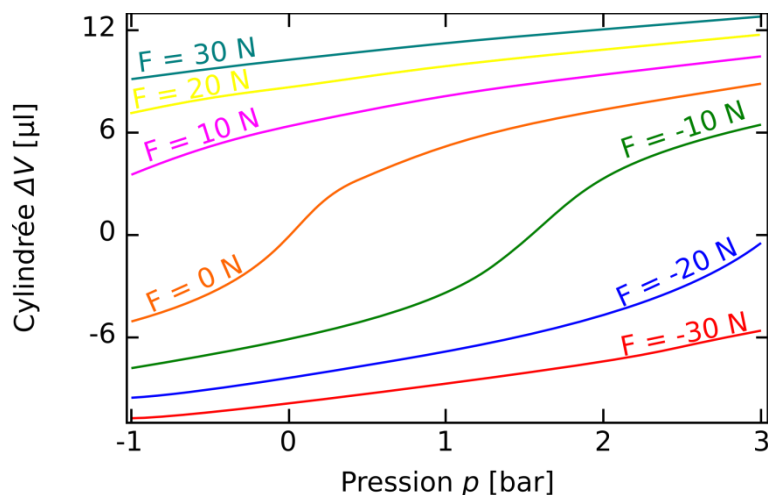


Figure 76: Cylindrée de la membrane pour différentes forces d'actionnement, en fonction de la pression appliquée.

Comme pour la déflexion, la cylindrée de la membrane augmente avec la pression et la force appliquées. La cylindrée de la membrane présente le même comportement non linéaire que la déflexion. De plus, la cylindrée au point mort haut ($p = -1$ bar, $F \approx 20$ N) étant supérieure à la cylindrée au point mort bas ($p = 3$ bar, $F \approx 30$ N), la cylindrée totale

de la membrane dans son cycle de fonctionnement est bien positive. Un tel comportement permet alors à la membrane de satisfaire son rôle de membrane de pompe.

Dans la partie suivante, ces prédictions de simulations sont comparées aux résultats de caractérisations des membranes réalisées.

4.6 Caractérisations des membranes à actionneur piézoélectrique

Plusieurs caractérisations ont été effectuées sur les membranes afin de vérifier leur comportement et les prédictions des simulations FEM. Les bancs de tests utilisés sont ceux décrits au chapitre 2.

4.6.1 Mesures de la déflexion

Deux types de mesures de déflexion de membranes sont réalisables : les mesures en force et les mesures en pression. Les membranes réalisées étant trop rigides par rapport à notre banc de mesures, les mesures en force n'ont pas pu être correctement effectuées. Ainsi, seules les mesures en pression sont présentées.

A la différence du banc de mesures présenté dans le chapitre 2 et utilisé pour étudier la déflexion d'une membrane en fonction de la pression appliquée, la cavité sous la membrane est formée en collant une pièce stéréolithographiée comportant une entrée et une sortie fluidique (Figure 77). Des tuyaux sont alors connectés à l'entrée et à la sortie. Un tuyau est fermé par un robinet tandis que l'autre tuyau permet d'insuffler de l'air comprimé dont la pression est mesurée par un capteur.

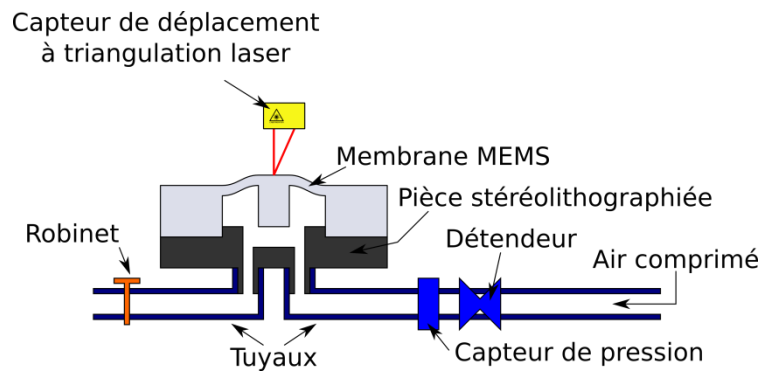


Figure 77 : Schéma de principe de la mesure de cylindrée de la membrane en fonction de la force appliquée (refoulement).

Des mesures de déflexion de membrane $y(p)$ en fonction de la pression appliquée sont présentées sur la Figure 78.

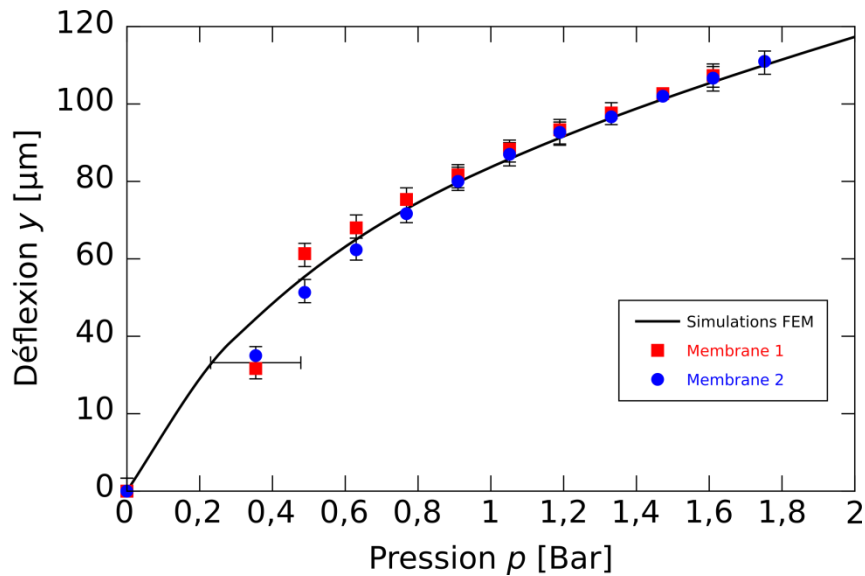


Figure 78 : Mesures de déflexion y de la membrane à actionneur piézoélectrique externe en fonction de la pression p appliquée. Les barres d'erreurs représentent la reproductibilité de la mesure avec le système de triangulation laser.

Les mesures de déflexion de la membrane en fonction de la pression appliquée présentent un bon accord avec les simulations numériques, notamment pour des pressions supérieures à 0,6 bar. Pour des pressions inférieures, les données expérimentales sont plus faibles que les prédictions des simulations FEM. Cette différence provient d'une imprécision trop importante de la mesure à basse pression.

4.6.2 Mesures des piézorésistances intégrées dans la membrane

L'emplacement des jauges de contraintes radiales et tangentielles le long d'un rayon de la membrane à actionneur piézoélectrique externe est rappelé sur la Figure 39.

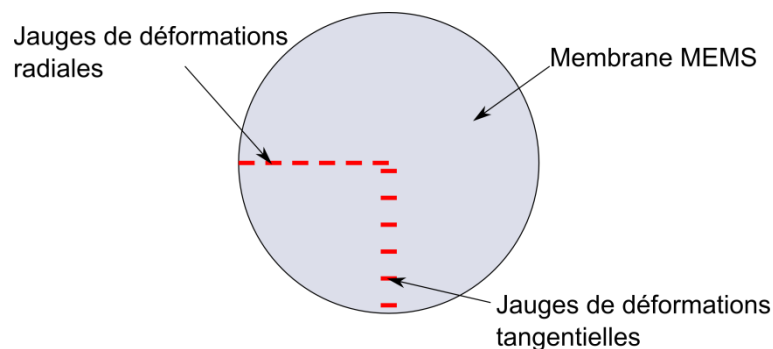


Figure 79 : Emplacement des jauges de contraintes radiales et tangentielles sur la membrane à actionneur piézoélectrique externe

Des mesures de variations relatives de résistance $\frac{\Delta R}{R}$ de ces capteurs de contraintes radiaux et tangentiels ont permis de vérifier le comportement des piézorésistances et d'extraire leurs coefficients piézorésistifs par corrélation avec les simulations FEM lorsqu'une force ou une pression est appliquée sur la membrane.

4.6.2.1 Mesures en force

Des mesures de variations relatives de résistance $\frac{\Delta R}{R}$ des capteurs de contraintes radiaux et tangentiels le long d'un rayon de la membrane sont présentées sur la Figure 80 lorsqu'une force de refoulement de 1,2 N est appliquée sur le bossage de la membrane.

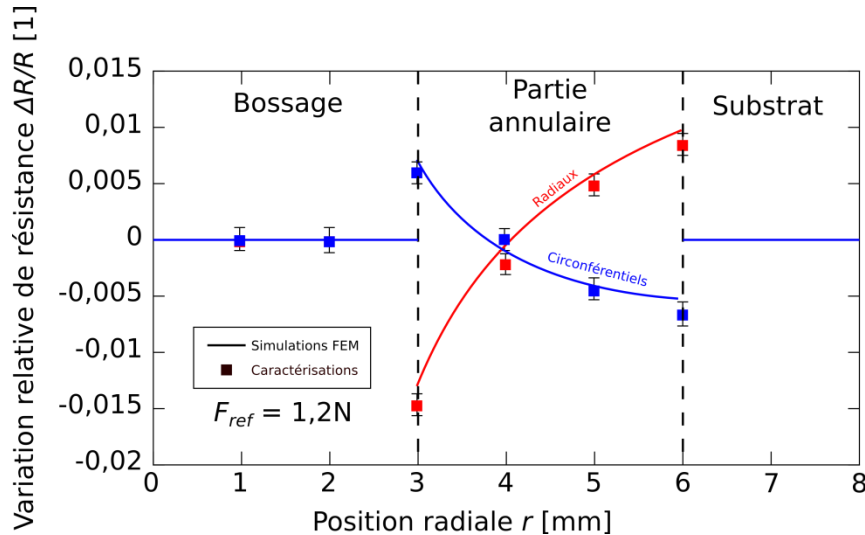


Figure 80 : Mesures de variations relatives de résistance $\Delta R/R$ des capteurs de contraintes radiaux et tangentiels le long d'un rayon de la membrane lorsqu'une force de refoulement de 1,2 N est appliquée sur le bossage de la membrane.

Une corrélation entre les mesures et les résultats de simulations FEM permet de déterminer les coefficients piézorésistifs des capteurs [83]. Ainsi, d'après les mesures présentées sur la Figure 80, le coefficient piézorésistif longitudinal π_l est de $15,1 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et le coefficient transversal π_t de $-10,8 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. En fonction des dispositifs caractérisés, les coefficients piézorésistifs longitudinaux varient entre $13 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $16 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et les coefficients transversaux entre $-12 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-10 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Leur valeur moyenne est respectivement de $14,1 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-11,3 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Ces valeurs sont de l'ordre de grandeur des coefficients trouvés dans la littérature pour du polysilicium [84].

4.6.2.2 Mesures en pression

Des mesures de variations relatives de résistance $\frac{\Delta R}{R}$ des capteurs de contraintes radiaux et tangentiels le long d'un rayon de la membrane sont présentées sur la Figure 81 lorsqu'une pression de 0,5 bar est appliquée sur la membrane.

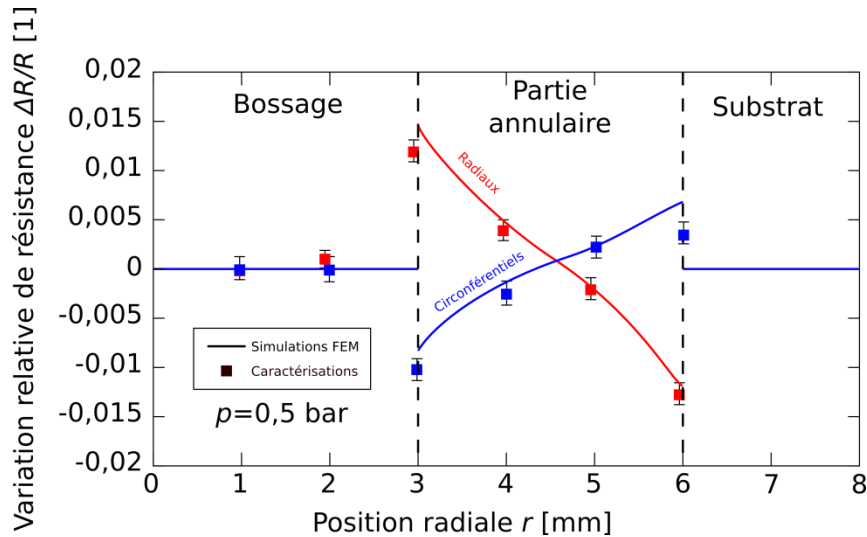


Figure 81 : Mesures de variations relatives de résistance $\Delta R/R$ des capteurs de contraintes radiaux et tangentiels le long d'un rayon de la membrane lorsqu'une pression de 0,5 bar est appliquée sur la membrane.

La corrélation entre les mesures et les résultats de simulations FEM permet de déterminer les coefficients piézorésistifs des capteurs. Ainsi, le coefficient piézorésistif longitudinal π_l est de $7,4 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et le coefficient transversal π_t de $-5,7 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. En fonction des dispositifs caractérisés, les coefficients piézorésistifs longitudinaux varient entre $7 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $8 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et les coefficients transversaux entre $-6 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-5 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Leur valeur moyenne est respectivement de $7,5 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-5,4 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Ces coefficients sont plus élevés que ceux extraits des caractérisations en pression. Cette différence s'explique par la différence d'emplacement sur le wafer des puces testées. En effet, des mesures électriques ont montré une dispersion du dopage sur le substrat : les bords de la plaquette ont un dopage moins élevé que le centre. Cette dispersion du dopage peut-être expliquée par une non-homogénéité de l'implantation ionique lors de la fabrication. Les membranes caractérisées en force se trouvant au bord de la plaque BESOI, ces capteurs ont été moins dopés que les capteurs au centre de la membrane et présentent donc des coefficients piézorésistifs plus élevés.

4.6.3 Mesures de la cylindrée

Comme pour la mesure de déflexion en fonction de la pression appliquée, la cavité sous la membrane est formée en collant une pièce stéréolithographiée comportant une entrée et une sortie fluidique. Deux tuyaux y sont alors connectés (Figure 82). Le procédé de mesure est ensuite similaire à celui décrit dans le chapitre 2.

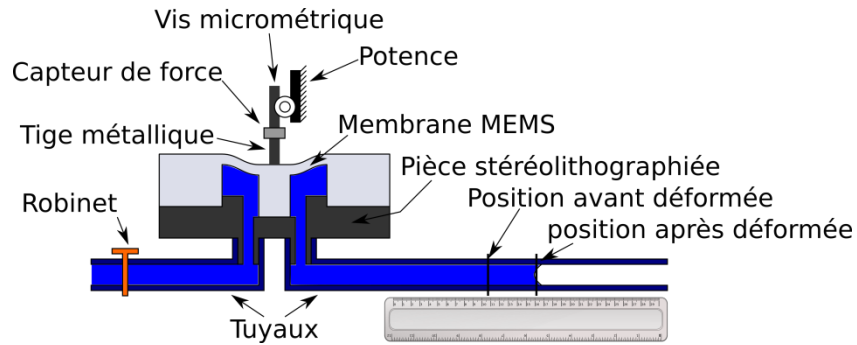


Figure 82 : Schéma de principe de la mesure de cylindrée de la membrane en fonction de la force appliquée (refoulement).

Des mesures du volume déplacé par la déformation de la membrane en fonction de la force appliquée sont présentées sur la Figure 83.

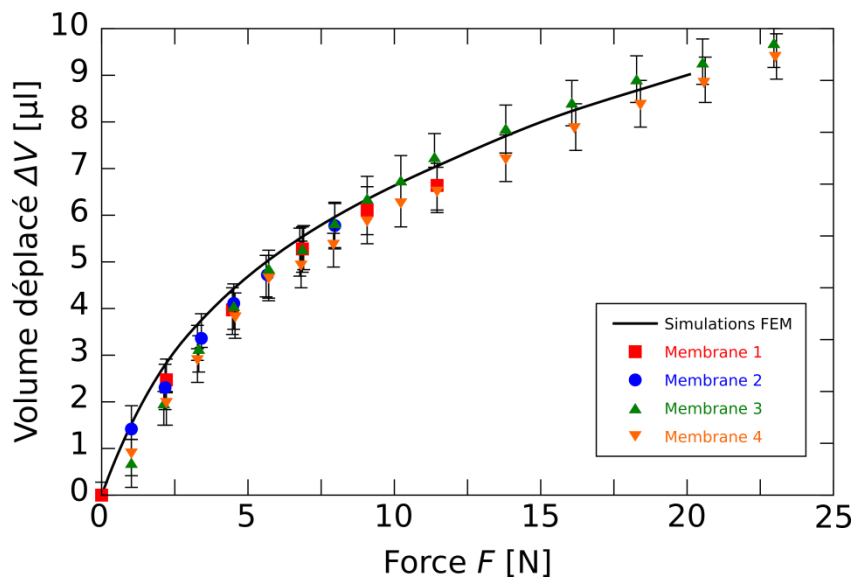


Figure 83 : Mesures du volume ΔV déplacé par la déformation de la membrane à actionneur piézoélectrique externe en fonction de la force F appliquée sur le bossage. Les barres d'erreurs représentent la précision et la répétabilité de la lecture sur la règle graduée.

Les mesures de cylindrée de la membrane en fonction de la force appliquée présentent un bon accord avec les simulations numériques. Ainsi la membrane peut déplacer un volume allant jusqu'à 9 μl en appliquant une force de 20 N sur son bossage.

Il faut noter que ce volume déplacé ne représente que la demi-cylindrée de la membrane. En effet, dans ce système de caractérisation, seule une force de refoulement est exercée sur la membrane et il n'est pas possible d'appliquer une force d'aspiration. Afin d'étudier aussi l'aspiration, une pièce en acier magnétique ainsi qu'une bobine électromagnétique ont été fabriquées. La Figure 84 présente le montage réalisé à l'aide de cette pièce magnétique et de cette bobine.

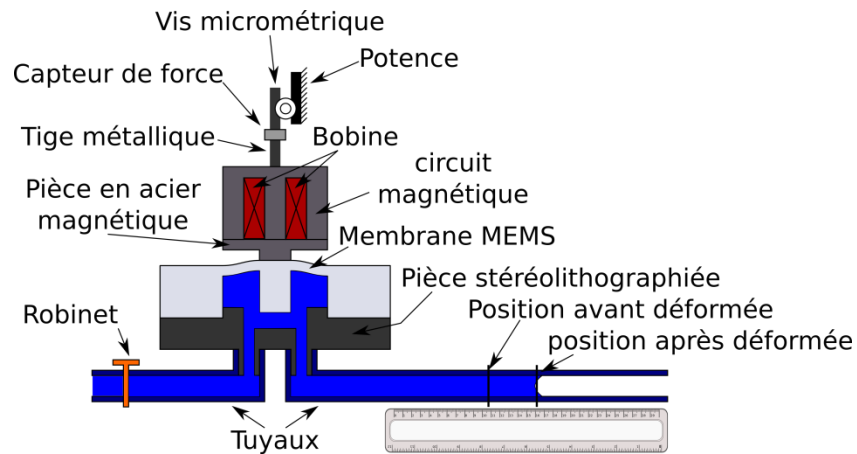


Figure 84 : Schéma de principe de la mesure de cylindrée de la membrane en fonction de la force appliquée (aspiration et refoulement).

La pièce magnétique est collée sur le bossage de la membrane et la bobine électromagnétique est accrochée à la tige métallique de la potence. Lorsque la bobine est alimentée, le champ magnétique généré rend la pièce magnétique et la bobine solidaires. Ainsi, une force d'aspiration et de refoulement peut être appliquée sur le bossage de la membrane en déplaçant la tige métallique le long de la potence à l'aide de la vis micrométrique.

Une mesure du volume déplacé par la déformation de la membrane en fonction de la force d'aspiration et de refoulement est présentée sur la Figure 85.

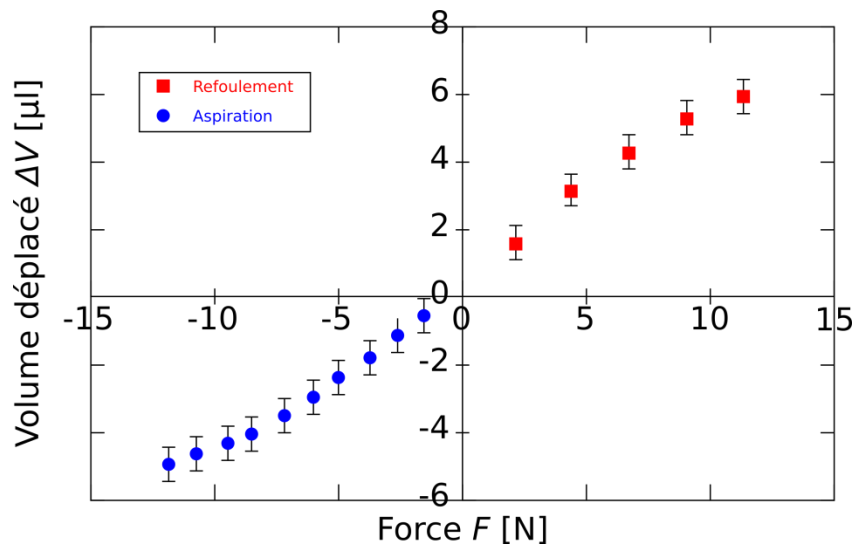


Figure 85 : Mesures du volume ΔV déplacé par la déformation de la membrane à actionneur piézoélectrique externe en fonction de la force F d'aspiration et de refoulement appliquée sur le bossage. Les barres d'erreurs représentent la précision et la répétabilité de la lecture sur la règle graduée.

Cette mesure du volume déplacé par la déformation de la membrane permet de prolonger la mesure de la Figure 83 pour des forces d'aspirations. Les mesures pour les forces d'aspiration sont du même ordre de grandeur que les mesures effectuées pour les forces de refoulement. Néanmoins, la courbe présente une légère asymétrie. Cette asymétrie peut s'expliquer par l'effet de capillarité dans le tuyau mis à l'air. Cet effet de

capillarité crée une dépression dans la cavité sous la membrane, produisant ainsi cette dissymétrie.

4.7 Conclusion

La membrane à actionneur piézoélectrique a été présentée et sa géométrie a été optimisée afin de répondre aux besoins de l'injection médicale. Les résultats du dimensionnement de la membrane ont permis d'extraire et de vérifier ses capacités en vue de la réalisation d'un dispositif portable d'injection médicale. Des paramètres tels que la fréquence de fonctionnement et l'auto-amorçabilité de la micropompe ont permis de choisir une géométrie particulière de la membrane. Un raisonnement à suivre pour choisir un actionneur piézoélectrique adapté à la membrane a également été présenté et un modèle précis d'actionneur piézoélectrique amplifié a été proposé.

Des membranes ont ensuite été fabriquées en salle blanche sur des substrats BESOI [73] afin de comparer leur comportement avec les résultats des simulations. La majorité des étapes de fabrication a pour vocation d'intégrer des capteurs de contraintes piézorésistives à la surface supérieure de la membrane afin d'asservir la micropompe pour améliorer ses performances tout en évitant la rupture de la membrane. De plus, le comportement des membranes a été vérifié à travers des caractérisations en force et en pression. Ces résultats de caractérisations ont été comparés aux résultats des simulations FEM. Il apparaît ainsi que les mesures effectuées sont en accord avec les prédictions.

Au vu de ces résultats, la technologie de membrane à actionneur piézoélectrique externe est donc une solution prometteuse pour l'injection médicale portable. Des mesures complémentaires, notamment de cylindrée à différentes pressions d'entrée et de sortie, permettraient de connaître le comportement réel de la membrane pendant tout son cycle de fonctionnement et ainsi de pouvoir optimiser le fonctionnement de la pompe dans laquelle la membrane serait intégrée.

Conclusion et perspectives

Afin de réaliser une membrane de pompe, adaptée particulièrement à un dispositif médical portable d'injection « bolus » de médicaments, un état de l'art des micropompes MEMS à membrane a permis de comparer les principales caractéristiques des différents couples membrane-actionneur. Deux technologies à étudier ont ainsi été choisies : la membrane à actionneur bimétallique intégré puis la membrane à actionneur piézoélectrique externe.

La membrane à actionneur bimétallique intégré est une véritable innovation technologique. Outre sa compatibilité microélectronique et sa facilité de fabrication, cette technologie permet, sans coûts additionnels, l'intégration de capteurs au sein de la micropompe. Ces capteurs peuvent être des thermo-résistances, des piézorésistances ou encore des débitmètres nécessaires au dosage précis de la quantité de médicament injectée au patient. L'étude menée a permis de déterminer les performances atteignables de la membrane bimétallique et de comparer ces performances avec les spécifications requises par un dispositif portable dédié à l'injection « bolus » de médicaments. Après une analyse des limitations des modèles analytiques existants, un important travail de simulations par la Méthode des Eléments Finis (FEM) a permis de mieux rendre compte du comportement réel d'une telle membrane, à la fois sur le plan mécanique et thermique. Une analyse de la diffusion thermique a permis d'obtenir un modèle plus réaliste avec une déflexion de la membrane dans un unique sens. De plus, les simulations FEM ont permis de prévoir une déflexion non linéaire de la membrane, comportement très souvent obtenu avec les membranes MEMS. Des membranes à actionneur bimétallique intégré ont été fabriquées en salle blanche afin de vérifier les prédictions des simulations FEM. Des thermo-résistances ont également été intégrées au sein des membranes afin de pouvoir mesurer le profil de température le long d'un rayon de l'actionneur. Les caractéristiques thermiques mesurées à l'aide des thermo-résistances intégrées ont été en accord avec les simulations (erreur relative maximale d'environ 15%). Des mesures de déflexion ont pu aussi être qualitativement décrites par les simulations, avec un meilleur accord pour les grandes déflexions. Enfin, la membrane à actionneur bimétallique intégré a été dimensionnée à l'aide d'un algorithme d'optimisation afin de répondre aux besoins de l'injection médicale. Les résultats de ce dimensionnement ont mis évidence une faible efficacité thermodynamique et une consommation énergétique de l'actionneur intégré trop importante, empêchant son intégration dans un dispositif portable. Ainsi, la technologie de la membrane à actionneur bimétallique intégré, bien que séduisante, n'est pas adaptée à la réalisation d'une membrane de pompe pour un dispositif portable d'injection médicale. La membrane à actionneur piézoélectrique externe a donc été étudiée dans l'objectif de dépasser les limitations de la membrane à actionneur bimétallique intégré.

La membrane à actionneur piézoélectrique externe bénéficie d'un actionneur plus puissant, à plus grande course et plus efficace énergétiquement que la membrane à actionneur bimétallique intégré, mais au détriment de sa compacité. Comme pour la membrane à actionneur bimétallique intégré, l'étude menée a permis de déterminer les performances

atteignables de la membrane à actionneur piézoélectrique externe et de comparer ces performances avec les spécifications requises par un dispositif portable d'injection médicale. La physique et les moyens de calculs mis en jeu dans l'actionnement de cette membrane étant bien maîtrisés, cette dernière a été très rapidement dimensionnée afin de répondre aux spécifications à l'aide de l'algorithme d'optimisation précédemment mis en place. Les résultats de ce dimensionnement ont permis de choisir une géométrie particulière de la membrane permettant l'injection « bolus » et l'auto-amorçage de la pompe. Un modèle précis d'actionneur piézoélectrique amplifié, adapté à la membrane, a également été proposé. Des membranes ont ensuite été fabriquées en salle blanche sur des substrats BESOI afin de comparer leur comportement avec les résultats de simulations FEM mises en place pour le dimensionnement. Des capteurs de contraintes piézorésistives ont été intégrés à la surface de la membrane pour mesurer les contraintes à la fois radiales et tangentielles pendant l'actionnement. Les coefficients piézorésistifs de ces capteurs intégrés ont été extraits par corrélation avec les simulations FEM et sont en accord avec ceux trouvés dans la littérature. De plus, des mesures de déflexion en pression et de cylindrée ont montré un bon accord avec les résultats des simulations FEM. Au vu des résultats obtenus par le dimensionnement et la caractérisation des membranes à actionneur piézoélectrique externe, l'intégration de cette technologie de membrane MEMS dans une micropompe permettrait une injection « bolus » de médicaments pour un dispositif médical portable.

Cette intégration dans une micropompe MEMS nécessite la fabrication de valves actives ou passives en amont et en aval de la membrane ainsi que de canaux fluidiques reliant ces différents éléments. Une intégration possible de la membrane à actionneur piézoélectrique dans une micropompe est présentée sur la Figure 86.

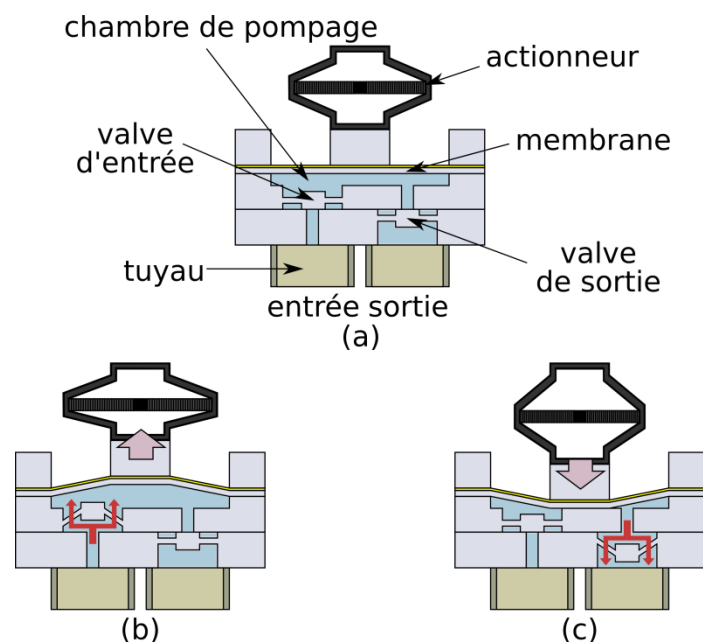


Figure 86 : Intégration dans une micropompe de la membrane à actionneur piézoélectrique et de deux valves (a) au repos (b) à l'aspiration (c) au refoulement

La micropompe serait ainsi constituée de 3 substrats en silicium (dont un BESOI) assemblés pour former une chambre de pompage, avec des valves actives ou passives intégrées à l'entrée et à la sortie. La configuration exacte dépendra des technologies de valves

qui seront mises en place. Des capteurs de contraintes et de débit pourraient être intégrés à la pompe afin de contrôler et d'asservir son fonctionnement.

L'intégration de cette technologie de membrane dans une pompe fait l'objet d'une collaboration entre EVEON, l'IMEP-LAHC, le CEA-LETI et Cedrat Technologies dans le but de concevoir un prototype pré-industriel de micropompe pour dispositif médical portable d'injection « bolus » dans le cadre d'un projet FUI intitulé « Flumin³ ».

Glossaire

Antigénique : se dit d'une substance douée du pouvoir d'engendrer des anticorps.

Biotechnologie : application des principes scientifiques et de l'ingénierie à la transformation de matériaux par des agents biologiques, pour produire des biens et des services.

LIGA : procédé utilisé pour la fabrication de microsystèmes, développé vers la fin des années 1970 au Kernforschungszentrum Karlsruhe (KfK). Ce procédé est composé de trois étapes : lithographie, galvanisation et formage. Ce procédé permet de fabriquer des microstructures relativement épaisses (jusqu'à 1 mm d'épaisseur) en petite et moyenne série.

MEMS (Microelectromechanical systems) : cf. Microsystème.

Microélectronique : spécialité du domaine de l'électronique dédiée à l'étude et à la fabrication de composants électroniques à l'échelle micrométrique.

Microfabrication : ensemble des techniques de fabrication à l'échelle submillimétrique, incluant les technologies de fabrication planaire de la micro-électronique et les techniques de micro-usinage de volume utilisées pour la fabrication des microsystèmes.

Microsystème : système comprenant un ou plusieurs éléments mécaniques, utilisant l'électricité comme source d'énergie, en vue de réaliser une fonction de capteur et/ou d'actionneur, avec au moins une structure présentant des dimensions micrométriques. Issus de la technologie de la micro-électronique, les microsystèmes font appel, pour leur fabrication, aux microtechnologies qui permettent une production à grande échelle.

Microtechnologie : technologie de microfabrication.

Observance : grandeur évaluable caractérisant, lors d'un traitement, le respect par le patient des prescriptions et des posologies.

Piézorésistivité : changement de résistivité d'un matériau dû à une contrainte mécanique.

Pompe : dispositif permettant d'aspirer et de refouler un fluide.

Salle blanche : pièce ou série de pièces où la concentration particulaire est maîtrisée afin de minimiser l'introduction, la génération, la rétention de particules à l'intérieur, généralement dans un but spécifique industriel ou de recherche. Les paramètres tels que la température, l'humidité et la pression relative sont également maintenus à un niveau précis.

Semi-conducteur : matériau qui a les caractéristiques électriques d'un isolant, mais pour lequel la probabilité qu'un électron puisse contribuer à un courant électrique, quoique faible, est suffisamment importante. En d'autres termes, la conductivité électrique d'un semi-conducteur est intermédiaire entre celle des métaux et celle des isolants.

SNOPT : (pour « Sparse Nonlinear OPTimizer ») est un ensemble d'algorithmes d'optimisation écrit par Philip Gill, Walter Murray et Michael Saunders. Il est particulièrement efficace pour résoudre des problèmes d'optimisation non linéaires dont les gradients sont coûteux à évaluer. Le problème à résoudre doit être lisse mais pas nécessairement convexe.

Valve : dispositif qui règle le flux du fluide qui le traverse, par l'ouverture, la fermeture ou l'obstruction partielle des diverses voies de passage.

Voie parentérale : administration d'une substance au moyen d'une injection, en opposition à la voie entérale qui désigne l'administration faite par l'intermédiaire du tube digestif.

Activités scientifiques

Publications :

A Salette, **R Lefevre**, C Agrafeuil, J Guillen, C Déhan, P Morfouli and L Montès, "Thermal sensors cointegrated within a MEMS thermally actuated ultrathin membrane", *Journal of Micromechanics and Microengineering* (Impact Factor (ISI) = 2.1), 22-6 p.9 (2012) <http://dx.doi.org/10.1088/0960-1317/22/6/065029>

R. Lefevre, A. Salette, C. Agrafeuil, J. Guillen, C. Déhan, P. Morfouli, and L. Montès, "Numerical study of bimetallic actuated micro-membrane with large deformations", *Journal of Micromechanics and Microengineering* (Impact Factor (ISI)= 2.1), 23, 015011 (2013) doi:10.1088/0960-1317/23/1/015011

Conférences :

D.Rabaud, **R. Lefevre**, A. Salette, L. Dargent, H. Marko, Q. Le Masne, C. Déhan, P. Morfouli and L. Montès, "Thermal actuated micropump for biological and medical application" (talk), SPIE Microtechnologies, 24-25 april 2013 - Grenoble - France, Proceedings of SPIE Volume 8765

L. Montès, **R. Lefevre**, A. Salette, D. Rabaud, L. Dargent, H. Marko, P. Morfouli, Q. Le Masne, C. Déhan, S. Nicolas, P.P. Lassagne, S. Fanget, C. Benoit, "Micropumps with integrated sensors for biomedical applications", 11th NAMIS WORKSHOP on "Integrated Micro/Nano Systems for Global Health", Seattle, July 2013

L. Montès, **R. Lefevre**, A. Salette, D. Rabaud, L. Dargent, H. Marko, P. Morfouli, Q. Le Masne, C. Déhan, S. Nicolas, P.P. Lassagne, S. Fanget, C. Benoit, "Smart MEMS micropumps for infusion and injection medical devices.", Biomedical MEMS and sensors, Cleveland 16-18 April 2013 (invited talk)

L. Montès, **R. Lefevre**, A. Salette, D. Rabaud, L. Dargent, H. Marko, X. Xu, A. Potié, B. Bercu, R. Hinchet, F. Rochette, G. Ardila, P. Morfouli, M. Mouis, C. Dehan, Q. Le Masne, "Innovative SOI based MEMS using large deformation ultra-thin membranes: From micropumps to piezonems.", 2st Ukrainian-French Seminar, "Semiconductor-On-Insulator materials, devices and circuits: physics, technology and diagnostics", 8-11 April, 2013, Kiev, Ukraine (invited talk)

L. Montès, **R. Lefevre**, A. Salette, D. Rabaud, L. Dargent, H. Marko, X. Xu, A. Potié, B. Bercu, R. Hinchet, F. Rochette, G. Ardila, P. Morfouli, M. Mouis, C. Dehan, Q. Le Masne, "Ultra-thin membrane based MEMS and NEMS technologies: actuation, sensing and energy considerations", "Problems and prospects of nanoelectronics" workshop, Moscow/St Petersburg, 10-12 September 2013 (invited talk)

A. Salette, **R. Lefevre**, J. Guillen, C. Agrafeuil, C. Déhan, L. Montès, P. Morfouli, "Thermal sensors integrated within a CMOS compatible thermally actuated membrane", Micro/Nano-Electronics Packaging & Assembly, Design and Manufacturing Forum (MiNaPad), Grenoble, France (25-26 avril 2012) - Best Poster Award

R. Lefevre, A. Salette, C. Agraffeil, J. Guillen, L. Montès, P. Morfouli, C. Déhan, "CMOS compatible thermally actuated micro-membrane for large deformations", Micro/Nano-Electronics Packaging & Assembly, Design and Manufacturing Forum (MiNaPad), Grenoble, France (25-26 avril 2012)

R. Lefevre, A. Salette, C. Déhan, P. Morfouli, L. Montès, "IC compatible thermal actuated micromembrane for large deformations", MNE2012 / 38th International Conference on Micro and Nano Engineering, Toulouse, France (2012)

A. Salette, **R. Lefevre**, C. Déhan, P. Morfouli, L. Montès, "Adaptative microfluidic package with high pressure fluidic connectors", MNE2012 / 38th International Conference on Micro and Nano Engineering, Toulouse, France (2012)

A. Salette, **R. Lefevre**, C. Déhan, P. Morfouli, L. Montès, "A New Method to Extract Piezoresistive Coefficients in Polysilicon Through Gauges Placed on a MEMS Membrane", Procedia Engineering V47, 2012, pp. 426-429, <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.09.175>

R. Lefevre, A. Salette, L. Montès, P. Morfouli, C. Déhan, "Fully Integrated Thermally Actuated SOI Diaphragm: Design, Fabrication & Characterization", IEEE ISCDG, proceedings pp. 195-198, Grenoble, France (2012)10.1109/ISCDG.2012.6360021

Brevet :

A. Salette, **R. Lefevre**, "Dispositif de mesure de débit d'un fluide dans un canal, dispositif de transfert d'un fluide et procédé de mesure de débit d'un fluide dans un canal", EVEON/Grenoble-INP, BR-26947-FR

Annexe A: Fonctions et constantes utilisées dans les formules de Roark

Les fonctions F_1 à F_9 et G_1 à G_{19} et les constantes C_1 à C_9 et L_1 à L_{19} sont utilisées dans les formules de Roark appliquées aux membranes circulaires et annulaires afin de clarifier leur présentation. Dans cette annexe sont données uniquement les fonctions et les constantes utilisées dans cette thèse. Il est à noter que la fonction singulière $\langle r - b \rangle^0$ est définie par :

$$\langle r - b \rangle^0 = \begin{cases} 0 & \text{pour } r \leq b \\ 1 & \text{pour } r > b \end{cases} \quad (81)$$

Tableau 22 : Principales fonctions et constantes utilisées dans les formules de Roark

$$F_2(r) = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{r}{b} \right) \right] \quad (82)$$

$$F_5(r) = \frac{1}{2} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right] \quad (83)$$

$$F_8(r) = \frac{1}{2} \left[1 + \nu + (1 - \nu) \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right] \quad (84)$$

$$G_2(r) = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{r_0}{r} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{r}{r_0} \right) \right] \langle r - r_0 \rangle^0 \quad (85)$$

$$G_3(r) = \frac{b}{4r} \left\{ \left[\left(\frac{b}{r} \right)^2 + 1 \right] \ln \frac{r}{b} + \left(\frac{b}{r} \right)^2 - 1 \right\} \langle r - b \rangle^0 \quad (86)$$

$$G_6(r) = \frac{b}{4r} \left[\left(\frac{b}{r} \right)^2 - 1 + 2 \ln \frac{r}{b} \right] \langle r - b \rangle^0 \quad (87)$$

$$G_9(r) = \frac{b}{r} \left\{ \frac{1 + \nu}{2} \ln \frac{r}{b} + \frac{1 - \nu}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right] \right\} \langle r - b \rangle^0 \quad (88)$$

$$G_{11}(r) = \frac{1}{64} \left\{ 1 + 4 \left(\frac{b}{r} \right)^2 - 5 \left(\frac{b}{r} \right)^4 - 4 \left(\frac{b}{r} \right)^2 \left[2 + \left(\frac{b}{r} \right)^2 \right] \ln \frac{r}{b} \right\} \langle r - b \rangle^0 \quad (89)$$

$$G_{14}(r) = \frac{1}{16} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^4 - 4 \left(\frac{b}{r} \right)^2 \ln \frac{r}{b} \right] \langle r - b \rangle^0 \quad (90)$$

$$G_{17}(r) = \frac{1}{4} \left\{ 1 - \frac{1-\nu}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^4 \right] - \left(\frac{b}{r} \right)^2 \left[1 + (1+\nu) \ln \frac{r}{b} \right] \right\} \langle r - b \rangle^0 \quad (91)$$

$$C_2 = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{a} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{a}{b} \right) \right] \quad (92)$$

$$C_5 = \frac{1}{2} \left[1 - \left(\frac{b}{a} \right)^2 \right] \quad (93)$$

$$L_3 = \frac{b}{4a} \left\{ \left[\left(\frac{b}{a} \right)^2 + 1 \right] \ln \frac{a}{b} + \left(\frac{b}{a} \right)^2 - 1 \right\} \quad (94)$$

$$L_2 = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{r_0}{a} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{a}{r_0} \right) \right] \quad (95)$$

$$L_5 = \frac{1}{2} \left[1 - \left(\frac{r_0}{a} \right)^2 \right] \quad (96)$$

$$L_6 = \frac{r}{4a} \left[\left(\frac{b}{a} \right)^2 - 1 + 2 \ln \frac{a}{b} \right] \quad (97)$$

$$L_{11} = \frac{1}{64} \left\{ 1 + 4 \left(\frac{b}{a} \right)^2 - 5 \left(\frac{b}{a} \right)^4 - 4 \left(\frac{b}{a} \right)^2 \left[2 + \left(\frac{b}{a} \right)^2 \right] \ln \frac{a}{b} \right\} \quad (98)$$

$$L_{14} = \frac{1}{16} \left[1 - \left(\frac{b}{a} \right)^4 - 4 \left(\frac{b}{a} \right)^2 \ln \frac{a}{b} \right] \quad (99)$$

Annexe B: Numerical study of bimetallic actuated micro-membrane with large deformations

R. Lefevre^{1,2}, A. Salette^{1,2}, C. Agraffeil¹, J. Guillen¹, C. Déhan², P. Morfouli¹ and L. Montès¹

¹ Institut de Microélectronique Electromagnétisme et Photonique and Laboratoire d'Hyperfréquences et de Caractérisation (IMEP-LAHC) (CNRS, Grenoble INP, UJF, UdS), 3 Parvis Louis Néel, 38076 Grenoble Cedex1, France

² Eveon SAS, 345, rue Lavoisier – Innovallée, 38330 Montbonnot Saint-Martin, France

E-mail: montes@minatec.grenoble-inp.fr

Abstract. This paper presents a new method to better predict bimetallic thermally actuated membrane behavior in micro-electro-mechanical systems (MEMS) based on finite element method (FEM) simulations. Unlike previous approach, this new method includes heat transfer analysis to evaluate the temperature distribution under definite power actuation. Large deflection behavior (larger than one half of the membrane thickness) are predicted from the evaluated temperature distribution and additional applied pressure. Ultra-thin membranes for high displacements have been fabricated using an IC compatible process flow. Their thermal and mechanical characteristics are compared to simulation predictions. The results under pressure show a difference lower than 4% between experiments and theoretical predictions.

1. Introduction

Many fluidic MEMS use membranes as moving boundaries or surfaces. Common membrane actuators are piezoelectric [14], electrostatic [36], electromagnetic [41], pneumatic [85] and thermopneumatic [46]. Thanks to downscaling, thermal actuation becomes more and more attractive. The thermal energy needed to achieve equal heat performances decreases as the volume of materials decreases. Bimetallic actuated membranes can provide both high forces and large deformations as integrated actuators [74]. Furthermore, they allow simple integration and require low driving voltage. They are also compatible with IC fabrication technology allowing the integration of sensors [78] (cf. Annexe C).

The bimetallic effect has been used to actuate microswitches, microvalves or micropumps [56], [57], [74], [75], [86–88]. Hal Jerman proposed a fully proportional control valves [74], [75], with an analytical model based on Roark's formulas [62]. Our proposed method differs from previous works by taking into account thermal dissipation into the structures to provide better modeling. In addition, it is also valid for very large deformations (larger than about one-half of the thickness of the membrane). Finally this method is used to design ultra-thin membranes for large deformations. The designed membranes are fabricated using an IC compatible process flow and their thermal and mechanical characteristics are compared to simulation predictions.

2. Bimetallic membrane model and predictive simulations

2.1. Bimetallic membrane model

A bimetallic structure consists of a pair of materials, with different coefficients of thermal expansion, bonded together. When the temperature changes, stresses are generated into the structure and result in forces and curvature deflection. Even though a large variety of combinations of materials can be used, the most attractive pair in MEMS technology is Silicon/Aluminum thanks to their easy integration in microfabrication processes.

The structure of a bimetallic actuated micro membrane is represented in the Figure 87.

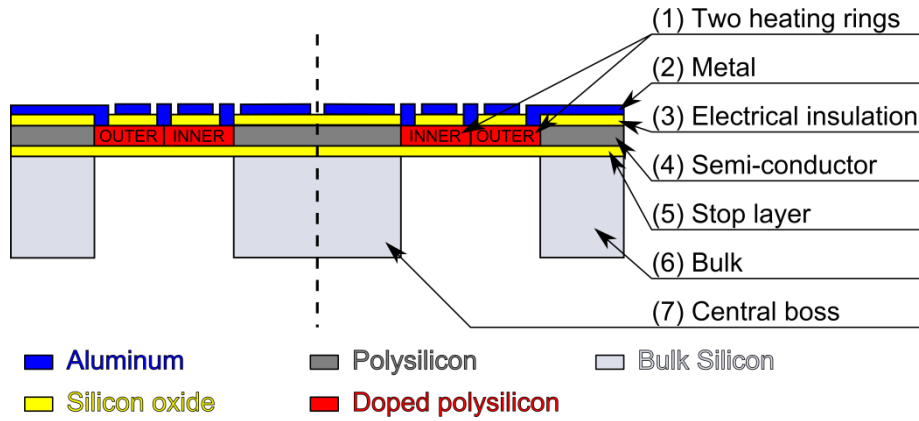


Figure 87: Cross section schematic of the bimetallic actuated micro membrane.

The bimetallic membrane consists of a semiconductor layer (4), which acts as one element of the bimetallic structure. This layer integrates two implanted resistors (1) to heat the membrane by Joule effect. The annular aluminum ring (2) on the diaphragm forms the other bimetallic element. The implanted resistors (1) are connected to contact pads using aluminum paths (2) and allow two ways of actuation through the inner and the outer rings. The silicon dioxide layer (3) provides electrical insulation between the aluminum and the semiconductor rings. The silicon dioxide layer (5) is used as a stop layer for the bulk (6) etching by Deep Reactive Ion Etching (DRIE). Furthermore, the membrane studied in this paper includes a boss structure (7) in order to offer better linearity and higher net deflection for equivalent loads compared with membrane without boss [63].

The equivalent mechanical model of this bimetallic annular membrane is shown in Figure 88.

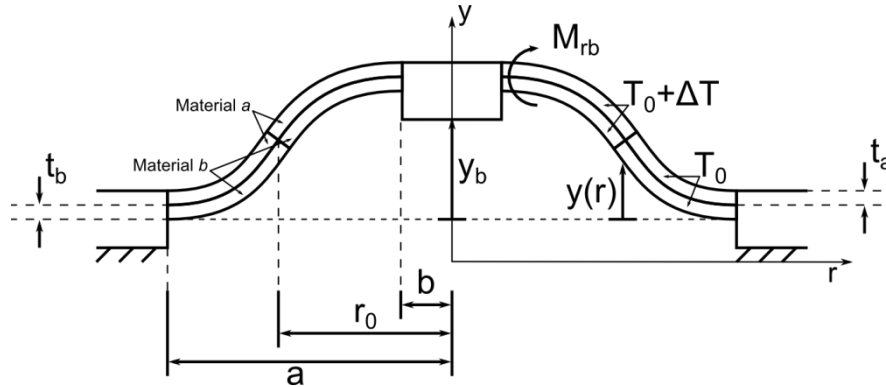


Figure 88: Equivalent mechanical model of the bimetallic annular membrane.

The original analytical model of bimetallic effect was developed by Timoshenko in 1925 [76] and was extended by the Roark's formulas to bimetallic membranes. The Roark's formulas are used to evaluate the vertical deflection of the membrane $y(r)$ at the radial position r of the actuated membrane in the small deflection limit (smaller than about one-half of the thickness of the membrane) using the following relationships:

$$y(r) = y_b + M_{rb} \frac{r^2}{D_e} F_2(r) - \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T}{t_b^2 K_{1p}} r^2 G_2(r) \quad (100)$$

$$y_b = \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T a^2}{t_b^2 K_{1p}} \left(L_2 - \frac{C_2}{C_5} L_5 \right) \quad (101)$$

$$M_{rb} = \frac{6(\gamma_b - \gamma_a)(t_a + t_b)(1 + \nu_e)\Delta T D_e}{t_b^2 K_{1p} C_5} L_5 \quad (102)$$

$$D_e = \frac{E_a t_a^3}{12(1 - \nu_a^2)} K_{2p} \quad (103)$$

$$\nu_e = \nu_a \frac{K_{3p}}{K_{2p}} \quad (104)$$

$$F_2(r) = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{r} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{r}{b} \right) \right] \quad (105)$$

$$G_2(r) = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{r_0}{r} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{r}{r_0} \right) \right] \langle r - r_0 \rangle^0 \quad (106)$$

$$C_2 = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{b}{a} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{a}{b} \right) \right] \quad (107)$$

$$C_5 = \frac{1}{2} \left[1 - \left(\frac{b}{a} \right)^2 \right] \quad (108)$$

$$L_2 = \frac{1}{4} \left[1 - \left(\frac{r_0}{a} \right)^2 \left(1 + 2 \ln \frac{a}{r_0} \right) \right] \quad (109)$$

$$L_5 = \frac{1}{2} \left[1 - \left(\frac{r_0}{a} \right)^2 \right] \quad (110)$$

$$K_{1p} = 4 + 6 \frac{t_a}{t_b} + 4 \left(\frac{t_a}{t_b} \right)^2 + \frac{E_a t_a^3 (1 - \nu_b)}{E_b t_b^3 (1 - \nu_a)} + \frac{E_b t_b (1 - \nu_a)}{E_a t_a (1 - \nu_b)} \quad (111)$$

$$K_{2p} = 1 + \frac{E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a} \right)^2 \left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a + \nu_b \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2} \quad (112)$$

$$K_{3p} = 1 + \frac{\nu_b E_b t_b^3 (1 - \nu_a^2)}{\nu_a E_a t_a^3 (1 - \nu_b^2)} + \frac{3(1 - \nu_a^2) \left(1 + \frac{t_b}{t_a} \right)^2 \left(1 + \frac{\nu_b E_a t_a}{\nu_a E_b t_b} \right)}{\left(1 + \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2 - \left(\nu_a + \nu_b \frac{E_a t_a}{E_b t_b} \right)^2} \quad (113)$$

where y_b is the vertical deflection of the membrane at the inner edge of the annular membrane, M_{rb} is the unit radial bending moment at the inner edge of the annular membrane, D_e is the equivalent plate constant, ν_e is the equivalent Poisson's ratio, a is the outer radius of the annular membrane, b is the inner radius of the annular plate, r_0 is the radial location of the end of an inner uniform temperature rise, t_a and t_b are respectively the thickness of material a and material b , E_a and E_b are respectively the Young's modulus of material a and material b , ν_a and ν_b are respectively the Poisson's ratio of material a and material b , γ_a and γ_b are respectively the coefficient of thermal expansion of material a

and material b , ΔT is the temperature rise, F_2 and G_2 are general plate functions, C_2 , C_5 , L_2 and L_5 are general plate constants and K_{1p} , K_{2p} and K_{3p} are bimetallic plate constants. The singularity function brackets $\langle \rangle^0$ indicate that the expression contained within the brackets must be equated to zero unless $r > r_0$, otherwise it equals to one.

However, the Roark's formulas are limited to the following assumptions: (a) the membrane is flat, of uniform thickness, and composed of two layers of homogeneous isotropic material; (b) the thickness is not more than about one-quarter of the least transverse dimension, and the maximum deflection is not more than about one-half the thickness; (c) all forces - loads and reactions - are normal to the plane of the membrane; (d) the plate is nowhere stressed beyond the elastic limit; and (e) temperatures in the cold and the hot areas are uniform.

As the studied structure disregards Roark's assumptions, analytical model based on Roark's formulas cannot be used to predict diaphragm behavior. Indeed, due to aluminum patterning, the membrane thickness is not uniform. Furthermore, the membrane is composed of four layers (Al/SiO₂/Poly-Si/SiO₂) instead of two (Al/Poly-Si). Then, in actuator structures the deflection is often more than about one-half the membrane thickness. In this condition of large deflection, the membrane exhibit non linear deflection versus temperature characteristics. Finally, because of the high thermal conductivities of polysilicon and aluminum, the temperature is not uniform in the cold and hot areas.

2.2. Non-linear deformations

In order to overcome the limitations of Roark's formulas, we performed multiphysics FEM simulations. First, we compared the accuracy of a non-linear model with the linear Roark's formulas. The simulated structure is shown in Figure 43.

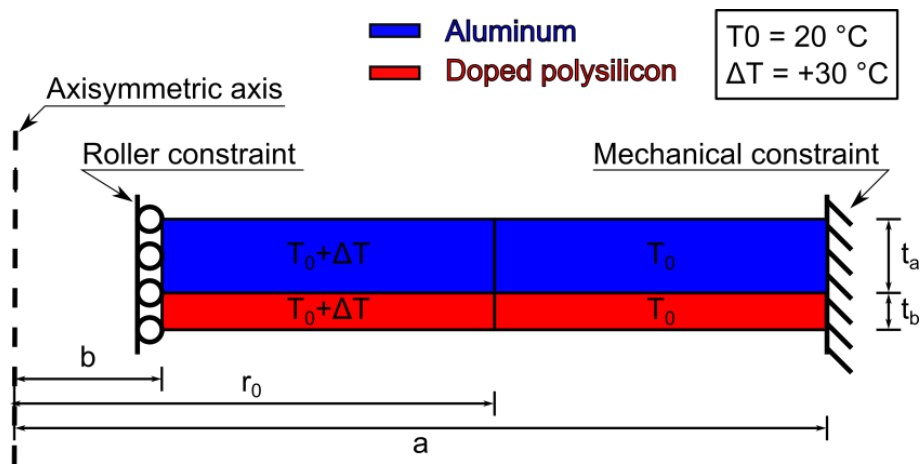


Figure 89: Simple simulation structure.

The geometry is drawn in a 2D axisymmetric space dimension. It consists of four rectangles representing the different materials and heaters. The two lower rectangles are made of polysilicon while the two upper ones are made of aluminum. The thermal initial conditions for the whole structure is set to the ambient temperature of 20°C. Then, the two right rectangles are kept at 20°C while the two left ones are set to a temperature of 50°C. This simulates an inner actuation with a temperature elevation of 30°C. Concerning mechanical boundary conditions, the right boundaries are clamped and the left ones are let free to move vertically to simulate the boss. The different design parameters of the simulated structures are listed in Table 1 and the different properties of the simulated materials are listed in Table 2.

Table 1: Design parameters.

Name	Description	Value
A	Membrane radius	1250 μm
B	Boss radius	28 μm
C	Bulk width	500 μm
r_0	Inner heater radius	767.5 μm
t_a	Aluminum thickness	2 μm
t_b	Polysilicon thickness	1 μm
t_c	Bulk thickness	500 μm
t_d	Top silicon oxide thickness	0.2 μm
t_e	Bottom silicon oxide thickness	0.4 μm
T_0	Ambient temperature	20 $^{\circ}\text{C}$
ΔT	Temperature rise	+30 $^{\circ}\text{C}$

Table 2: Material properties.

Material property	Silicon	Polysilicon	Silicon oxide	Aluminum
Density [$\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$]	2329	2320	2200	2700
Young's modulus [GPa]	170	160	70	70
Poisson's ratio [u.a.]	0.28	0.22	0.17	0.35
Coefficient of thermal expansion [K^{-1}]	$2.6\cdot 10^{-6}$	$2.6\cdot 10^{-6}$	$0.5\cdot 10^{-6}$	$23.1\cdot 10^{-6}$
Thermal conductivity [$\text{W}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$]	130	34	1.4	237
Heat capacity [$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$]	700	678	730	904

All the material properties are temperature independent.

The obtained deflection characteristics are presented in Figure 44.

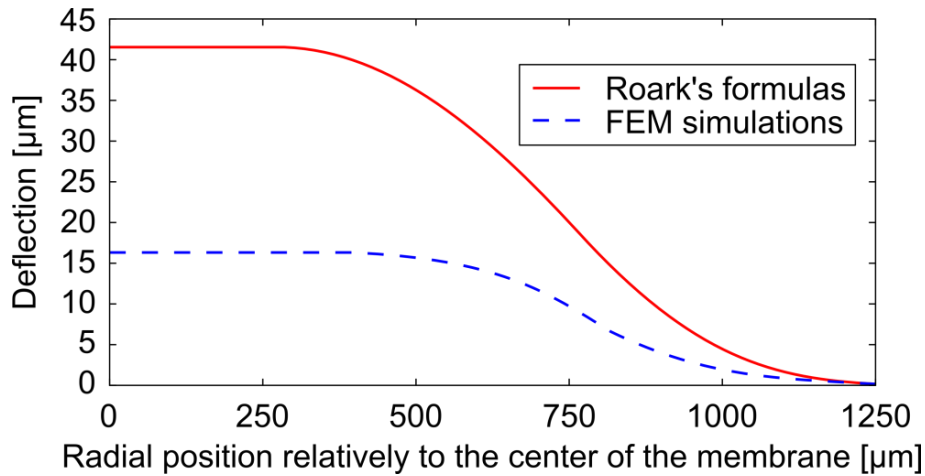


Figure 90: Comparison of the deflection characteristics using Roark's formulas (line) and simple FEM simulations (dash).

It is clear that the Roark's formulas overestimates the deflection of the membrane. Indeed, the maximum deflections are 16.4 μm and 41.5 μm in respectively FEM simulations and Roark's formulas. This large difference (250%) results from the nonlinear behavior of the membrane in case of large deformations not taken into account in Roark's formulas and cannot be neglected in this study.

2.3. Thermal dissipation

Temperature distribution analysis is crucial to predict the behavior of the bimetallic membrane as the actuation is based on thermal expansion. So, thermal dissipation has also been taken into account in the simulated model. For a better accuracy of the thermal dissipation, the boss and the bulk were included in the simulated geometry. The corresponding geometry is drawn in Figure 45.

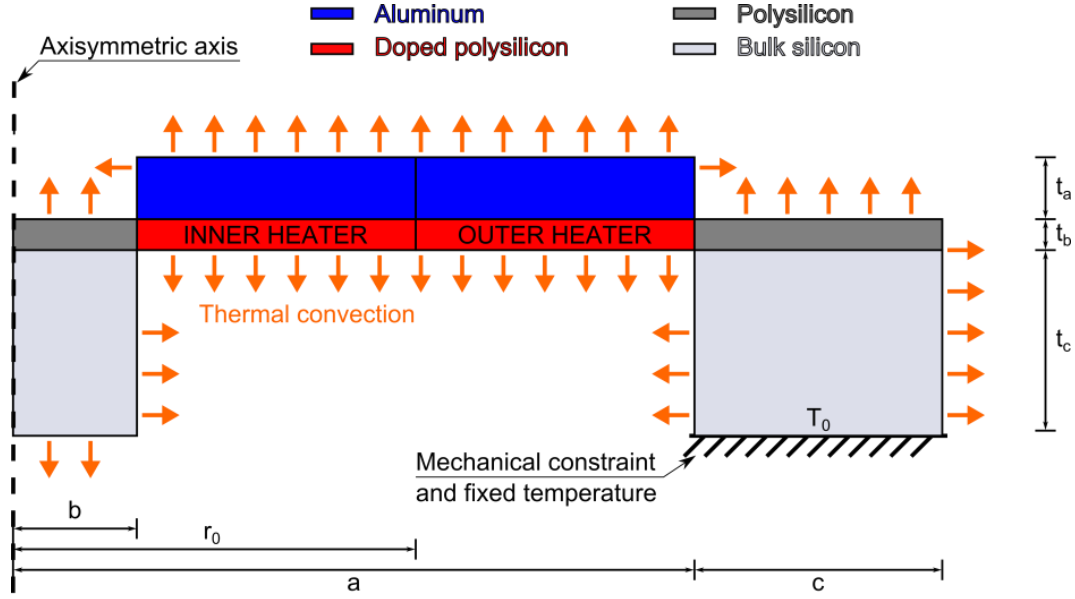


Figure 91: Simulation structure with thermal dissipation.

The boundary conditions are changed according to the previous simulation. The clamped boundary is set to the bottom of the bulk and the roller condition is deleted as the structure extends now to the axisymmetric axis. Furthermore, a convective cooling is added all around the structure with a heat transfer coefficient of $5 \text{ W}/(\text{m}^2\text{K})$ and the temperature of the bottom of the bulk is fixed to the ambient temperature. Finally, the study is changed from stationary to time dependent to take into account the heat capacity of materials. The total power P_{tot} dissipated in the inner or the outer heating is a time-dependent function, which increases from 0 to 100 mW by step of 25 mW each second.

To simulate the joule heating in the heaters, the volumetric power $P(r)$ dissipated at a radial position r relatively to the center of the membrane for both inner and outer heating is derived. Considering R_{inner} the resistance of the inner heater, I_{inner} the electrical current flowing through the inner heater and $R(r)$ the radial resistance of the heaters at the radial position r , the following relationships are derived for the inner heating:

$$R(r) = \frac{\rho}{2\pi r \cdot t_b} \quad (114)$$

$$R_{inner} = \int_b^{r_0} R(r) dr = \frac{\rho \ln\left(\frac{r_0}{b}\right)}{2\pi t_b} \quad (115)$$

$$I_{inner} = \sqrt{\frac{P_{tot}}{R_{inner}}} = \sqrt{\frac{2\pi t_b \cdot P_{tot}}{\rho \ln\left(\frac{r_0}{b}\right)}} \quad (116)$$

$$P(r) = \frac{R(r) \cdot I_{inner}^2}{2\pi r \cdot t_b} = \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{r_0}{b}\right) \cdot 2\pi r^2} \quad (117)$$

where ρ is the resistivity of the heaters. By the same calculation, the volumetric power dissipated in the outer heater has been derived.

$P(r)$ for the inner and the outer heating is given below:

Inner heating :

$$P(r) = \begin{cases} \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{r_0}{b}\right) \cdot 2\pi r^2}, & r \leq r_0 \\ 0, & r > r_0 \end{cases} \quad (118)$$

Outer heating :

$$P(r) = \begin{cases} 0, & r \leq r_0 \\ \frac{P_{tot}}{t_b \cdot \ln\left(\frac{a}{r_0}\right) \cdot 2\pi r^2}, & r > r_0 \end{cases} \quad (119)$$

It has to be noticed that the different rectangles representing the intrinsic and doped polysilicon in Figure 45 are drawn only to set the joule heating conditions. They do not represent any material difference in this study as the thermal properties of polysilicon is not strongly dependant on doping. For both inner and outer heating, the maximum temperatures in the structure at P_{tot} equals to 100 mW are extracted. Those maximum temperatures are used in the Roark's formulas to calculate analytically the deflection of the membrane. The temperature distribution in the structure is compared to the Roark's formulas as shown in Figure 46.

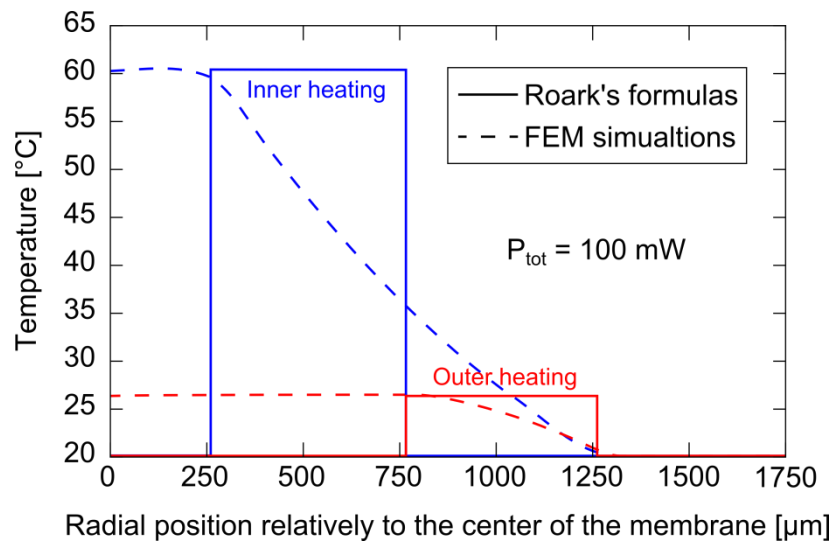


Figure 92: Comparison of the temperature distribution in the structure using Roark's formulas (line) and FEM simulations (dash) with thermal dissipation in cases of inner actuation and outer actuation, at 100 mW total power.

The temperature distribution is strongly different in each case. First, the maximum temperature in the case of inner and outer actuation are respectively 60.7°C and 26.4°C. So the inner actuation can achieve higher temperature in the membrane for equal dissipated power. Furthermore, in the case of Roark's formulas, the temperatures are assumed to be uniform in the cold and hot areas (assumption e listed previously), so the temperature distribution is represented by a step. But the high thermal conductivity of materials involved in the FEM simulations does not allow a step shape for the temperature distribution in the structure. Indeed, the thermal profile is smoothed and the hottest part is always the boss of the membrane as the cooling can only be through convection in this area.

As the temperature dissipation does not fit the assumptions in the Roark's Formulas, the deflection of the membrane is also different as shown in Figure 93.

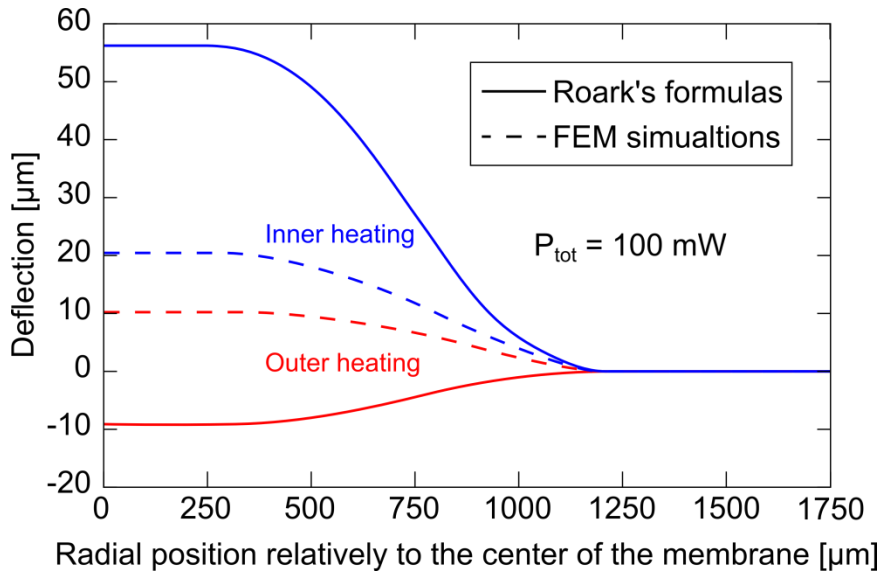


Figure 93: Comparison of membrane deflection in the case of inner and outer actuation using Roark's formulas (line) and FEM simulations (dash) with thermal dissipation at 100 mW.

The deflections characteristics are presented for inner and outer heating. Roark's formulas allow upward and downward deflections by heating respectively the inner and outer rings. The deflections obtained by Roark's formulas at the center of the membrane are respectively $+56.6 \mu\text{m}$ and $-9 \mu\text{m}$ in the case of inner and outer heating. By taking into account the temperature dissipation into the structure, the FEM simulations allow exclusively upward deflection as observed in experiments (cf. section 3.3). Indeed, the deflections obtained by FEM simulations at the center of the membrane are respectively $+20.8 \mu\text{m}$ and $+10.4 \mu\text{m}$ in case of inner and outer heating.

So, the difference of deflection in the case of inner heating between the Roark's formulas and the FEM simulations is not only due to the non-linear behavior as described in section 2.2 but also the thermal profile difference.

2.4. Aluminum patterning

Finally, the aluminum is patterned and the silicon oxide layers are added to the model. The simulated model structure is shown in Figure 48.

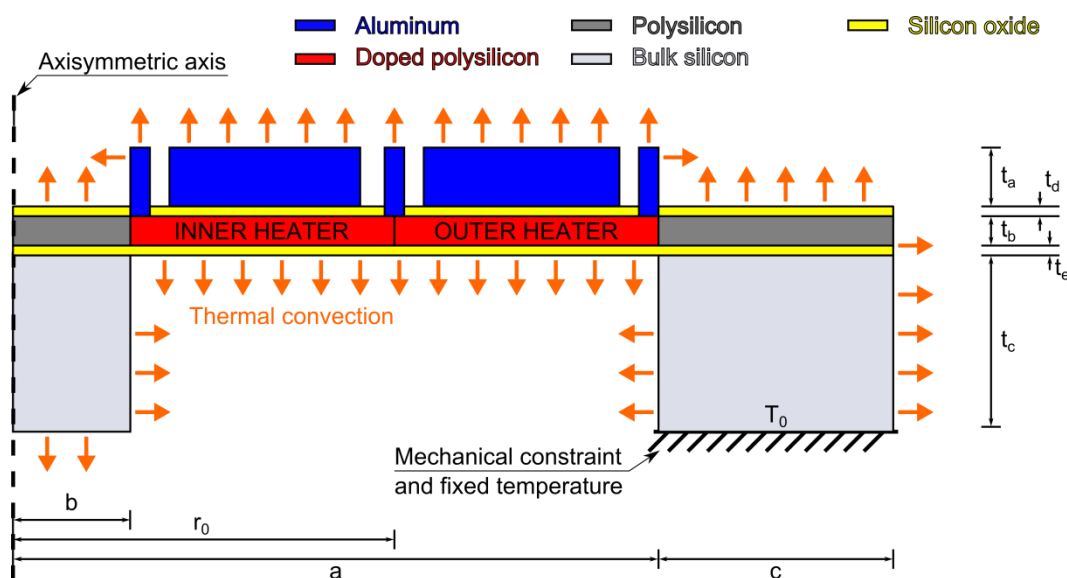


Figure 94: Simulation model with thermal dissipation and aluminum patterning.

The aluminum wire spacing is 20 μm and the width of wires is 25 μm . Figure 49 compares the deflection of the membrane with and without aluminum patterning.

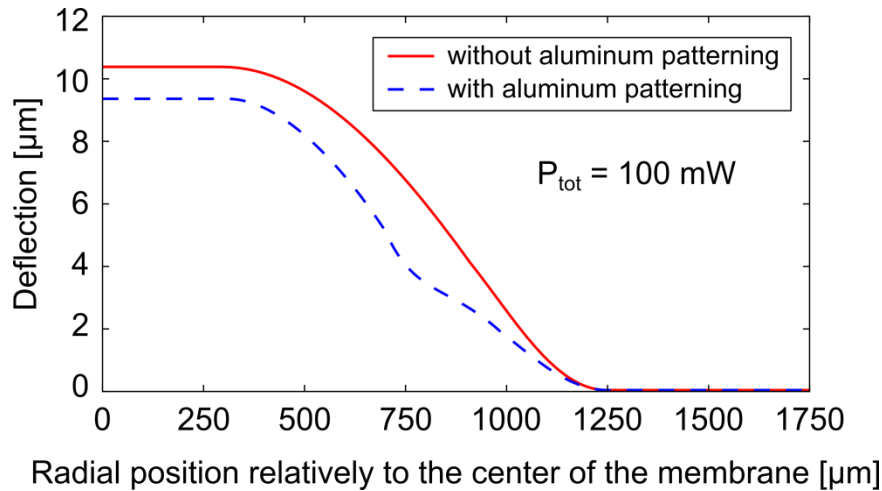


Figure 95: Comparison of the membrane deflection in the case of outer actuation at 100 mW using a structure without aluminum patterning (line) and a structure with aluminum patterning (dash).

The membrane deflection characteristics obtained with aluminum patterning exhibit lower deflection than the one obtained without aluminum patterning all along the membrane radius. The maximum deflections are +9.4 μm and +10.4 μm respectively with and without aluminum patterning. The reason is the local reduction of the membrane thickness that creates a hinge in the structure, absorbing the bending moment generated by the bimetallic actuation.

3. Results

3.1. Microfabrication process

Bimetallic actuated membranes were fabricated according to fabrication steps represented in Figure 52.

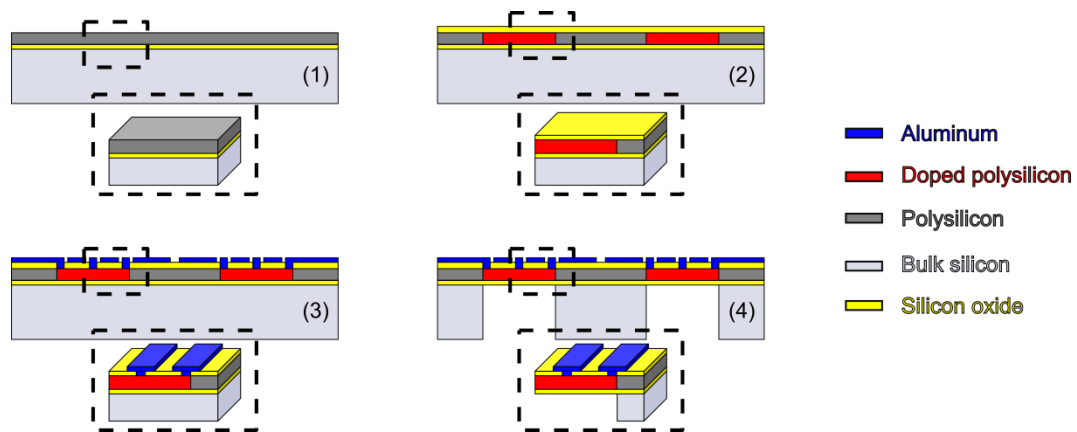


Figure 96: Schematics of the fabrication steps.

Step (1) corresponds to the fabrication of a stack of layers corresponding to the core of the membrane. A wet thermal oxidation of a silicon substrate (500 μm thick of orientation $\langle 100 \rangle$) creating a 400 nm thick layer of SiO_2 is followed by a *Low Pressure Chemical Vapor Deposition* (LPCVD) of 1 μm thick polycrystalline silicon. *Step (2)* is the ionic dopant implantation within the polycrystalline silicon followed by a *Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition* (PECVD) of a 200 nm thick silicon dioxide acting as an electrical insulator between the semi-conductor and the electrical contacts. A first boron implantation of about 1.10^{15} at/cm^3 (resistivity of 5-10 $\text{Ohm}\cdot\text{cm}$) is followed by a high

concentration ($5 \cdot 10^{19}$ at/cm³) phosphorus implantation to define the n-type actuation pattern and to establish an ohmic contact with the electrical connections. Opening the electrical insulator layer occurs in *Step (3)* using hydrofluoric acid (HF of 5% concentration). A 2 μm thick aluminum layer is then deposited by sputtering and chemically etched (H₃PO₄) to create the electrical contacts. The final *Step (4)* consists of a backside *Deep Reactive Ion Etching (DRIE)* of the silicon bulk. Figure 53 shows a diced chip with a fabricated membrane.

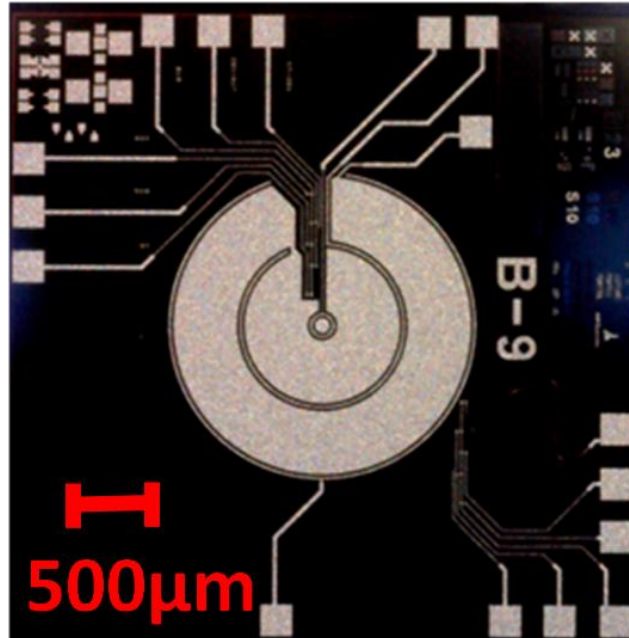


Figure 97: Top view picture of a fabricated membrane.

Once the membrane is fabricated, characterization can be compared to FEM simulation predictions.

3.2. Thermal measurements

First, the thermal dissipation in the membrane was investigated. Thermal sensors, made of highly doped polycrystalline silicon thermo-resistances, were integrated into the membrane during the fabrication. They allow in-situ measurements of the temperature along the membrane radius [78] (cf. Annexe C). The comparison of the temperature distribution in the membrane between FEM simulations and the thermal sensor measurements are shown in Figure 54.

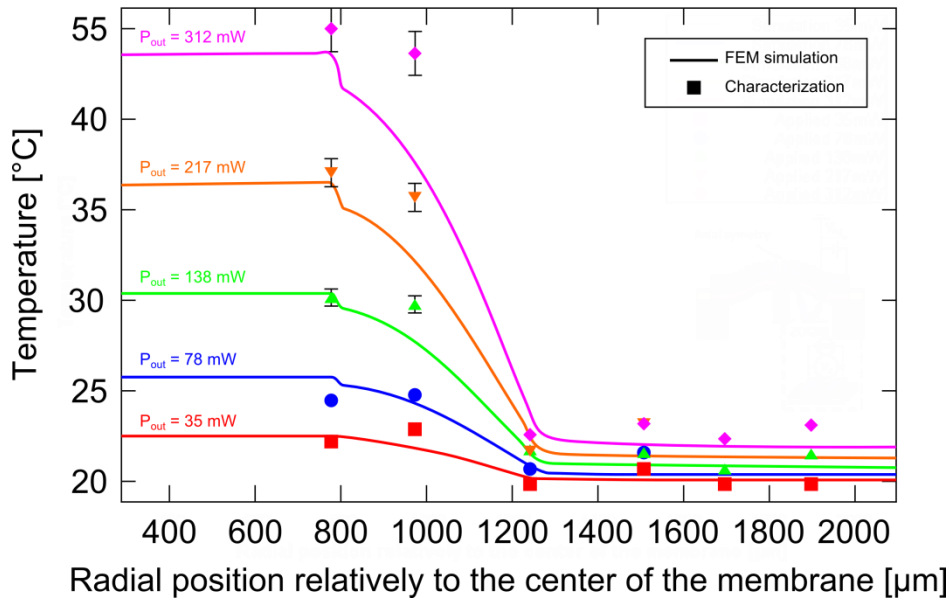


Figure 98: Temperature distribution along the radial axis of the membrane for an outer actuation Comparison between simulations (lines) and characterization (dots). The radial position 1250 μm corresponds to the boundary of the membrane.

We can observe a good agreement between FEM simulations and experimental results. The relative temperature difference between simulations and characterization is below 16%. The temperature sensor placed at 1mm from the center of the membrane shows a large systematic error. This is because aluminum patterning for sensors connections has not been simulated (only actuation connections were simulated because of 2D axial symmetry). Consequently, the membrane thickness around the sensors is much smaller than the thickness used in the simulation. It implies a thermal resistance increase that has significant impact in the decreasing temperature area. By neglecting the sensors placed at about 1mm from the center of the membrane, the relative difference falls under 5%.

In the simulation, the thermal steps at about 800 μm from the center of the membrane correspond to the location of the aluminum patterning for electrical connection.

3.3. Deflection measurements

Deflection measurements have been carried out under different pressure conditions, sweeping the electrical power supply. The characterization set-up is shown in Figure 55.

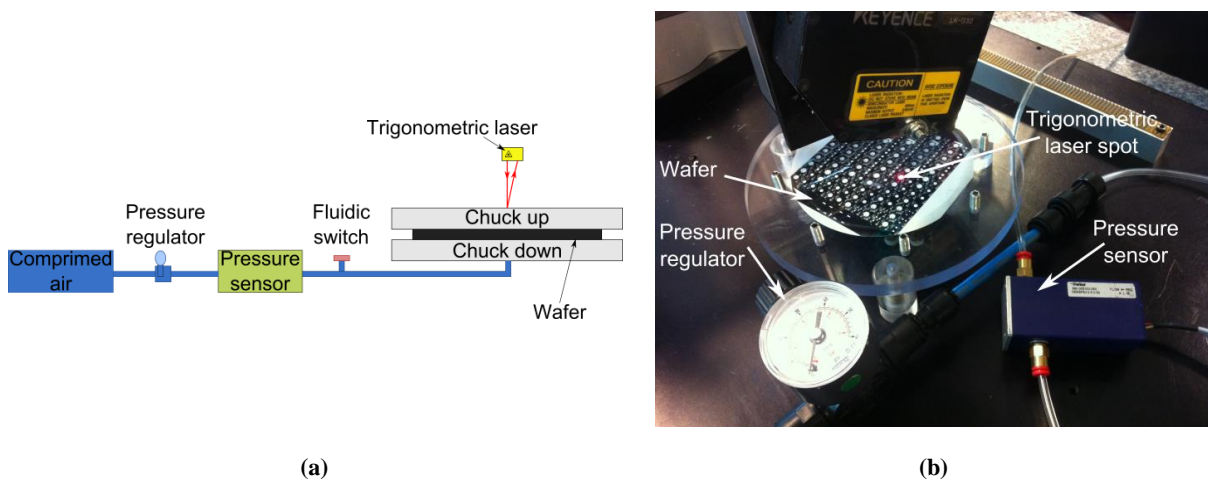


Figure 99 : Schematic (a) and photography (b) of the 100 mm mechanical characterization bench.

It consists of a home-made chuck allowing to clamp the wafer and to pressurize the membranes. A pressure sensor is used to measure the applied pressure. Electrical probes are used to apply power to the bimetallic actuator. A laser, focused on the central boss, measures the deflection of the membrane. Figure 56 shows the deflection characteristics of the membrane compared to predictive simulation results.

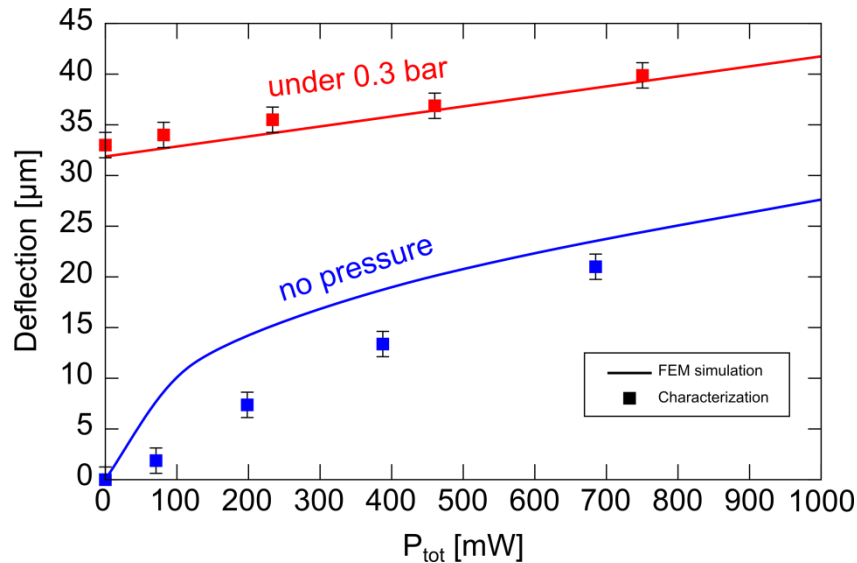


Figure 100: Deflection characteristics of the membrane for an outer actuation under 0 and 0.3 bar of pressure. Comparison between FEM simulations (lines) and characterizations (dots).

Electrical power was applied on the membrane leading to a deflection up to 21 μm without pressure at 0.685 W and 40 μm pressurized under 0.3 bar at 750 mW.

Under pressure, the deflection characteristics of the membrane between characterizations and simulations show good agreement with a relative difference lower than 4%. But without pressure, a relative difference up to 70% is observed at 70 W. This difference can be explained by the presence of internal stress accumulated during the fabrication of the membrane.

4. Discussion

By design, the actuation of the inner and outer rings are geometrically symmetric, that is to say the ratio $(r_0 - b)/(a - b)$ equals to 0.5. In this case, Roark's formulas predict upward and downward deflections by heating respectively the inner and outer rings. By taking into account the temperature dissipation into the structure, the FEM simulations provide more accurate results and the deflections induced by both inner and outer actuations are exclusively upward. Indeed, the hottest part is in both cases located at the boss of the membrane resulting in an inner actuation.

As the temperature difference increases, the FEM simulations exhibits nonlinear temperature-deflection characteristics and a stiffer membrane than indicated by the Roark's formulas. This limitation in the Roark's formulas is due to the fact that the maximum deflection is more than one-half the membrane thickness. Indeed, the total thickness of the simulated membrane is 3 μm and the calculated deflection is about 42 μm. This non-linear behavior is more common as the thickness of membrane decreases.

Finally, thermal characterization of the membrane during actuation are in good agreement with simulation results with a maximum error of 15%. The maximum deflection characteristic shows also good agreement between the simulations and characterizations, especially for large displacement.

5. Conclusion

A new method to predict bimetallic membrane behavior in micro-electro-mechanical systems based on finite element method simulations has been presented. Heat transfer analysis was conducted to evaluate the temperature field distribution. A specific test bench was developed for the

characterization of the fabricated devices. The membrane characteristics were compared to simulation predictions and showed good agreement. FEM simulation models presented in this study are validated to accurately represent the physics involved in bimetallic actuation.

Future work will concentrate on the internal stress accumulated during the process to avoid the wrinkling of the membrane. Design optimization will also be carried out to increase the performance of the bimetallic actuation and to decrease the pressure sensitivity of the membrane.

Acknowledgement

The authors would like to thank the RTB/PTA (Plateforme Technologique Amont) used as a platform to realize the devices and the FUI (Fond Unique Interministériel) for partial support through the FluMIN³ project.

Annexe C : Thermal sensors co-integrated within a MEMS thermally actuated ultra thin membrane.

A Salette^{1,2}, R Lefevre^{1,2}, C Agraffeil¹, J Guillen¹, C Déhan², P Morfouli¹ and L Montès¹

¹ Institut de Microélectronique Electromagnétisme et Photonique and Laboratoire d'Hyperfréquences et de Caractérisation (IMEP-LAHC), 3 Parvis Louis Néel, 38016 Grenoble Cedex1, France.

² Eveon S.A.S., 345, rue Lavoisier – Inovallée, 38330 Montbonnot Saint-Martin, France

E-mail : arnaud.salette@minatec.grenoble-inp.fr

Abstract

This paper reports the simulation, design, fabrication and characterization of thermal sensors integrated in a ultra thin active MEMS membrane. Temperature detection is combined without any additional fabrication steps to thermal actuation. Mixing the actuation with a thermal measurement within the membrane allows to monitor temperature during membrane deflection. Prototypes were fabricated using standard CMOS processes and a DRIE process to release the membrane. Inner and outer actuation lead to large membrane deflection. Using such sensors, we extracted the temperature profile of the thermally actuated membrane. A good fitting between FEM simulation and characterization results validates the sensors. Finally, the optimal position of thermal sensors is extracted from this study.

1. Introduction

Micro Electro Mechanical Systems (MEMS) are increasingly supplemented by the addition of new functionalities in a ‘more than Moore’ approach [89]. Membranes have become widely used in MEMS for sensing physical quantities thanks to their out-of-plane displacement adding new functionalities to simple electronic circuits. These particularities were first industrialized as pressure sensors [90]-[91], especially for the automotive market. Membranes utility was then extended to flow sensors [92] taking advantage of the thermal insulation given by the surrounding air, yet, generally using passive diaphragms. Mixing the actuation with a thermal measurement within the membrane allows to monitor the temperature during membrane deflection. Thermally actuated micropumps are examples of micro-systems that need thermal control in order to feedback the actuation or thermally protect manipulated liquids.

Only a few thermally actuated micropumps have already been reported [93]-[94] but up to now, the understanding of the involved temperature is limited to few theoretical studies. Some articles report thermally actuated membranes or in-situ thermal measurements [95]-[96], but none of them integrate both thermal detection and actuation simultaneously. Several structures involving a micro-heater bridge coupled to thermal sensors have been integrated within membranes so as to measure temperature [96], fluidic flow rates [97]-[92]-[98] or to be used as microcooler [99]. However, they are usually focused entirely on detection, and do not combine membrane actuation and temperature detection.

This paper shows the co-integration of thermal sensors and thermal actuation in a membrane fabricated by a CMOS compatible process. The advantage of such a structure is the possibility to determine the thermal profile of the membrane while actuated. As the sensors are within the membrane, they can provide in-situ information on the membrane temperature distribution. By adding electronics, it is possible to create a closed loop control of the actuation. The CMOS compatibility also provides the opportunity to insert, close by, any other integrated circuits such as amplifiers simply by changing the mask configuration. Semiconductor devices such as diodes [100] and transistors [101]-[102] can be fabricated to add functions to the membrane. Moreover, hybrid solutions using ASICs can be implemented to connect electronic circuits to process data.

Furthermore, the presented integrated sensors can be used for other kinds of actuation such as piezo-electric or magnetic actuations. Pressure sensors could then be readjusted from the external temperature by adding temperature sensing elements. If a liquid is set inside the membrane cavity, its temperature could be measured using such technique.

The goal of this study is to determine the number and the optimum position of thermal sensors needed to get the best sensitivity and consequently control precisely the deflection of the membrane. For this purpose, we designed and fabricated thermal sensor structures associated to the thermal actuated membrane. This work was completed by a theoretical study to determine the thermal profile of the membrane, which is then compared to experimental results.

2. Principle and Design

2.1. Principle

Timoshenko first described the bimetallic effect [76] which was then theoretically studied for membrane deformation [103] and applied to membrane deflection [74]. The designed system consists of a bi-layered circular membrane (Figure 101(a)) electrically heated to create a deformation. This deformation occurs through the thermal expansion of the clamped membrane. It results in a stable membrane buckling guided by the bimetallic deformation. It uses the different coefficients of thermal expansion (CTE) of polycrystalline silicon and aluminum, but also the one of silicon dioxide in the membrane. The heating of the membrane is made by two independent means: inner (V_{A1}) or outer (V_{A2}) electrical supply (Figure 101(b)). Stopping the actuation forces the membrane to come back to its rest position by thermal diffusion (Figure 101(b)) and elastic recover.

Both actuation types imply an upward deflection of the membrane. In that case, the outer ring of aluminum is compressed and the inner one is tensioned. Thus, the outer part of aluminum counters membrane deflection. However, aluminum participates to membrane rigidity as it constitutes 55% of its total thickness. The high aspect ratio between thickness and diameter weakens the membrane. Consequently, aluminum was kept over the whole membrane surface.

As it can be seen in Figure 101, thermal sensors are integrated within the section of the membrane poly-silicon layer.

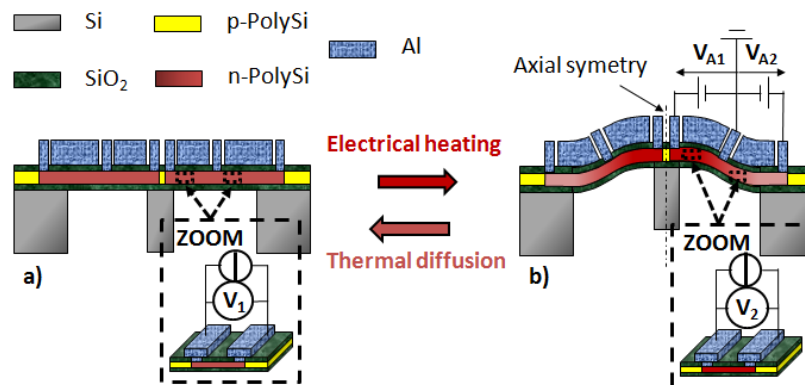


Figure 101: A schematic view of the cross section of the device. It shows the actuation principle (not to scale). V_{A1} and V_{A2} are used for the actuation. V_1 and V_2 are used for the sensing. (a) At rest (b) During operation

At rest (Figure 101(a)), a reference voltage (V_1) can be read through the sensor which is supplied by a continuous current. During operation (Figure 101(b)), the actuation power deflects the membrane and changes the voltage (V_2) through the sensor.

The chosen temperature detectors are made of highly doped polycrystalline silicon thermo-resistances. The resistance of those structures can be well controlled by implantation and patterning. By varying the temperature, the number of conduction electrons in a highly doped poly-silicon changes. It induces in this way a shift in the poly-silicon conductivity. The resulting thermal coefficient depends on the doping level but also on the nature of the introduced impurities. Resistances are positioned

perpendicularly to the radial axis to less dependent to piezoresistive effects during membrane deflection.

2.2. Simulation model

A two dimensional thermal Finite Element Method (FEM) model was developed which takes into account the deflection of the membrane when actuated. The circular shape is modeled by an axially symmetric design (Figure 102). Thermal heat is dissipated inside a four layer membrane by the inner or outer power supply.

The circular shape of the membrane induces a logarithmic variation of the actuation resistance ((1)). This effect is taken into account in the model by computing the resistance variation. The resistance R between two radius R_i and R_{i+1} (Figure 102) as well as the resistance $R(r)$ at a precise radius, are given by the following equations:

$$R = \frac{\rho}{2\pi e} \int_{R_i}^{R_{i+1}} \frac{dr}{r} = \frac{\rho}{2\pi e} \ln \frac{R_{i+1}}{R_i} \quad (1) \quad \text{using} \quad R(r) = \frac{\rho}{2\pi e r} dr \quad (2)$$

where ρ is the resistivity of the layer, e its thickness and r its radius. The parameter i varies from 0 (inner actuation) to 1 (outer actuation).

Using (1) and (2), it is possible to extract the power density P_{vol} dissipated through the membrane at a precise radius r . It is related to the total electrical power P dissipated through the entire membrane by the following relationship (3).

$$P_{vol}(r) = \frac{P}{2\pi r^2 e * \ln\left(\frac{R_{i+1}}{R_i}\right)} \quad (3)$$

Consequently, this power density can be incorporated into the simulated model to take into account the circular geometry of the actuation.

The bulk Si (Figure 102) is the only part which is mechanically fixed. The principal boundary condition is the convective cooling which is set to $5W/m^2$, while at the bottom of the bulk silicon, a fixed temperature boundary is set. Its value is a linear variation of $6.25^\circ C$ per Watt, in accordance with the experimental results using a thermocouple during the actuation of the membrane.

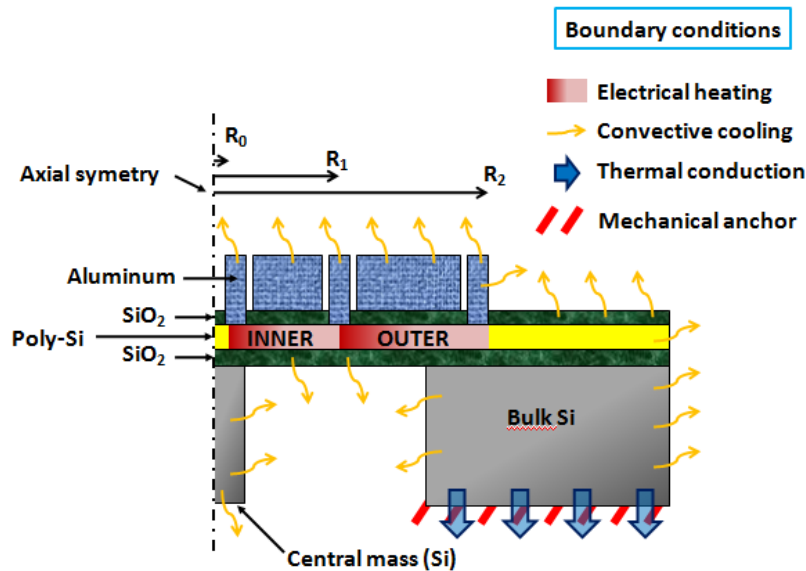


Figure 102: Boundary conditions of the thermo-mechanical FEM model of the actuated membrane.

The simulation results describe to the radial temperature profile of the membrane for both actuation types.

2.3. Membrane design

Figure 103 shows the top-view schematics (a) and a cross section (b) of the geometrical disposition of the actuation and detection co-integration.

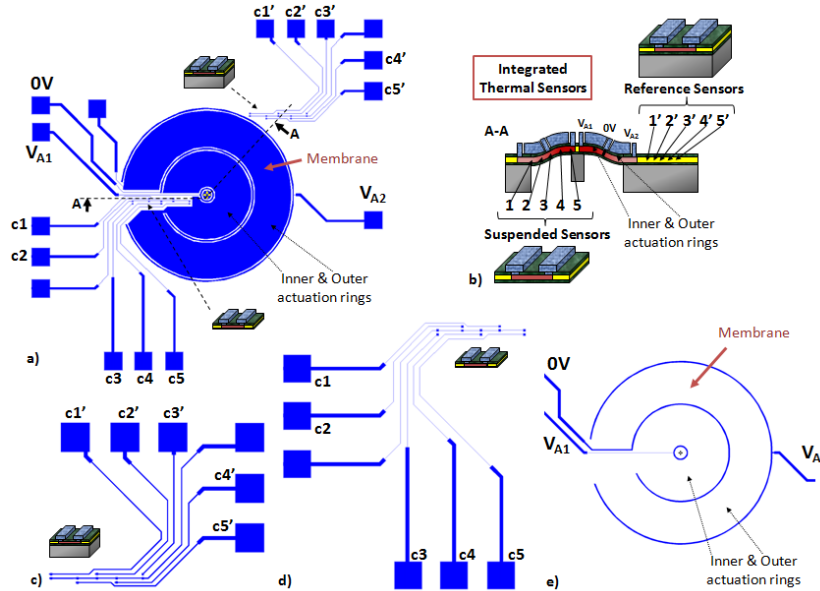


Figure 103: Schematics showing the global disposition of the actuation and detection which were co-integrated. The associated sensor electrical pads are noted ci with i the corresponding number of the sensor. (a) Top view. (b) Cross section following the cutline A-A. (c) Layout of the reference sensors aluminum pads. (d) Layout of the suspended sensors aluminum pads. (e) Layout of the actuation aluminum connection.

The reference sensors were designed above the silicon substrate. Their positions are such to control the heat of the membrane periphery which is affected by the thermal actuation. They are also used to verify that temperature sensors on top of bulk silicon are working. A temperature reference can be extracted, with small dependency of thermal actuation.

The suspended sensors are distributed along the radial axis of the circular membrane so as to measure the thermal profile from the edge to the center. They are integrated inside the actuation rings to get the most precise temperature measurement driven by the actuator.

Parameters	Dimensions
Membrane diameter	2.5mm
Connection pads	300 μ m x 300 μ m
Actuation rings width	20 μ m
Sensor connection width	10 μ m
Minimum aluminum spacing	10 μ m
V _{A1} ring radius	104 μ m
0V ring radius	765 μ m
V _{A2} ring radius	1434 μ m

Table 23: In-plane dimensions of the presented device.

The described designs are used to fabricate and characterize the membrane. Using this technique, we are only using four photolithography steps. As the devices are based on CMOS processes, it is possible to make semiconductor devices such as diodes and transistors. These electronic devices were

designed, fabricated and tested as a proof of the potential of creating electronic circuits on actuated membranes.

3. Experimental details

3.1. Device fabrication

We co-integrated both actuation and detection using CMOS processes (except for the release of the membrane which is part of a MEMS process). Sensors are fully integrated in the process without any additional steps.

Figure 104(a) describes a cross section representation of the co-fabrication process steps of the membrane and the temperature sensors.

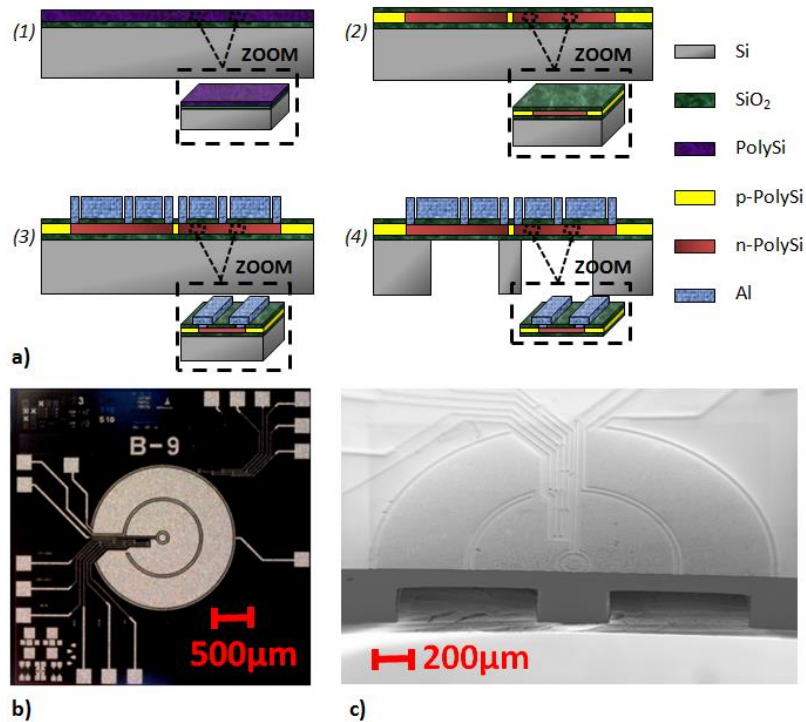


Figure 104: Membrane and thermal sensors co-fabrication. (a) Schematics of the fabrication steps. (b) Top view of the fabricated device imaged with a microscope. (c) SEM image of the cross section of the fabricated device. Note: the membrane was not totally released for dicing and imaging purposes.

Step (1) corresponds to the fabrication of a stack of layers corresponding to the core of the membrane. A wet thermal oxidation of a silicon substrate (500 μm thick of orientation $\langle 100 \rangle$) creating a 400 nm thick layer of SiO_2 is followed by a *Low Pressure Chemical Vapor Deposition* (LPCVD) of 1 μm thick polycrystalline silicon.

Step (2) is the ionic dopant implantation within the polycrystalline silicon followed by a *Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition* (PECVD) of a 200 nm thick silicon dioxide acting as an electrical insulator between the semi-conductor and the electrical contacts.

A first boron implantation of about 1.10^{15} at/cm^3 (resistivity of 5-10 $\text{Ohm}\cdot\text{cm}$) is followed by a high concentration (5.10^{19} at/cm^3) phosphorus implantation to define the n-type actuation pattern and to establish an ohmic contact with the electrical connections. Opening of the electrical insulator layer occurs in **Step (3)** using hydrofluoric acid (HF of 5% concentration). A 2 μm thick aluminum layer is then deposited by sputtering and chemically etched (H_3PO_4) to create the electrical contacts.

The final **Step (4)** consists of a back side *Deep Reactive Ion Etching* (DRIE) releasing the membrane structure with the first oxide layer acting as an etch stop, on top of which are located the suspended thermal sensors. A top view image of the actual device is shown Figure 104(b) and (c).

3.2. Characterization bench

We developed a specific test bench using a PMMA (Plexiglas) fluidic chuck (Figure 105) which allows the devices to be pressurized. Meanwhile, it is possible to actuate the membrane and measure electrically the signals from the sensors using an electrical probe station at wafer level (Figure 105(b)).

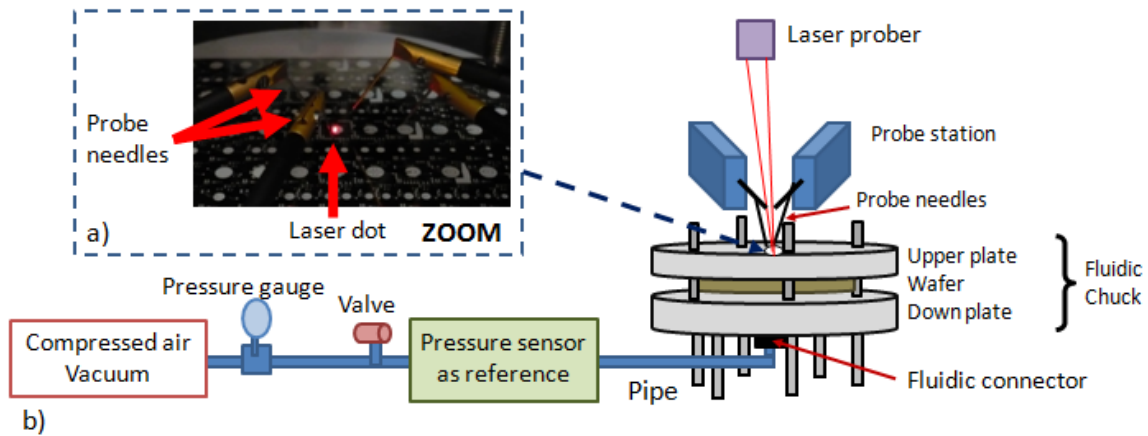


Figure 105: Presentation of the characterization bench. (a) Picture of the device under test. (b) Schematic view of the set up.

The applied pressure (positive or negative) given by a reference pressure sensor can be controlled using a pipe plugged through a fluidic connector. The fluidic chuck maintains the wafer on seals to avoid pressure leakages. Needles of the probe station can access the device's electrical contacts and a laser is used to measure the membrane deflection by triangulation. A $30\mu\text{m}$ diameter laser spot is placed on the membrane central boss, covered with reflective aluminum. The specular reflection of the 20° inclined laser spot is received by a CCD sensor determining altitude variations with a precision of 100nm . The actual characterization set up leads to a relative altitude precision of $1\mu\text{m}$.

4. Results and discussion

4.1. CMOS compatibility proof of concept

As we are using a standard CMOS process, it is possible to realize semiconductor devices such as diodes and transistors which can be fabricated to add functionalities to the membrane. Those basic devices were designed, fabricated and tested as a proof of concept of the possibility of creating electronic circuits on actuated membranes. Diodes and transistors were integrated on bulk silicon and inside the membrane. Similar characteristics were found for both positions.

4.2. Experimental results

Transmission Line Measurement (TLM) as well as *Van Der Pauw* structures were designed and fabricated to measure the heavily doped polycrystalline silicon resistivity. This parameter gives information about the temperature coefficient of electrical resistance. Calibrating the sensors link those two important data; the electrical sensor signal to the absolute temperature within the membrane. The calibration of the thermal sensors integrated into the membrane is presented in Figure 106. The wafer containing the membrane devices was heated on a calibrated hot chuck. I-V measurement was done at different temperatures to extract the resistance of the sensors as a function of temperature. This calibration was made for each thermal sensors.

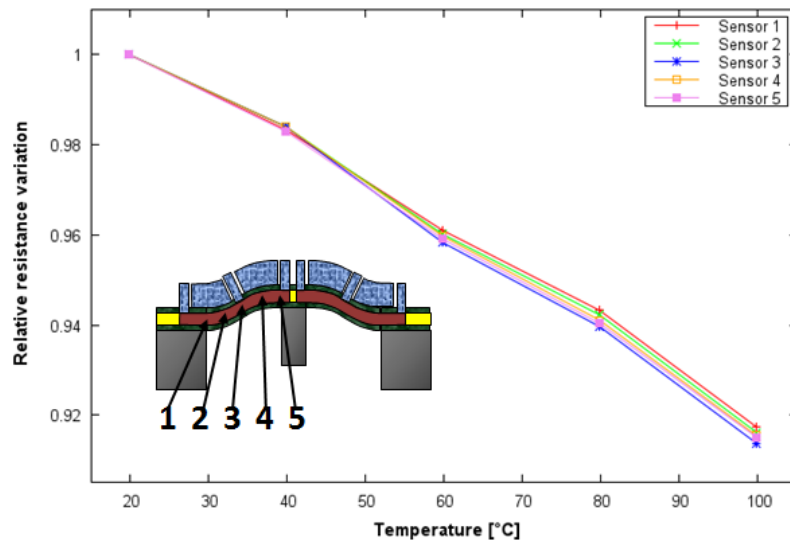


Figure 106: Calibration of the suspended sensors. The graph shows the relative variation of resistance of thermo-resistances as a function of temperature. Sensors are positioned along the membrane radial axis.

This result shows the capacity of the thermo-resistances to detect temperature changes. The thermal coefficients of electrical resistance are also extracted. Resulting coefficients are ranging from 1.10^{-3} K^{-1} to 2.10^{-3} K^{-1} over the devices. These values are in the order of magnitude of metal thermal coefficients such as aluminum. In addition, their thermal coefficient variation is about $\pm 3\%$ over a single chip.

The membrane deflection creates a mechanical stress within its thickness. This stress leads to a piezoresistive effect, disturbing the temperature detection. To evaluate this disturbance, the membrane was pressurized using the fluidic chuck described above (Figure 105), at room temperature. Meanwhile, sensors voltage variations were monitored.

For a pressurized membrane deflection of $10\mu\text{m}$, the maximum relative resistance variation of the resistors is 0.04% (which is measured for the sensor at the border of the membrane). A deflection of $10\mu\text{m}$ is characterized for a 0.31W outer heating power (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**Figure 108). Driving this power to the membrane has a minimum relative resistance variation of 1.3% (corresponding to the sensor at the border of the membrane).

Those characterization results proved that piezoresistive effect (0.04%) is negligible compared to the effect of temperature (1.3%) on the thermo-resistors.

Both inner and outer actuation were simulated (using the model presented Figure 102) and characterized (using the test bench showed Figure 105). The thermal sensors were used to get the thermal profile within the section of the membrane. The outer actuation results are shown in Figure 107, electrically supplying the outer ring (V_{A2}).

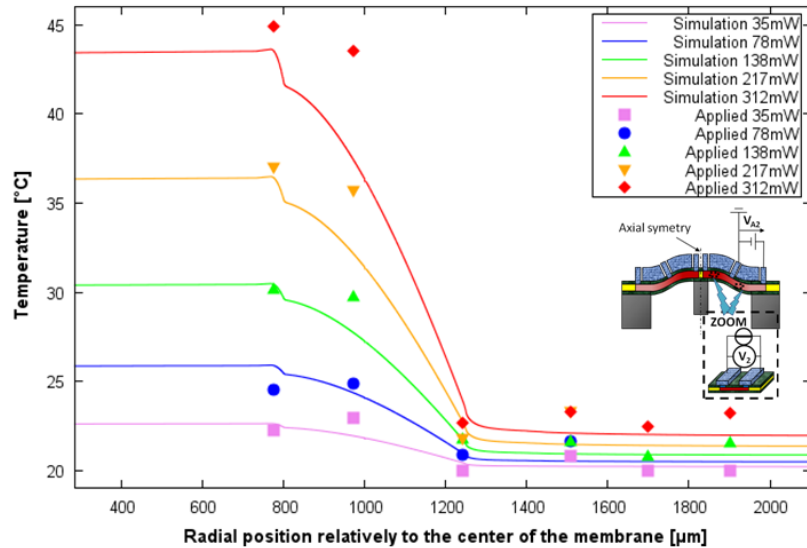


Figure 107: Thermal distribution along the radial axis of the membrane for an outer actuation. Comparison between simulation (lines) and characterization (squares). The radial position 0 corresponds to the center of the membrane.

From Figure 107, we can observe a step in the simulation result for a radial position of about $800\mu\text{m}$. This radial position corresponds to the location of the actuation electrical connection (0V line between inner and outer connections).

Heat propagates from the outer ring to the inner ring, heating the whole membrane. It still creates a thermal gradient in the outer ring. This gradient drives an upward membrane deflection resulting from the bimetallic effect. Moreover, heat propagates through the sides of the membrane, reaching the reference sensors. This means that the bulk substrate temperature rises and validates the thermal condition set to the bottom of the bulk silicon in the simulation part.

The maximum temperature variation between simulation and characterization Δ is 16%, showing a good agreement between FEM axisymmetric computations and experimental results. For sensors placed at around 1mm from the center of the membrane, characterization is up to 5°C above simulation results. Ignoring this error would reduce Δ to 5% variation.

Inner and outer actuation were compared in terms of deflection and the results are shown in Figure 108.

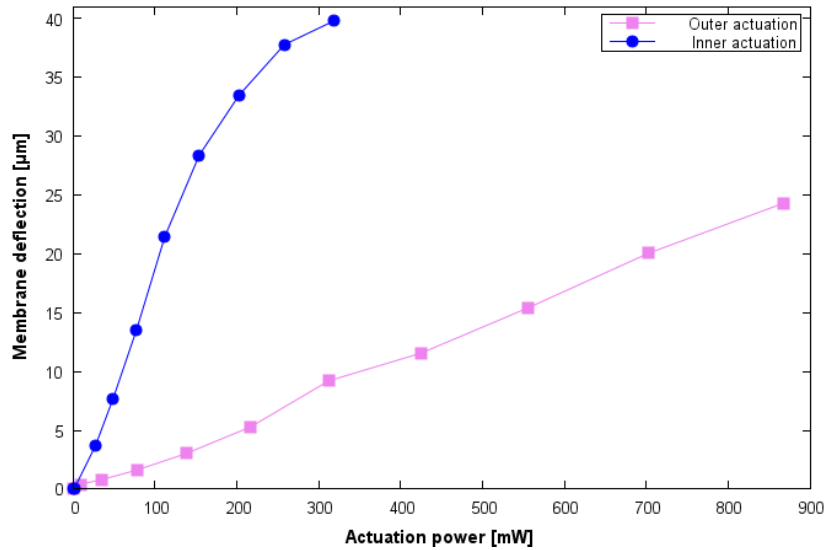


Figure 108: Membrane deflection for different types of actuation measured by laser triangulation using the test bench described in Section 3.2.

The measurements presented in Figure 108 were done using the fluidic chuck described in Figure 105. For an electrical power of 310mW, an outer actuation is able to upwardly deflect the membrane to about 9 μm . An inner actuation creates a nearly 40 μm deflection, leading to an actuation almost 4.5 times more efficient.

4.3. Discussion

Sensors react to a temperature elevation and allow the temperature profile of the membrane to be reproduced. It is noticeable that axisymmetric simulation results of temperature profile are some degrees below characterization results. We interpret this as the consequence of the non-uniform aluminum coating. As aluminum constitutes 55% of the total thickness of the membrane, patterning metal connections on top of the membrane locally reduces the membrane thickness. This substantial thickness reduction is especially located in the sensor area, where the aluminum opening allows to electrically connecting the thermal sensors. This region induces an asymmetry in the membrane, which could not be represented in the axisymmetric model. It results in an increase of the real membrane thermal resistance around the sensors, which dissipates more heat than the simulation takes into account.

The same phenomenon can be seen in the simulation results (Figure 107). There is a jump in the temperature which is due to the variation of the membrane thickness. The 0V metal actuation ring is used as a ground connection for the actuation and needs to be patterned and etched to avoid short circuits, which participates to the non-uniformity of the membrane thickness. It induces a membrane thickness reduction on the sides of this metal ring. This thickness reduction results in an increase of the local thermal resistance causing a temperature step between the inner and the outer actuation rings. This effect can also be seen for the sensor at around 1mm from the center. This is because thickness reduction in the sensor region has not been simulated (only actuation connections were simulated because of 2D axial symmetry). The sensor region is a triangle with its base located at the border of the membrane and its summit at the center. Consequently, the thickness is much smaller than the thickness used in the simulation. The width of this region increases with the distance to the center. It implies a temperature increase of this region compared to the temperature computed via the simulation.

The precision of the measurement relatively to simulation results was characterized to be around 5% in the outer ring of the membrane and 16% in the outer ring. This is fair due to the described approximations of the simple axisymmetric FEM. The goal of the paper is to define the optimum position to place thermal sensors. Refining the simulation could be done by taking into account the thickness variation of the sputtered aluminum. For that purpose, the model needs to be three-

dimensional without any axial symmetry which would not change the actual optimum position of the thermal sensors.

Piezoresistance is small compared to thermal effect in the temperature measurement. Moreover, sensors placed on the central mass are not subjected to piezoresistive effect. This is because of the rigidity of the central mass. However, the design could be optimized in order to use those resistors in a non actuated membrane as pressure sensors.

The thermal power decreases with the square of the inverted radius (3). This is due to the decrease of the perimeter of the circle when approaching the center of the membrane. Electrical field lines are increasingly concentrated when approaching the central mass. Thus, for the inner actuation, the temperature reached is higher than for the outer actuation.

Another reason is that the cold well which is the bulk silicon is more effective, as the inner actuation is further away, preventing the substrate temperature from rising. The thermal gradient being more effective than in the case of an outer actuation, the experimental deflection of the membrane is 4.5 times higher for the same electrical power (Figure 108).

5. Conclusion

The design and the standard CMOS fabrication of integrated temperature sensors within a thermal actuated membrane were carried out. A test bench was implemented for the characterization of the devices. Electrical characterization results are in good agreement with simulation results and the thermal profile of the membrane while actuating it. The temperature elevation of the reference sensors is due to the temperature elevation of the substrate caused by the thermal actuation. Stress and elongation have negligible effects on the detection, allowing the sensing of the temperature while actuating the membrane.

Sensors disturb the membrane deflection by creating a hotter region due to a reduced thickness of the membrane for electrical connections. This effect is driving a maximum error of 16% but can be neglected in the center of the membrane. Meanwhile, sensors allow to the temperature profile within the membrane to be determined. They can be used as temperature controllers, preventing the overheating of the membrane, or can be used as deflection controllers as the membrane is thermally actuated. For this purpose, a calibration of the deflection of the membrane versus the electrical power supply is needed.

Consequently, it is preferable to place a small number of sensors so as to reduce their disturbance on the heating of the membrane. It has to be noticed that for each type of actuation, the maximum temperature is reached at the center of the membrane. At this position, resistors are not subjected to piezoresistive effect. The optimum is to place one thermal sensor on the central mass to control temperature actuation. One thermal sensor on the substrate can act as a thermal reference.

The integration of a closed loop control is currently being studied to control the actuation using the signal given by the thermo-resistances. This way, the deflection of the membrane can be monitored.

The CMOS compatibility also creates opportunity to insert, for example, any other integrated circuits simply by changing the mask configuration, thus adding functionalities to the MEMS.

Future work will concentrate on the dynamic study of the membrane for a micropump demonstrator.

Acknowledgement

The authors would like to thank the PTA (Plateforme Technologique Ammont) of Grenoble for the technical support to this work, and the FUI FluMIn3 Minalogic for the partial financial support.

Bibliographie

- [1] Sautou, “Le silicone dans les dispositifs médicaux intérêts et risques,” in *Séminaires MAS, Lausanne, 26 septembre 2012*, 2012.
- [2] D. J. Laser and J. G. Santiago, “A review of micropumps,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, no. 6, pp. R35–R64, Jun. 2004.
- [3] A. Salette, “Développement de capteurs intégrés pour micropompes MEMS : applications biomédicales,” 2012.
- [4] LEEM, “Biomédicaments en France état des lieux 2011,” 2012.
- [5] MedXL, “Praxiject™ Saline prefilled syringes.” [Online]. Available: <http://www.medxl.com/3-prefilled-syringes-praxiject-saline.html>.
- [6] O. Mumford, “Auto-injecteurs.” [Online]. Available: <http://www.owenmumfordfrance.com/fr/content/1/314/auto-injecteurs.html>.
- [7] EVEON, “EVEON SAS.” [Online]. Available: <http://www.eveon.eu/index.php?lg=fr>.
- [8] BartelsMikrotechnik, “Bartels Mikrotechnik.” [Online]. Available: <http://www.bartels-mikrotechnik.de/index.php/mp6.html>.
- [9] BartelsMikrotechnik, “Micro Components.” [Online]. Available: <http://www.micro-components.com/>.
- [10] M. Richter, R. Linnemann, and P. Woais, “Robust design of gas and liquid micropumps,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 68, no. 1–3, pp. 480–486, Jun. 1998.
- [11] P. Woias, “Micropumps—past, progress and future prospects,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 105, no. 1, pp. 28–38, Feb. 2005.
- [12] O. Smal, “Etude de clapets passifs et de leur intégration dans une micro-pompe,” 2010.
- [13] F. M. Demer, “Ink jet printer,” U.S. Patent 3787884.

- [14] H. T. G. Van Lintel, F. C. M. Van de Pol, and W. Bouwstra, "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon," *Sensors and Actuators*, vol. 15, pp. 153–167, 1988.
- [15] M. Esashi and S. Shoji, "Normally closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer," *Sensors and Actuators*, vol. 20, no. 1–2, pp. 163–169, 1989.
- [16] J. Park and S. Yokota, "A piezoelectric micropump using resonance drive with high power density," *JSME International Journal Series C*, 2002.
- [17] M. Koch, N. Harris, R. Maas, A. Evans, N. White, and A. Brunnschweiler, "A novel micropump design with thick-film piezoelectric actuation," *Measurement Science and Technologie*, vol. 8, no. 1, p. 49, 1997.
- [18] M. Koch and A. Evans, "The dynamic micropump driven with a screen printed PZT actuator," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 8, no. 2, p. 119, 1998.
- [19] M. Koch, N. Harris, A. G. R. Evans, N. M. White, and A. Brunnschweiler, "A novel micromachined pump based on thick-film piezoelectric actuation," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 70, no. 1–2, pp. 98–103, Oct. 1998.
- [20] C. Schabmueller and M. Koch, "Self-aligning gas/liquid micropump," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 12, no. 4, p. 420, 2002.
- [21] A. B. Dobrucki and P. Pruchnicki, "Theory of piezoelectric axisymmetric bimorph," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 58, no. 3, pp. 203–212, Mar. 1997.
- [22] Y. H. Mu, N. P. Hung, and K. a. Ngoi, "Optimisation Design of a Piezoelectric Micropump," *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 15, no. 8, pp. 573–576, Jul. 1999.
- [23] B. Williams, "Micropump Design for optimum pressure/Flow Characteristics," *Proc. MEMS-3 ASME Int. Mech. Eng. Congr. Expo.*(, 2001.
- [24] D. Roberts, J. Steyn, and H. Li, "A high-frequency, high-stiffness piezoelectric micro-actuator for hydraulic applications," *Proc. Transducers' 01*, 2001.

- [25] A. Olsson, G. Stemme, and E. Stemme, "Diffuser-element design investigation for valve-less pumps," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 57, no. 2, pp. 137–143, Nov. 1996.
- [26] A. Olsson, P. Enoksson, and G. Stemme, "Micromachined flat-walled valveless diffuser pumps," *Systems, Journal of*, vol. 6, no. 2, pp. 161–166, 1997.
- [27] H. Li, D. Roberts, and J. Steyn, "A high frequency high flow rate piezoelectrically driven MEMS micropump," *Proc. IEEE Solid State*, 2000.
- [28] S. Böhm, W. Olthuis, and P. Bergveld, "A plastic micropump constructed with conventional techniques and materials," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 77, no. 3, pp. 223–228, 1999.
- [29] H. Ma, B. Hou, H. Wu, C. Lin, and J. Gao, "Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device," *Microsystem Technologies - Special issue on Design, Test, Integration and Packaging of MEMS/MOEMS, Stresa - Italy, 25 - 27 April 2007*, vol. 14, no. 7, pp. 1001–1007, 2008.
- [30] L.-S. Jang and Y.-C. Yu, "Peristaltic micropump system with piezoelectric actuators," *Microsystem Technologies*, vol. 14, no. 2, pp. 241–248, Aug. 2007.
- [31] a. Doll, M. Heinrichs, F. Goldschmidtboeing, H.-J. Schrag, U. T. Hopt, and P. Woias, "A high performance bidirectional micropump for a novel artificial sphincter system," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 130–131, pp. 445–453, Aug. 2006.
- [32] N. Nguyen, "A fully polymeric micropump with piezoelectric actuator," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 97, no. May 2003, pp. 137–143, 2004.
- [33] A. Olsson and G. Stemme, "A valve-less planar fluid pump with two pump chambers," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 47, no. 1, pp. 549–556, 1995.
- [34] K. Kamper, J. Dopfer, and W. Ehrfeld, "A self-filling low-cost membrane micropump," *Proceedings of MEMS '98*, 1998.
- [35] D. Maillefer and S. Gamper, "A high-performance silicon micropump for disposable drug delivery systems," *The 14th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, 2001. MEMS 2001.*, pp. 413–417, 2001.

- [36] R. Zengerle, S. Kluge, M. Richter, and A. Richter, "A bidirectional silicon micropump," in *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems 1995*, 1995, pp. 19–24.
- [37] T. Bourouina, "Design and simulation of an electrostatic micropump for drug-delivery applications," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 7, no. 3, p. 186, 1997.
- [38] O. Francais and I. Dufour, "Analytical static modelling and optimization of electrostatic micropumps," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 7, no. 3, p. 183, 1997.
- [39] O. Francais, "Dynamic simulation of an electrostatic micropump with pull-in and hysteresis phenomena," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 70, no. 1–2, pp. 56–60, 1998.
- [40] T. Bourouina, "Modeling micropumps with electrical equivalent networks," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 6, no. 4, p. 398, 1996.
- [41] C. Yamahata, F. Lacharme, Y. Burri, and M. A. M. Gijs, "A ball valve micropump in glass fabricated by powder blasting," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 110, no. 1, pp. 1–7, Sep. 2005.
- [42] Q. Gong, Z. Zhou, Y. Yang, and X. Wang, "Design, optimization and simulation on microelectromagnetic pump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 83, no. 1–3, pp. 200–207, May 2000.
- [43] C. Yamahata, C. Lotto, E. Al-Assaf, and M. a. M. Gijs, "A PMMA valveless micropump using electromagnetic actuation," *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 1, no. 3, pp. 197–207, Aug. 2004.
- [44] C. Yamahata and M. Chastellain, "Plastic micropump with ferrofluidic actuation," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 14, no. 1, pp. 96–102, 2005.
- [45] T. Pan, S. J. McDonald, E. M. Kai, and B. Ziaie, "A magnetically driven PDMS micropump with ball check-valves," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 15, no. 5, pp. 1021–1026, May 2005.

- [46] F. C. M. Van de Pol, H. T. G. Van Lintel, M. Elwenspoek, and J. H. J. Fluitman, "A thermopneumatic micropump based on micro-engineering techniques," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 21, no. 1–3, pp. 198–202, 1990.
- [47] M. Elwenspoek and T. Lammerink, "Towards integrated microliquid handling systems," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 4, pp. 227–245, 1994.
- [48] W. Schomburg, J. Vollmer, and B. Bustgens, "Microfluidic components in LIGA technique," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 4, no. 4, p. 186, 1994.
- [49] O. C. Jeong and S. S. Yang, "Fabrication and test of a thermopneumatic micropump with a corrugated p+ diaphragm," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 83, no. 1–3, pp. 249–255, May 2000.
- [50] M. Acero, J. Plaza, and J. Esteve, "Design of a modular micropump based on anodic bonding," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 7, no. 3, p. 179, 1997.
- [51] M. Carmona, S. Marco, and J. Samitier, "Dynamic simulations of micropumps," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 128, pp. 1–4, 1996.
- [52] J. a. Folta, N. F. Raley, and E. W. Hee, "Design, fabrication and testing of a miniature peristaltic membrane pump," *Technical Digest IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, pp. 186–189, 1992.
- [53] A. Wego, "A self-filling micropump based on PCB technology," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 88, no. May 2000, pp. 220–226, 2001.
- [54] W. Y. Sim, H. J. Yoon, O. C. Jeong, and S. S. Yang, "A phase-change type micropump with aluminum flap valves," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 13, no. 2, pp. 286–294, Mar. 2003.
- [55] R. Boden, M. Lehto, and U. Simu, "A polymeric paraffin micropump with active valves for high-pressure microfluidics," *The 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2005. Digest of Technical Papers. TRANSDUCERS '05.*, vol. 1, pp. 201–204, 2005.

- [56] C. Zhan, T. Lo, L. Liu, and T. Peihsin, "A silicon membrane micropump with integrated bimetallic actuator," *Chinese Journal of Electronics*, vol. 5, pp. 33–35, 1996.
- [57] J. Zou, X. Y. Ye, Z. Y. Zhou, and Y. Yang, "A novel thermally-actuated silicon micropump," in *1997 International Symposium on Micromechanics and Human Science (Cat. No.97TH8311)*, 1997, pp. 231–234.
- [58] W. L. Benard, H. Kahn, a. H. Heuer, and M. a. Huff, "A titanium-nickel shape-memory alloy actuated micropump," *Proceedings of International Solid State Sensors and Actuators Conference (Transducers '97)*, vol. 1, pp. 361–364, 1997.
- [59] S. Guo, K. Sugimoto, and T. Fukuda, "A new type of capsule medical micropump," *1999. Proceedings. 1999*, pp. 55–60, 1999.
- [60] S. Guo, T. Nakamura, and T. Fukuda, "Development of the micro pump using ICPF actuator," *Robotics and Automation*, no. April, pp. 266–271, 1997.
- [61] S. Guo, T. Nakamura, and T. Fukuda, "Design and experiments of micro pump using ICPF actuator," *Micro Machine and Human Science*, pp. 235–240, 1996.
- [62] W. C. Young and R. G. Budynas, *Roark's Formulas for Stress and Strain*. McGraw-Hill Professional, 2001, p. 832.
- [63] T. C. Yih, C. Wei, and B. Hammad, "Modeling and characterization of a nanoliter drug-delivery MEMS micropump with circular bossed membrane," *Nanomedicine : nanotechnology, biology, and medicine*, vol. 1, no. 2, pp. 164–75, Jun. 2005.
- [64] Comsol, "Material library." [Online]. Available: <http://www.comsol.com/products/material-library/>.
- [65] K. E. Petersen, "Silicon as a mechanical material," *Proceedings of the IEEE*, vol. 70, no. 5, pp. 420–457, 1982.
- [66] K. Turner, "An Evaluation of Critical Issues for Microhydraulic Transducers: Silicon Wafer Bonding, Strenght of Silicon on Insulator Membranes and Gold-Tin Solder Bonding," 2001.

- [67] S. M. Hu, "Critical stress in silicon brittle fracture, and effect of ion implantation and other surface treatments," *Journal of Applied Physics*, vol. 53, no. 5, p. 3576, 1982.
- [68] H.-J. Lee, C.-H. Han, and C.-K. Kim, "Heavily boron-doped silicon membranes with enhanced mechanical properties for x-ray mask substrate," *Applied Physics Letters*, vol. 65, no. 11, p. 1385, 1994.
- [69] C.-Y. Chia, *Nonlinear Analysis of Plates*. McGraw-Hill Inc., US, 1980, p. 436.
- [70] Wikipedia, "Optimisation (mathématiques)." [Online]. Available: [http://fr.wikipedia.org/wiki/Optimisation_\(mathématiques\)](http://fr.wikipedia.org/wiki/Optimisation_(mathématiques)).
- [71] P. E. Gill, W. Murray, and M. A. Saunders, "User's Guide for SNOPT Version 7: Software for Large-Scale Nonlinear Programming," pp. 1–116, 2008.
- [72] Wikipedia, "Etching (microfabrication)." [Online]. Available: [http://en.wikipedia.org/wiki/Etching_\(microfabrication\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Etching_(microfabrication)).
- [73] G. K. Celler and S. Cristoloveanu, "Frontiers of silicon-on-insulator," *Journal of Applied Physics*, vol. 93, no. 9, p. 4955, 2003.
- [74] H. Jerman, "Electrically-activated, micromachined diaphragm valves," in *Solid-State Sensor and Actuator Workshop, 1990. 4th Technical Digest., IEEE*, 1990, pp. 65–69.
- [75] H. Jerman, "Electrically-activated, normally-closed diaphragm valves," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 4, p. 210, 1994.
- [76] S. Timoshenko, "Analysis of bi-metal thermostats," *J. Opt. Soc. Am*, vol. 11, no. 3, pp. 233–255, 1925.
- [77] R. Lefevre, a Salette, C. Agraffeil, J. Guillen, C. Déhan, P. Morfouli, and L. Montès, "Numerical study of bimetallic actuated micro-membrane with large deformations," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 23, no. 1, p. 015011, Jan. 2013.
- [78] A. Salette, R. Lefevre, C. Agraffeil, J. Guillen, C. Déhan, P. Morfouli, and L. Montès, "Thermal sensors cointegrated within a MEMS thermally actuated ultrathin membrane," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 22, no. 6, p. 065029, Jun. 2012.

- [79] CedratTechnologies, “Actionneurs Piézoélectriques Amplifiés.” [Online]. Available: http://www.cedrat-technologies.com/index.php?id=593&L=1&no_cache=1.
- [80] “Selection Guide for piezo actuators.” [Online]. Available: http://www.cedrat-technologies.com/fileadmin/user_upload/cedrat_groupe/Mechatronic_products/Piezo_actuators_electronics/APAs/Amplified_Piezoelectric_Actuators.pdf.
- [81] F. Goldschmidtböing and A. Doll, “A generic analytical model for micro-diaphragm pumps with active valves,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 15, no. 4, p. 673, 2005.
- [82] “Catalogue Cedrat Technologie.” [Online]. Available: http://www.cedrat-technologies.com/download/CEDRAT_TEC_Catalogue.pdf.
- [83] A. Salette, R. Lefevre, C. Déhan, P. Morfouli, and L. Montès, “A New Method to Extract Piezoresistive Coefficients in Polysilicon Through Gauges Placed on a MEMS Membrane,” in *Procedia Engineering*, 2012, vol. 47, pp. 426–429.
- [84] C. Smith, “Piezoresistance effect in germanium and silicon,” *Physical review*, vol. 94, no. 1, pp. 42–49, 1954.
- [85] J. M. Berg, R. Anderson, M. Anaya, B. Lahlouh, M. Holtz, and T. Dallas, “A two-stage discrete peristaltic micropump,” *Sensors and Actuators A*, vol. 104, pp. 6–10, 2003.
- [86] W. Riethmüller and W. Benecke, “Thermally excited silicon microactuators,” *Electron Devices, IEEE*, vol. 35, no. 6, pp. 758–763, 1988.
- [87] Y. Yue, Z. Zhaoying, and Y. Xiongying, “A thermally actuated micropump,” in *8th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators and Eurosensors IX*, 1995.
- [88] Y. Yue, Z. Zhaoying, Y. Xiongying, and J. Xiaoning, “A bimetallic thermally actuated micropump,” *American Society of Mechanical Engineers*, vol. 59, pp. 351–354, 1996.
- [89] M. Lapisa, G. Stemme, and F. Niklaus, “Wafer-Level Heterogeneous Integration for MOEMS, MEMS, and NEMS,” *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 17, no. 3, pp. 629–644, May 2011.

- [90] C. Lee, C. Peng, and K. Chiang, "Packaging effect investigation of CMOS compatible pressure sensor using flip chip and flex circuit board technologies," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 126, no. 1, pp. 48–55, Jan. 2006.
- [91] E. Mattmann, "Pressure sensor with membrane and measuring elements arranged on the membrane," U.S. Patent US 7,043,995 B2May-2006.
- [92] F. Mayer, M. R. Hornung, and R. S. Vanna, "Flow sensor," U.S. Patent US 6,813,944 B2Oct-2004.
- [93] C. Hsu and W. Hsu, "A two-way membrane-type micro-actuator with continuous deflections," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 10, p. 387, 2000.
- [94] R. Puers and A. Cozma, "On the mechanisms in thermally actuated composite diaphragms," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 67, pp. 13–17, 1998.
- [95] N. Szita, "A micropipettor with integrated sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 89, no. 1–2, pp. 112–118, Mar. 2001.
- [96] M. Kimura, "Thermistor-like pn junction temperature-sensor with variable sensitivity and its combination with a micro-air-bridge heater," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 108, no. 1–3, pp. 239–243, Nov. 2003.
- [97] J. Robadey, O. Paul, and H. Baltes, "Two-dimensional integrated gas flow sensors by CMOS IC technology," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 5, no. 3, pp. 243–250, Sep. 1995.
- [98] S. Roh, Y. Choi, and S. Kim, "Sensitivity enhancement of a silicon micro-machined thermal flow sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 128, no. 1, pp. 1–6, Mar. 2006.
- [99] B. Bercu, L. Montès, and P. Morfouli, "SOI built-in heat spreader with temperature and pressure integrated sensors for cooling optimization and in situ monitoring," *Materials Science & Engineering B*, vol. 176, no. 4, pp. 305–310, 2011.
- [100] M. D. Ker, T. Y. Chen, T. H. Wang, and C. Y. Wu, "On-chip ESD protection design by using polysilicon diodes in CMOS process," *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, vol. 36, no. 4, pp. 676–686, 2001.

- [101] S. J. Ashtiani, P. Servati, D. Striakhilev, and A. Nathan, "A 3-TFT current-programmed pixel circuit for AMOLEDs," *Electron Devices, IEEE Transactions on*, vol. 52, no. 7, pp. 1514–1518, 2005.
- [102] J. H. Lee, W. J. Nam, B. K. Kim, H. S. Choi, Y. M. Ha, and M. K. Han, "A new poly-Si TFT current-mirror pixel for active matrix organic light emitting diode," *Electron Device Letters, IEEE*, vol. 27, no. 10, pp. 830–833, 2006.
- [103] W. C. Young, *Roark's Formulas for Stress and Strain*. McGraw-Hill (Tx), 1989, p. 736.