



Développement de capteurs intégrés pour micropompes MEMS : applications biomédicales

Arnaud Salette

► **To cite this version:**

Arnaud Salette. Développement de capteurs intégrés pour micropompes MEMS : applications biomédicales. Autre. Université Grenoble Alpes, 2012. Français. <NNT : 2012GRENT105>. <tel-00952312>

HAL Id: tel-00952312

<https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00952312>

Submitted on 26 Feb 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 (NENT)**

Arrêté ministériel : 7 août 2006

Présentée par

Arnaud SALETTE

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

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

Développement de capteurs intégrés pour micropompes MEMS : applications biomédicales

Thèse soutenue publiquement le **26 Novembre 2012**,
devant le jury composé de :

M. Fabrizio Pirri

Professeur à l'école Polytechnique de Turin

M. Vincent SENEZ

Directeur de recherche CNRS, Professeur à l'ISEN, Rapporteur

Mme. Isabelle DUFOUR

Professeur des Universités de Bordeaux 1, Rapporteur

M. Stéphane RENARD

Dirigeant de Tronics Microsystems, à Grenoble

Mme. Panagiota MORFOULI

Professeur des Universités de Grenoble INP, Directrice de thèse

M. Laurent MONTES

Maître de conférence à Grenoble INP, Co-encadrant

M. Christophe Déhan

Directeur Recherche et Développement chez Eveon, à Montbonnot

M. Eric Colinet

Co-fondateur d'APIX, à Grenoble



Remerciements

J'aimerais commencer par remercier les personnes qui m'ont aidées techniquement ou tout simplement soutenues dans l'élaboration de ce manuscrit de thèse.

Je remercie tout d'abord chacun des membres de mon jury de thèse d'avoir accepté de consacrer du temps à l'examen de mes travaux de recherche.

Des pensées particulières vont à Rémy, collègue d'exception et personne en or avec qui j'ai travaillé au quotidien. Ce fût un pilier essentiel pour la réussite du projet de part son discernement et son ingéniosité.

Je tenais à adresser toute ma reconnaissance à mes encadrants de thèse Laurent Montès, Panagiota Morfouli et Christophe Déhan pour leur aide précieuse durant ces trois années.

J'ai eu la chance de côtoyer les membres du laboratoire. Je les remercie tous chaleureusement. En particulier je remercie Jérémie, Claire, Loïc et David qui ont eu su apporter rigueur, efficacité et joie de vivre dans le développement de la micropompe, Xavier et Martine pour leurs coups de pouce si précieux en salle de carac ou en salle blanche, sans oublier mes collègues du bureau A233, Anne-Laure, Guillaume, Hamza, Amélie, Mink-you pour leur bonne humeur quotidienne.

Je remercie également mes collègues d'Eveon avec qui j'ai connu le développement d'une start-up dans l'ambitieux domaine des dispositifs biomédicaux.

A mes amis, je voudrais exprimer l'importance capitale qu'ils ont dans ma vie, pour les moments extra-professionnels que j'ai partagés avec eux et qui fondent l'équilibre quotidien. Qu'ils soient à Grenoble, Bordeaux, Toulouse, Paris, en Suisse, en Allemagne, au Canada ou dans n'importe quel pays, ils seront toujours dans mes pensées.

Mes derniers mots viendront à toute ma famille si chère à mon cœur. Patricia et guy, toujours de bons conseils et d'une vision du monde incomparable. Ils ont donné les bases de ce que je suis aujourd'hui. Florian, sincère, ingénieux, droit, drôle, fou, tu auras toujours une place énorme dans ma vie. Vinciane, merci de si bien m'accompagner chaque jour.

Table des matières

Contexte, problématique et Objectifs	6
Chapitre 1. Etat de l'art et choix technologiques.....	20
1.1 Etat de l'art des capteurs et choix technologiques.....	20
1.1.1 Les principales caractéristiques des capteurs.....	20
1.1.2 Les capteurs de température.....	21
1.1.3 Les capteurs de contraintes	27
1.1.4 Les débitmètres	29
1.1.5 Bilan des choix technologiques	35
1.2 Conclusion.....	35
Chapitre 2. Capteurs de contraintes	37
2.1 Conception des capteurs de contrainte piezorésistifs	37
2.1.1 L'actionnement piezoélectrique externe	37
2.1.2 Etude théorique des piezorésistances.....	37
2.1.3 Modélisation par éléments finis (FEM)	40
2.1.4 Conclusion	50
2.2 Intégration des piezorésistances	54
2.2.1 Fabrication de la membrane.....	54
2.2.2 Fabrication des capteurs intégrés	55
2.2.3 Structure des capteurs de contraintes intégrés	56
2.2.4 Méthode de détermination des coefficients piezorésistifs	56
2.3 Profil de contrainte sur membrane actionnée	58
2.3.1 Caractérisations en pression.....	58
2.3.2 Caractérisation en force	61
2.3.3 Perspectives de mesure	65
2.4 Conclusion générale	67
Chapitre 3. Capteurs de température.....	69
3.1 Co-Intégration des capteurs et de l'actionneur thermique.....	69
3.1.1 Principe d'actionnement et de détection thermique de la membrane	69

3.1.2 Etude des capteurs de température.....	70
3.1.3 Conclusion	74
3.2 Co-fabrication de l'actionneur et des capteurs thermiques	75
3.3 Profil de température de la membrane lors de l'actionnement.....	78
3.3.1 Influence de la piezorésistance	78
3.3.2 Mesure de température.....	82
3.3.3 Conclusion sur les mesures	85
3.4 Conclusion générale	86
Chapitre 4. Débitmètre.....	87
4.1 Etude du débitmètre à fil chaud.....	87
4.1.1 Conduction thermique du substrat	88
4.1.2 Incertitude de mesure	91
4.1.3 Simulations temporelles de la détection	92
4.2 Co-intégration électronique et fluïdique.....	97
4.2.1 Fabrication de canaux microfluidiques.....	97
4.2.2 Fabrication du débitmètre – Semiconducteur sur verre	99
4.2.3 Scellement du canal microfluidique.....	101
4.2.4 Bilan de la fabrication des débitmètres.....	101
4.3 Mesure de débit	101
4.3.1 Banc de test	101
4.3.2 Circuit électronique.....	103
4.3.3 Caractérisation	106
4.3.4 Conclusion et perspectives.....	115
4.4 Conclusion générale	118
Bilan et perspectives.....	119
Glossaire.....	124

Contexte, problématique et Objectifs

Les micropompes s'intègrent de plus en plus dans un contexte pharmaceutique important, dans le cadre de dispositifs médicaux d'injection. Ce contexte est décrit dans la section suivante.

1. Contexte pharmaceutique

***L'industrie pharmaceutique** est le secteur économique qui englobe le développement, la fabrication, la validation et la commercialisation de médicaments et de dispositifs d'administration à destination humaine ou animale.*

L'industrie pharmaceutique est un marché important notamment grâce aux dépenses de santé dans les pays développés. Le budget alloué pour la santé y est important et correspond à une plage entre 15% et 20% du *Produit Intérieur Brut* (PIB) pour les pays tels que les Etats-Unis, le Japon ou ceux de l'Europe occidentale.

Le secteur de l'industrie pharmaceutique est en plein essor. Sur le plan mondial, la demande de nouveaux médicaments est en forte croissance, principalement grâce aux progrès de la médecine moderne conduisant à l'amélioration de la qualité de vie.

Le premier facteur de croissance provient des **progrès thérapeutiques**, en particulier dans le domaine de l'oncologie ainsi que dans le traitement des maladies infectieuses et des maladies rares. Ces progrès proviennent de l'innovation dans les nouvelles substances, les nouvelles formes galéniques et les nouvelles méthodes de traitement. Par ailleurs, **l'augmentation du nombre de maladies de longue durée** telles que le diabète ou le dérèglement de la production d'hormones de croissance favorisent le développement de traitements récurrents.

L'allongement de l'espérance de vie représente un troisième facteur de croissance important. Selon l'*Institut National d'Etudes Démographiques* (INED), la part des personnes âgées de plus de 65 ans, grandes consommatrices de soins de santé, devrait passer de 16% à 26% en Europe d'ici à 2040.

L'émergence des pays en développement est un facteur de croissance de l'industrie pharmaceutique effectif sur le long terme. L'augmentation de la demande de services de santé dans les grandes puissances émergentes pourra constituer à terme un marché supplémentaire d'importance. Cependant, leur consommation pharmaceutique actuelle est bien inférieure à celle des pays développés (en 2008, les dépenses pharmaceutiques par habitant atteignaient 20 dollars dans les grandes puissances émergentes contre 500 dollars en Europe et 1000 dollars aux Etats-Unis).

L'achat de médicaments ne constitue pas la seule source de dépense et viennent s'ajouter les soins hospitaliers, les indemnités journalières ou les allocations personnalisées d'autonomie. La tendance est au traitement à domicile, à la promotion des médicaments

génériques et à l'auto-administration ce qui permet de reculer le moment de la prise en charge du patient par les soins hospitaliers. Afin de réduire les coûts, une méthode plus préventive que curative est peu à peu adoptée.

Cette croissance de l'industrie pharmaceutique combinée à un désir de réduire les dépenses de santé ont donné naissance à une floraison de *Dispositifs Médicaux* (DM).

***Un dispositif médical** est un instrument, appareil, équipement ou encore un logiciel destiné, par son fabricant, à être utilisé chez l'homme à des fins, notamment, de diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement, d'atténuation d'une maladie ou d'une blessure.*

Les DM peuvent tout aussi bien être un cathéter qu'un pansement mais aussi un pacemaker ou une seringue. Ils sont classés par catégories d'exigences différentes. Une branche particulière, les *Dispositifs Médicaux d'Injection* (DMI) est poussée par un marché des médicaments injectables en forte croissance (environ 12% en 2011). Cette croissance est favorisée par l'augmentation des protéines médicamenteuses qui sont généralement uniquement injectables.

Bien que représentant 70% du marché des DMI, les seringues classiques ne sont pas adaptées à cette nouvelle demande. Les pistons utilisés sont enduits d'huile de silicone qui peut avoir des effets néfastes sur les molécules lors du stockage (telle que la coagulation des protéines médicamenteuses). Par ailleurs, le volume de médicament restant dans les DMI standards après injection (appelé volume mort) constitue une perte de produit trop importante (de 50 à 150 μ L). Les petites doses délivrées sont peu maîtrisées dans certains cas. De plus, les manipulations des aiguilles sont sources de dangers de contamination. Ainsi, 30% des personnes hospitalisées sont porteuses de germes contaminants et 1% à 5% du personnel hospitalier est contaminé.

2. Tendances face aux nouvelles molécules

Les nouvelles molécules poussent l'innovation sur l'injection. Mais ce n'est pas le seul facteur. Les problèmes de contamination ont engendré le développement de systèmes pour protéger les aiguilles et ainsi pour limiter les risques d'accidents. De nombreux dispositifs sont également développés afin d'améliorer la qualité des injections ou l'ergonomie pour les patients pour améliorer l'adhérence au traitement.

Pour analyser les nouvelles tendances des DMI, il faut s'intéresser aux types de contenant médicamenteux. Il en existe deux grandes familles illustrées sur la Figure 1.

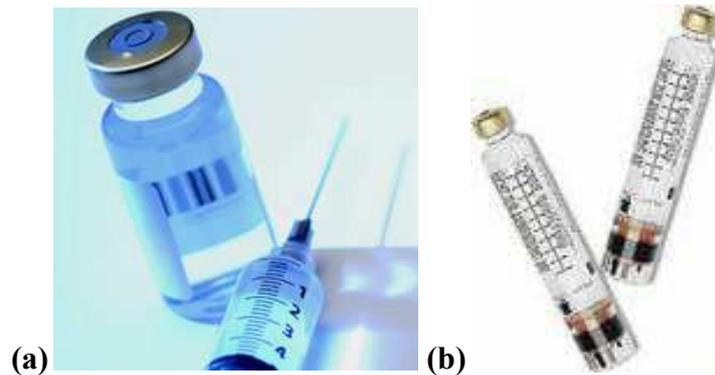


Figure 1 : Les différents types de contenants médicamenteux existant.
 (a) le vial, (b) la cartouche.

Le vial, Figure 1(a), est un flacon en verre contenant le médicament sous forme liquide ou solide. Il est fermé par un septum, membrane en élastomère, qui rend le flacon étanche même après pénétration de l'aiguille. Ces contenants sont principalement utilisés pour des dispositifs à injection de dose unique (appelés dispositifs monodoses) comme les seringues.

La cartouche, Figure 1(b), est un tube de verre terminé d'un côté par un septum, et de l'autre par un piston. Par rapport à un vial, la cartouche a l'avantage de pouvoir être utilisée avec un dispositif de type pousse seringue. Ils sont généralement utilisés dans des dispositifs à injection de doses multiples (appelés dispositifs multidoses) comme les stylos injecteurs.

2.1. Innovations sur les DMI

Les DMI utilisent ces contenants primaires afin d'améliorer les caractéristiques des seringues traditionnelles. Ainsi, les problèmes de volume mort, de précision de dosage, de sécurité ou de réglage de la dose sont pris en compte par les nouveaux dispositifs mis sur le marché.

L'utilisation de **seringues pré-remplies** dites *Pre-Filled Seringues* (PFS), permet d'améliorer la précision de la dose injectée. Les seringues sont remplies préalablement par le laboratoire pharmaceutique et sont dédiées à l'injection monodose. Un volume calibré et contenu dans la seringue est injecté en une seule fois. La dose est de ce fait prédéfinie par le laboratoire et non plus par le praticien procédant à l'injection. Le dosage est donc plus répétable et plus précis. Ces dispositifs permettent de supprimer l'étape de transfert de médicament d'un vial vers une seringue classique ce qui permet de réduire les accidents. Cependant, l'aiguille est toujours externe et visible par l'opérateur qui risque de se piquer accidentellement. Le piston n'est pas non plus éliminé par cette solution.

Les **auto-injecteurs** sont des boîtiers dans lesquels sont insérés des seringues pré-remplies. Ils sont constitués d'un ressort venant faire pression sur le piston de la seringue en la vidant de son contenu. Ce sont donc des dispositifs à usage unique. La pression de la seringue sur la peau du patient déploie l'aiguille non visible avant injection et protégée par un capuchon après injection, permettant ainsi d'augmenter la sécurité des injections. Les meilleurs permettent aussi l'auto-rétractation de l'aiguille.

A la différence des auto-injecteurs, les **stylos injecteurs** possèdent une cartouche généralement interchangeable. Les stylos sont des dispositifs multidoses. Ils possèdent souvent un dispositif de réglage de la dose désirée. Ce genre de dispositifs est couramment utilisé en diabétologie car les doses d'insuline à délivrer dépendent de la glycémie du patient. Il est possible d'injecter plusieurs doses de médicament jusqu'à épuisement de la cartouche, tout en réglant le volume à injecter. Un capuchon permet de protéger l'aiguille après injection. Ces dispositifs multidoses peuvent être jetables ou réutilisables.

Il n'existe qu'un seul **stylo injecteur électromécanique** sur le marché, l'Easypod. Il est destiné aux personnes ayant un déficit d'hormone de croissance. Les injections d'hormone de croissance se pratiquent en sous-cutané. Le dispositif permet de régler électroniquement la dose désirée ainsi que la profondeur de pénétration de l'aiguille. Sa mémoire électronique peut être utilisée comme feuille de route afin de contrôler l'observance du patient. Un mécanisme motorisé vient enfoncer le piston d'une cartouche. En fin d'injection, l'aiguille se rétracte dans le boîtier pour éviter les accidents. Le changement d'aiguille pour effectuer des injections multiples est assisté par un mécanisme motorisé.

2.2. Bilan des DMI existants

Les dispositifs existant permettent de résoudre certains problèmes liés à l'injection. Ainsi, les problèmes de volume mort, de contrôle de la dose, et de sécurisation vis-à-vis de l'aiguille sont présentés. Les différentes caractéristiques des dispositifs d'injection sont récapitulées dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Récapitulatif des avantages des Dispositifs Médicaux d'Injection.

Type de DMI	Faible volume mort	Dosage précis	Sécurisé	Dose réglable	Piston + silicone
Seringue standard	Non	Non	Non	Oui	Oui
Seringue pré-remplie	Non	Oui	Non	Non	Oui
Auto-injecteur	Non	Oui	Oui	Non	Oui
Stylo injecteur	Non	Oui	Oui	Oui	Oui
DMI automatisé	Non	Oui	Oui	Oui	Non

Cependant, aucun d'entre eux ne s'affranchit de piston. Ils nécessitent soit une seringue, soit une cartouche, contenant un piston. Or, l'huile de silicone utilisée pour lubrifier le piston peut avoir des effets néfastes sur les molécules médicamenteuses lors de leur stockage.

Une des voies d'amélioration de ces dispositifs est l'implémentation d'un DMI sans piston et utilisant un vial ou une cartouche, ne contenant pas d'huile de silicone. Les problèmes rencontrés dans les dispositifs existants incitent les fabricant de DMI à trouver de nouvelles solutions.

3. Vers une injection MEMS

Eveon [1], jeune start-up dans le monde des dispositifs médicaux d'injection, a l'ambition de réaliser un DMI sécurisé, automatisé et facile d'utilisation. Après deux années

d'expérience, l'entreprise Eveon s'est entourée de partenaires tels que le laboratoire IMEP-LAHC, le CEA-LETI et le groupe Cedrat Technologies autour d'un projet financé par les Fonds Uniques Interministériels (FUI) labélisé par le pôle de compétitivité Minalogic. Ce projet nommé FluMIn³ (Fluidique MEMS Intégrée pour l'Injection Intelligente) a pour but de mettre au point une nouvelle génération de dispositifs d'injection de médicaments.

3.1. Le DMI automatisé d'Eveon

Le moustique possède beaucoup de similitudes avec le DMI désiré ce qui en fait un sujet d'étude intéressant (Figure 2).

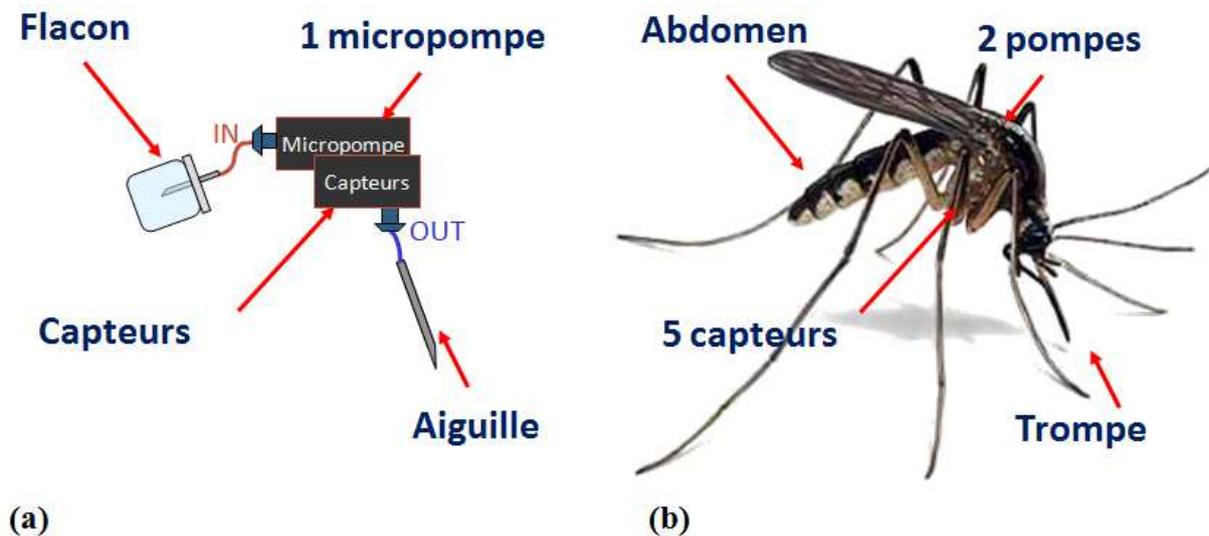


Figure 2 : Mise en parallèle des propriétés de la micropompe DMI (a) et des propriétés du moustique (b).

Le moustique anthropophile détecte ses victimes grâce à des capteurs de dioxyde de carbone (expiré lors de la respiration), des capteurs de sébum (substance sécrétée par la peau), ou des capteurs d'odeurs (comme l'ammoniac ou l'acide lactique contenus dans la sueur ou l'haleine). Une fois sa proie choisie, il introduit sa trompe à travers la peau jusqu'à un capillaire sanguin. Une première pompe introduit de la salive anesthésiante et anticoagulante afin d'extraire plus facilement le sang. Une seconde pompe aspire le sang et le stocke dans son abdomen. Le prélèvement sanguin dure de 1 à 2 minutes et le volume varie de 4 à 10 μ L. Le DMI est un dispositif bio-inspiré possédant des capteurs, une micropompe, un flacon et une aiguille. Les capteurs intégrés seront des capteurs de température, de contrainte et de débit permettant un contrôle des paramètres clés du dispositif.

Le dispositif visé dans un premier temps est un DMI monodose, miniaturisé, automatique et adapté à tout type d'injection, qu'elle soit intradermique, sous-cutanée ou intramusculaire. Il regroupe une série d'objectifs le différenciant des DMI existants :

- Une injection automatique et sans piston qui standardise le geste du patient.
- Une injection précise à quelques microlitres et un volume mort divisé par 4 par rapport aux systèmes actuels grâce à une architecture innovante.

- Une intégration des composants électroniques et fluidiques qui garantit la miniaturisation du dispositif et réduit son encombrement pour une préhension simple.
- Le pilotage de la descente de l'aiguille asservi à des capteurs de tissu humain pour garantir l'injection au bon endroit, dans le bon sens, dans le bon tissu avec une sécurité maximum puisque l'aiguille n'est accessible ni avant, ni pendant, ni après l'injection
- Un coût et des procédés de fabrication compatibles avec une production en grande série.

Pour cela, Eveon souhaite innover avec un dispositif électro-fluidico-mécanique, capable de s'adapter aux contenants de médicament standards. Ce dispositif est présenté schématiquement sur la Figure 3.

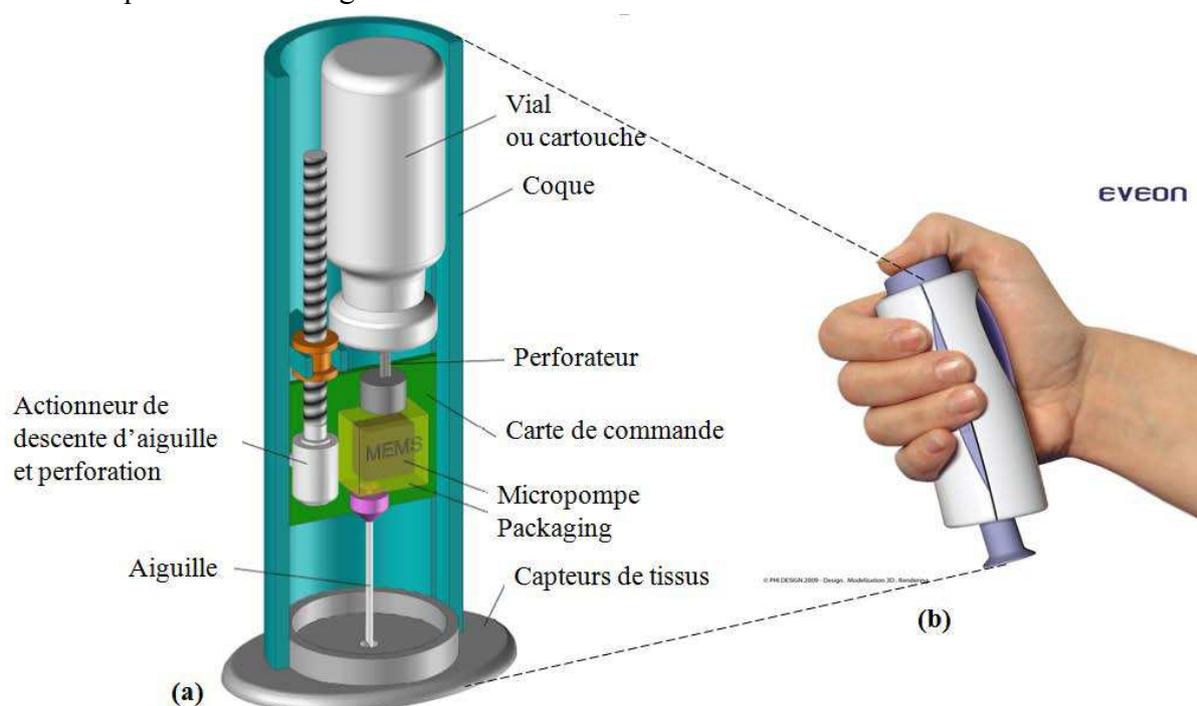


Figure 3 : Dispositif projeté par Eveon.
 (a) Schéma éclaté du DMI faisant l'objet du projet FluMin³.
 (b) Prise en main du dispositif automatisé.

Il permet à la fois la perforation du septum du contenant et la perforation de la peau. Des capteurs de détection de peau permettent d'identifier la présence du patient avant l'entrée de l'aiguille dans la peau. L'aiguille n'est jamais visible, ce qui augmente le confort du patient et réduit considérablement les risques de contamination liés aux manipulations.

Créer un nouveau contenant de médicament induirait des coûts très importants (chiffré en millions d'euros). Ainsi, le DMI doit être adapté aux deux types de contenant existants sur le marché, c'est-à-dire au vial et à la cartouche.

C'est l'augmentation des besoins en administration par injection qui a motivé le développement d'une technologie adaptée à l'injection de type « bolus », c'est-à-dire

l'injection en une seule fois d'un volume de médicament d'environ 1mL. La micropompe à réaliser s'inscrit donc dans un système d'injection dont les caractéristiques principales sont synthétisées dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Spécifications liées à l'injection de biomédicaments.

Paramètres	Valeurs visées	Commentaires
Dose à injecter [mL]	[0.01 ; 1]	Réduire la toxicité et le coût d'injection
Débit [mL/min] à 3bars	[1 ; 6]	Temps d'injection d'environ 10s pour 1mL
Volume mort [µL]	< 50	Peu de perte de liquide
Consommation [W]	< 1	Portabilité - Autonomie
Stérilisable	OUI	Biocompatibilité

Ces spécifications recouvrent une grande partie de la plage des injections. Les doses sont liées aux débits par le temps nécessaire à l'injection d'environ 10 secondes, valeur acceptable par la majorité des patients. Les pertes de charge au travers de l'aiguille induisent des pressions amont pouvant aller jusqu'à quelques bars. De plus, le volume mort, restant dans le dispositif en fin d'injection, doit être réduit au maximum. La valeur prise de l'ordre de 50 µL est dans l'état de l'art des DMI existants (PFS). Pour des soucis d'autonomie énergétique, la consommation électrique du dispositif final ne doit pas excéder 1W.

3.2. Une micropompe MEMS à membrane

Les micropompes à membrane sont capables de résoudre les problèmes liés à l'utilisation des pistons. Le débattement de la membrane forme une cavité à volume variable qui détermine la cylindrée de la pompe (Figure 4).

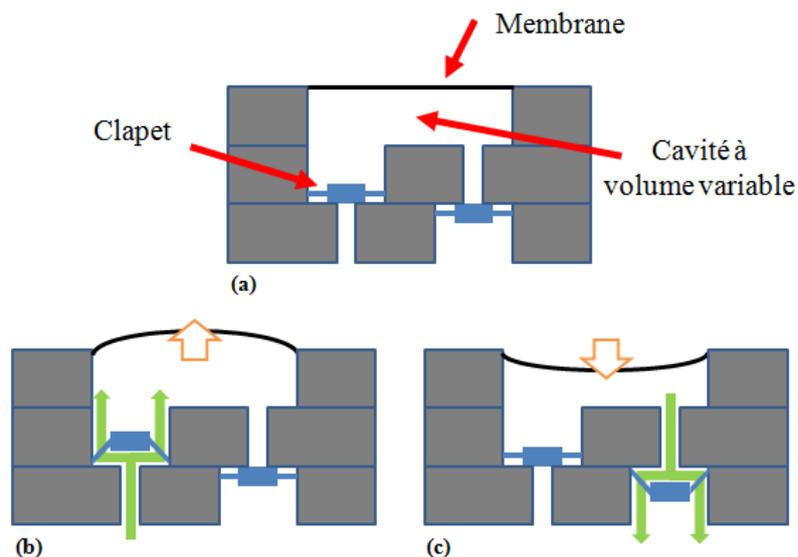


Figure 4 : Schéma de principe d'une micropompe à membrane.
(a) Membrane au repos. (b) Aspiration de liquide. (c) Refoulement de liquide.

Le piston est donc éliminé, supprimant ainsi les interactions entre le médicament et tout lubrifiant. Des clapets d'entrée et de sortie dirigent le liquide dans le sens désiré.

Le débit d'une pompe à membrane, contrairement à une pompe à piston, dépend fortement de la pression de sortie. En effet, la membrane doit être flexible pour utiliser un

minimum de force pour la déformer. Cependant, plus une membrane est flexible, plus sa cylindrée est impactée par la pression qu'elle subie (en raison de sa déformation du second ordre). Afin de rendre la dose délivrée indépendante de la pression de service, il est important d'en contrôler le débit de sortie.

Une membrane MEMS¹ en silicium est utilisée pour réaliser la cavité à volume variable et sont réalisées par des procédés CMOS. Les filières CMOS sont de plus en plus complétées par l'addition de nouvelles fonctionnalités, par exemple pour des applications microfluidiques. Par ailleurs, les membranes sont devenues de plus en plus utilisées dans les MEMS pour les applications de détection en raison de leur déplacement hors-plan ou de la possibilité d'ajouter des nouvelles fonctionnalités aux circuits électroniques. L'intérêt de capteurs microélectroniques se situe principalement dans leurs miniaturisations ainsi que dans les techniques de fabrication collective qui favorisent des coûts de production très réduits. La microfabrication permet d'obtenir un grand nombre de dispositifs occupant de faibles surfaces et ayant des propriétés électriques maîtrisées et reproductibles.

L'intégration de capteurs au sein de membranes actionnées peut ainsi apporter une valeur ajoutée dans le contrôle de ces membranes pour un coût incrémental mineur. Le silicium, matériau semi-conducteur, est très utilisé dans la fabrication de capteurs microélectroniques (tels que des capteurs de contraintes ou de température) car il possède de bonnes propriétés piezorésistives et thermiques.

Une micropompe MEMS à membrane dispose d'avantages intéressants de par sa compacité et sa précision. Les volumes morts sont réduits grâce aux dimensions micrométriques des canaux de la micropompe, diminuant ainsi les pertes de médicaments. La biocompatibilité est maîtrisée à l'aide de matériaux utilisés dans les techniques standard de microfabrication tels que le silicium ou l'oxyde de silicium considérés comme inertes pour les médicaments.

Les MEMS, en tant que Dispositifs Médicaux d'Injection, sont encore en phase de développement. Actuellement, une seule société (Debiotech) en partenariat avec un grand fondeur (ST Microelectronics) propose une micropompe MEMS réalisée en verre et en silicium. Cependant, ils sont uniquement dédiés à l'infusion de médicaments. Ils permettent donc de délivrer de petites quantités de liquide en continu afin d'éviter au patient de se faire des injections régulièrement. C'est un premier pas vers les dispositifs autonomes et implantables.

Cependant, il n'existe pas à ce jour de MEMS pour l'injection « bolus » (injection en une seule fois d'un volume de médicament d'environ 1mL).

4. Les briques technologiques

Le projet FluMI³ a pour objectif de développer une membrane, un actionneur et des capteurs intégrés pour une micropompe MEMS afin de concevoir un DMI automatique

¹ Les MEMS (*MicroElectroMechanical System*) sont des microsystèmes électromécaniques.

répondant aux spécifications d'Eveon. Cette thèse se consacre à la conception, la fabrication et la caractérisation des capteurs nécessaires à la réalisation de ces objectifs.

L'étude de la membrane et de son actionnement a fait l'objet d'une thèse qui s'est déroulée en parallèle de celle-ci. Cette étude a pour but la conception, l'optimisation, la fabrication et la caractérisation de la membrane pour une micropompe MEMS. Un travail collaboratif a donc été mis en place afin de coordonner le projet de micropompe à membrane avec le travail sur les capteurs intégrés.

4.1. La membrane MEMS

Une vue en coupe des différentes étapes de fabrication de la membrane MEMS proposée est présentée sur la Figure 5.

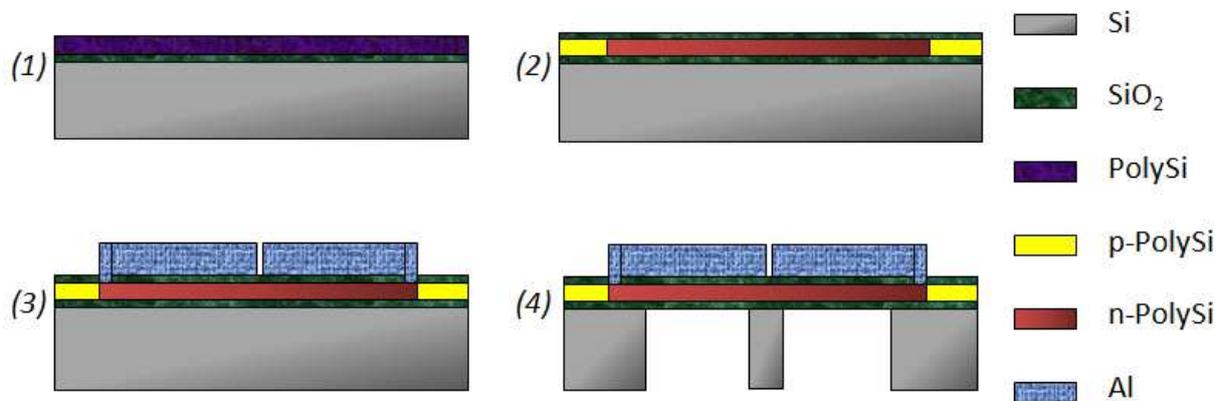


Figure 5 : Vue en coupe du procédé de fabrication de la membrane MEMS.

- (1) Oxydation du substrat et dépôt par LPCVD de polysilicium
- (2) Implantation ionique et dépôt par PECVD d'oxyde de silicium
- (3) Pulvérisation et gravure d'aluminium
- (4) DRIE et libération de la membrane en face arrière.

L'**Etape (1)** correspond au dépôt des couches constituant la membrane. Dans cette membrane, le silicium poly-cristallin est dopé par implantation ionique (**Etape (2)**). Le but est de créer l'actionneur de la membrane et d'intégrer des capteurs. Cette étape d'implantation ionique est cruciale pour le développement de tous les capteurs intégrés. La fabrication se termine par réalisation de connexions électriques en aluminium (**Etape (3)**) ainsi que par la libération de la membrane en face arrière par gravure profonde (**Etape (4)**). Ces étapes sont détaillées dans les différents chapitres suivants.

4.2. L'actionneur

Dans cette étude, deux types d'actionnement ont été utilisés : un actionneur thermique intégré dans la membrane et un actionneur piézoélectrique externe à la membrane.

4.2.1. Actionneur thermique

Un actionneur intégré permet de réaliser un dispositif compact. Afin de mettre en place un actionneur à moindre coût et sans étapes supplémentaires lors de la fabrication, le principe bimétallique a été choisi comme principe d'actionnement (Figure 6).

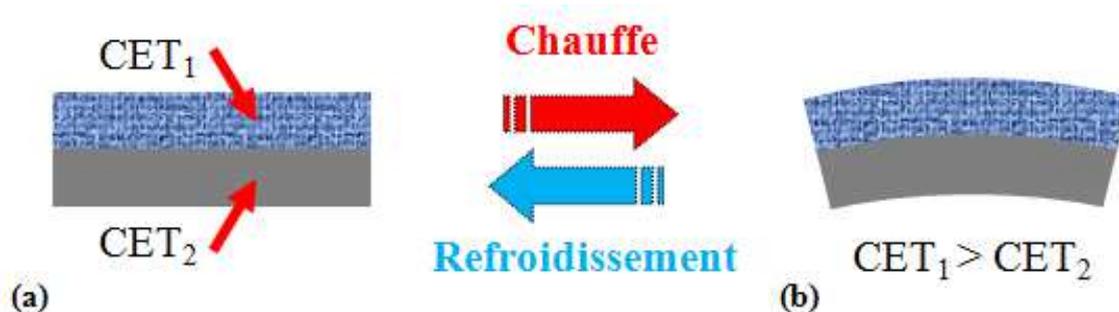


Figure 6 : Schéma de la structure bimétallique sous l'effet d'une variation de température.
 (a) Au repos. (b) Sous une élévation de température.

Une membrane bicouche est réalisée, les deux couches ayant des coefficients d'expansion thermiques (CETs) différents. La chauffe de la structure crée un moment fléchissant de la membrane et la déforme. Lorsque la chauffe s'arrête, la membrane bicouche revient à sa position initiale par retour élastique.

L'actionneur bimétallique prévu est une technologie intéressante aux vues de son intégration et de son coût de fabrication. Cependant, l'étude de cet actionnement considéré à risque de part les faibles forces qu'il génère, se fait en parallèle d'une technologie de repli avec un actionneur externe, plus puissant et plus robuste.

4.2.2. Actionneur piezoélectrique

L'actionneur externe piezoélectrique de Cedrat Technologie (Figure 7) est choisi pour défléchir la membrane. La technologie piezoélectrique permet de déformer la structure du matériau en lui appliquant une tension élevée de l'ordre d'une centaine de Volts.

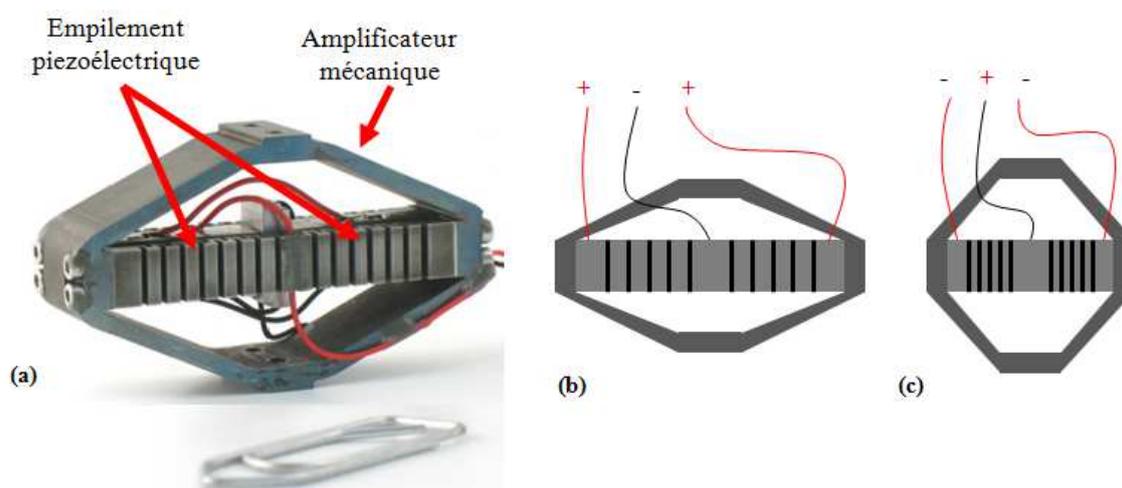


Figure 7 : Actionneur piezoélectrique de Cedrat. (a) Photographie de l'actionneur. Schéma de principe de l'amplificateur mécanique en traction (b) et en compression (c).

Les matériaux piezoélectriques ont généralement un débattement de quelques microns pour des épaisseurs de matériau millimétriques lorsqu'on les actionne. Pour cette raison, l'actionneur possède un amplificateur mécanique qui permet d'obtenir des débattements de l'ordre d'une centaine de microns. La force délivrée par l'actionneur est de l'ordre d'une vingtaine de Newtons en traction et en compression.

4.3. Les capteurs intégrés à la micropompe

Les aspects de sécurité et de précision de l'injection sont déterminés par le contrôle des paramètres d'injection. La sécurité tient, entre autre, dans l'assurance du bon fonctionnement de la micropompe en gérant toutes phases de fonctionnement (auto-amorçage de la pompe, injection). La précision est déterminée par la capacité à injecter une quantité précise de liquide.

4.3.1. L'intérêt des capteurs intégrés

Il est possible de mesurer certains paramètres d'actionnement de la membrane afin d'en améliorer les performances et de rester dans un régime de fonctionnement fiable à la fois pour la micropompe mais aussi pour le médicament à injecter. Il est par exemple nécessaire, lors de la mise en œuvre d'un actionneur thermique, d'évaluer la température du médicament à injecter.

La membrane se déforme fortement afin d'obtenir un maximum de déflexion. Elle subit des contraintes élevées qui peuvent la briser. Les contraintes subies par la membrane sont des données essentielles à contrôler pour assurer la tenue mécanique de la membrane.

La mesure de débit est une donnée extrêmement importante pour assurer la précision de la dose injectée dans le patient. Les variations de cylindrée en fonction de la pression de sortie de la pompe peuvent induire des variations de débit pour une même force d'actionnement. Ainsi, sans mesure de la dose passant dans les canaux, on ne peut pas connaître le volume réel injecté. Cette mesure peut également permettre un asservissement pour l'actionneur de la micropompe afin d'en contrôler le débit.

4.3.2. Les capteurs de température

L'actionneur thermique intégré à la membrane permet de déformer la membrane par chauffage par effet joule. Cependant, une chauffe au-delà de 50°C peut détruire les molécules médicamenteuses fragiles. De plus, la portabilité du système doit être respectée et sa consommation électrique ne doit pas être excessive. L'actionneur thermique est donc limité dans son fonctionnement.

L'intégration de capteurs de température est donc indispensable pour contrôler la température atteinte dans la membrane. Ces capteurs permettront d'une part de contraindre l'actionneur à des températures plus faibles que 50°C. D'autre part, ils permettront d'asservir la température de la membrane lors des différentes étapes du pompage. Les spécifications sur la mesure de température sont données dans le Tableau 3.

Tableau 3 : Spécifications liées à l'actionneur thermique intégré à la membrane.

Paramètres	Valeurs visées	Commentaires
Plage de température [°C]	[20 ; 50]	Fragilité des molécules
Plage d'actionnement [°C]	[45 ; 50]	Efficacité de l'actionnement

Ainsi, la température limite maximale est de 50°C. L'impossibilité de monter plus haut en température nous oblige à définir une marge de sécurité afin de ne pas détruire les

molécules médicamenteuses. Afin que cette restriction ait un impact modéré sur l'actionnement, une température minimale en actionnement est fixée à 45°C. Il est considéré qu'un rendement énergétique de 90% est tolérable au regard du risque de destruction des molécules. L'incertitude sur la mesure de température découle de ces spécifications et doit être inférieure à +/- 2.5°C pour une température de 47.5°C, ce qui donne une incertitude relative de 5.3%.

4.3.3. Les capteurs de contraintes

La force de l'actionneur est capable de détruire les membranes. Des capteurs de contraintes sont donc intégrés dans la membrane. Ils permettent de contrôler la contrainte subie par la membrane afin de limiter l'actionneur et préserver l'intégrité la membrane. Les spécifications sur la mesure de contrainte sont données dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Spécifications liées à l'actionneur piezoélectrique externe à la membrane.

Paramètres	Valeurs visées	Commentaires
Contrainte maximale [MPa]	-300 ; +300	Rupture de la membrane
Plage d'actionnement [MPa]	[270 ; 300]	Efficacité de l'actionnement

Les actionneurs sont prévus pour être capable de réaliser des débattements d'une centaine de microns en aspiration et en refoulement. Les valeurs présentées dans le Tableau 4 sont donc des valeurs absolues des contraintes subies par la membrane. Ces contraintes sont les contraintes de Yon Mises traduisant la rupture du silicium, dans notre cas pour 300MPa. Les erreurs de mesure sur la contrainte sont à prendre en compte et détermine l'efficacité de l'actionneur piezoélectrique externe. La plage de fonctionnement est fixée à une plage de contraintes entre 270MPa et 300MPa. L'efficacité de la pompe doit donc être maintenue supérieure à 90%. L'incertitude de mesure ne doit donc pas excéder les +/- 15MPa, pour une contrainte de 285MPa, ce qui correspond à une incertitude relative de 5.3%.

Un avantage intéressant de ces capteurs est leur indépendance face à l'actionneur utilisé pour la déformation de la membrane. D'autres technologies d'actionneurs pourront donc être utilisées afin de défléchir la membrane, comme par exemple un actionneur électromagnétique.

Le contrôle de la contrainte de la membrane combiné à la mesure du débit de liquide traversant les canaux de la micropompe augmente la précision de la dose de médicament délivrée.

4.3.4. Les capteurs de débit

Pour être sûr de la dose injectée dans le patient, il est nécessaire de réaliser des capteurs permettant de mesurer la quantité de liquide délivrée, et donc traversant la micropompe. Pour ce faire, il est possible de mesurer le débit du liquide passant au travers des canaux. En intégrant le débit sur le temps, on obtient la dose de liquide injectée. La mesure de la dose est donc réalisée par un débitmètre. Ce débitmètre est intégré à l'intérieur des canaux. Il faut dans un premier temps que dans son principe, il soit capable de mesurer la plage de

débit visée avec une bonne précision. Vient ensuite l'enjeu de son intégration dans la micropompe. Les problèmes de connexions électriques et fluidiques en sont les challenges majeurs. Mis en place à l'intérieur du canal, le débitmètre doit être accessible électriquement depuis l'extérieur. De plus, l'injection de liquide se fait par des tubes de tailles millimétriques, qui doivent se connecter à des canaux microfluidiques de tailles micrométriques.

Les spécifications données dans le Tableau 5 liées au débit de liquide traversant la pompe permettent d'imposer les caractéristiques du capteur de débit.

Tableau 5 : Spécifications sur la dose nécessaires pour une injection bolus précise.

Paramètres	Valeurs visées	Commentaires
Plage de débit [mL/min]	[1 ; 6]	Gamme d'injection « bolus »
Incertitude sur le débit [%]	≤ 5	Précision de la dose
Temps de réponse [ms]	≤ 10	Rapidité de mesure
Puissance consommée [mW]	≤ 50	Portabilité du système

La plage de débit correspond à celle de l'injection visée par le DMI d'Eveon. La mesure précise de la dose de médicament injecté est un paramètre important. Or, le débit d'une micropompe à membrane dépend des conditions d'injection (pression extérieure, pression systolique du patient) et peut varier au cours de l'injection. Ainsi, un échantillonnage d'une dizaine de mesure de débit par battement de la membrane permet d'en déduire la dose injectée. Par exemple, pour un actionnement à 10Hz, le temps de réponse du capteur de débit doit être inférieur à 10ms. Pour des cadences de battement plus élevées, le débit de liquide est considéré comme stabilisé en raison des capacités fluidiques induites par les canaux. Ainsi, le débit de liquide traversant l'aiguille est mesuré afin de connaître la dose injectée. La précision et l'intégration du débitmètre sont donc des enjeux majeurs à la délivrance de la bonne dose de médicaments. La puissance électrique consommée par le capteur doit être au maximum 20 fois inférieure à la puissance consommée par la micropompe qui est d'environ 1W. Cette spécification permet d'obtenir un capteur ne consommant qu'une faible partie de l'énergie nécessaire au système.

4.3.5. Vers une intégration des capteurs au sein du DMI

Les spécifications des différentes micropompes mises en œuvre ont des répercussions sur les spécifications des capteurs. Les spécifications retenues liées à l'actionnement de la membrane sont explicitées dans les Tableau 3 et Tableau 4.

Le sens de l'écoulement du médicament à travers la cavité de la pompe est guidé par des clapets anti-retour passifs (Figure 4). Ces clapets doivent être intégrés dans les canaux de la micropompe. Une encapsulation adéquate permet de les associer à la cavité à volume variable et ainsi de réaliser l'ensemble de la micropompe. Ce packaging prend en compte un dernier élément de mesure de la dose du liquide injectée, primordiale pour réaliser une micropompe de précision.

Les capteurs présents au sein de la membrane permettent à la fois d'en étudier le comportement mais également de limiter les actionneurs qui peuvent avoir des effets néfastes

sur le médicament ou la membrane. De plus, l'assurance de la délivrance de la dose peut être contrôlée par un capteur de débit intégré dans les canaux de la micropompe, ce qui augmente la précision de l'injection.

5. Organisation et articulation des chapitres

Cette thèse est consacrée à la conception, la fabrication et la caractérisation mécanique, fluide, thermique et électrique des capteurs nécessaires au fonctionnement de la micropompe intégrée au sein du dispositif médical d'injection d'Eveon.

Le chapitre 1 présente l'état de l'art des différents capteurs qui seront intégrés dans le dispositif. Les différentes technologies de capteurs sont choisies afin de répondre aux spécifications d'Eveon.

Le chapitre 2 est dédié aux capteurs de contraintes présents sur la membrane. Le profil des contraintes radiales, circonférentielles et de Von Mises ont été étudiées. Les simulations FEM et les caractérisations électro-mécaniques y sont comparées. Différentes architectures des positions des capteurs sont données en fonction des applications désirées.

Le chapitre 3 est consacré à l'étude des capteurs de température. Ces capteurs sont intégrés au sein d'une membrane à actionnement thermique. Ils sont fabriqués sans étapes supplémentaires le long de l'axe radial de la membrane. Le profil thermique de la membrane lors de l'actionnement est simulé par FEM et caractérisé par la suite. La position optimale des capteurs de température est déduite de cette étude.

Le chapitre 4 présente un capteur de débit innovant conçu pour répondre aux spécifications de l'injection. Des simulations thermo-fluidiques sont tout d'abord présentées. Les capteurs sont ensuite fabriqués sur support en verre pour améliorer le rendement de chauffe. Des canaux microfluidiques sont réalisés en intégrant des connecteurs fluidiques et scellés aux capteurs de débit. Des caractérisations de ces capteurs sont ensuite effectuées. Le fonctionnement impulsif permet de réduire la puissance électrique consommée par le dispositif.

Une conclusion générale analyse les performances des dispositifs réalisés et présente des voies d'amélioration de leurs caractéristiques.

Chapitre 1. Etat de l'art et choix technologiques

Afin de maîtriser le fonctionnement de la micropompe développée pour l'injection bolus de médicaments, il est nécessaire d'intégrer des capteurs dans le MEMS d'injection d'Eveon pour éviter de détériorer le médicament ou la membrane. Deux types de capteurs sont intégrés au système : les capteurs de température et de contraintes sur la membrane de la pompe et les capteurs de débit positionnés dans les canaux. L'objectif des capteurs intégrés sur la membrane de la micropompe est de rendre le système fiable et performant en vérifiant le bon fonctionnement de l'actionnement de la pompe, sans détériorer ni le médicament, ni la membrane. Un débitmètre (ou capteur de dose) est nécessaire pour améliorer la précision de la dose de médicament injectée et apporter une plus value dans les DMI en terme de sécurité.

Les objectifs de ce chapitre sont de présenter les différentes technologies existantes de capteurs, d'en faire une analyse critique et de déterminer les plus adaptées à l'application biomédicale visée, à savoir l'injection de médicaments.

1.1 Etat de l'art des capteurs et choix technologiques

Un...capteur est un dispositif traduisant une grandeur physique, appelée « mesurande », en une autre grandeur exploitable appelée signal d'information.

On peut classer les capteurs en deux grandes familles, selon leurs caractéristiques électriques : les capteurs passifs et les capteurs actifs. Les capteurs passifs se comportent comme des impédances et ont besoin pour la plupart d'une source d'énergie pour fonctionner. Ce sont par exemple des résistances, des diodes ou des transistors. Les capteurs actifs se comportent comme des générateurs, que ce soit de tension ou de courant. Les thermopiles ou les cellules photovoltaïques en sont des exemples.

Afin de comparer les différentes technologies de capteurs, leurs principales caractéristiques sont présentées dans une première section. Puis, les capteurs de température, de pression et de débit sont présentés chacun séparément. Chacune de ces sections est conclue par un choix de technologie à intégrer au sein du DMI.

1.1.1 Les principales caractéristiques des capteurs

Les performances des capteurs sont comparées aux spécifications afin d'en déduire leur conformité vis-à-vis de l'application et du cahier des charges d'Eveon. Les principales caractéristiques sont présentées.

L'étendue de mesure

L'étendue de la mesure est la plage de variation du mesurande (grandeur d'entrée) pour laquelle le capteur répond aux spécifications. Par exemple, un capteur de température peut avoir une étendue de mesure comprise entre 20°C et 50°C.

La sensibilité

La sensibilité caractérise l'évolution de la grandeur exploitable en fonction de la grandeur d'entrée en un point donné. Un appareil est d'autant plus sensible qu'une petite variation du mesurande dM induit une grande variation du signal d'information dI . Ainsi, la sensibilité S au voisinage d'une valeur donnée du mesurande M est définie par l'équation 1.1.

$$S = \frac{dI}{dM} \quad 1.1$$

Un capteur est dit linéaire si sa sensibilité est constante dans l'étendue de mesure. La plage de linéarité est la plage dans laquelle le capteur possède une caractéristique linéaire. Sur la plage de linéarité d'un capteur, le capteur aura une sensibilité de $S = 1mV/°C$ si une variation de $\Delta M = 1°C$ produit une variation de $\Delta I = 1mV$.

La résolution

La résolution est la variation minimale que le capteur est susceptible de mesurer. Elle peut s'exprimer en nombre de points sur l'étendue de mesure. Ainsi, un capteur linéaire de température sur une étendue de mesure de 30°C précis à 1% possède une résolution de 0.3°C.

Le temps de réponse

Le temps de réponse caractérise la vitesse de variation du signal de sortie par rapport à une variation brusque (échelon) du mesurande. En règle générale, on mesure le temps mis par le signal de sortie pour se stabiliser dans une plage comprise entre 90% et 110% de son régime permanent.

1.1.2 Les capteurs de température

Dans le cas de la micropompe à actionneur bimétallique, la déformation de la membrane est engendrée par un effet thermique. Les capteurs de température sont directement intégrés dans la membrane. En les intégrant dans une boucle d'asservissement, ils permettent d'obtenir au plus près un bon contrôle de la température et ainsi de limiter l'actionnement à une température maximale comprise entre 45° et 50°C. Ces capteurs doivent s'intégrer dans le procédé de fabrication de la membrane. Afin de limiter les coûts de fabrication, nous avons choisi de nous adapter à la microfabrication de la membrane sans ajouter d'étapes supplémentaires.

Il existe différentes sortes de capteurs thermiques intégrables tels que les thermo-résistances, les diodes à jonction PN, les transistors ou les thermocouples. Ces différents types sont décrits et comparés dans la suite de cette section.

1.1.2.1 Les thermo-résistances

Une thermo-résistance est un conducteur ou un semi-conducteur ohmique dont la résistance varie significativement avec la température.

Il existe différents types de thermo-résistances : les thermo-résistances en métal et les thermo-résistances en semi-conducteur.

1.1.2.1.1 Les thermo-résistances en métal

Les thermo-résistances sont les capteurs passifs de température les plus simples à fabriquer et à intégrer. Leur résistance R varie sous l'effet d'une variation de température ΔT de la forme :

$$\frac{\Delta R}{R} = \alpha \Delta T \quad 1.2$$

où ΔR est la variation de résistance et α est le coefficient de température du matériau de la thermo-résistance. Les valeurs des coefficients de température des principaux matériaux utilisés, généralement des métaux, sont donnés dans le Tableau 1.1.

Tableau 1.1 : Coefficient de température des principaux matériaux utilisés comme capteurs de température.

Matériaux	Plage d'utilisation (°C)	Coefficient de température α (10^{-3} K^{-1})
Aluminium (Al)	-150 / +150	3.8
Cuivre (Cu)	-190 / +150	4.3
Platine (Pt)	-250 / +850	3.9
Nickel (Ni)	-60 / +180	6.7

Le platine (Pt) a un coefficient de température de $3.9 \cdot 10^{-3} \text{ K}^{-1}$ et possède une large plage de fonctionnement de -250°C à 250°C . De plus, le platine est un métal noble et résistant à la corrosion. C'est pour ces raisons que le capteur thermo-résistif qui est principalement utilisé dans l'industrie. Le Pt100, qui possède une résistance de 100Ω pour une température de 0°C , en est un exemple [2].

1.1.2.1.2 Les thermo-résistances en semi-conducteur

Les thermo-résistances en semi-conducteur sont généralement obtenues par dopage en réalisant des structures précises à quelques microns près, grâce à des techniques de microfabrication. Le coefficient de température (TCR) varie en fonction de la concentration des dopants [3] (Figure 1.1).

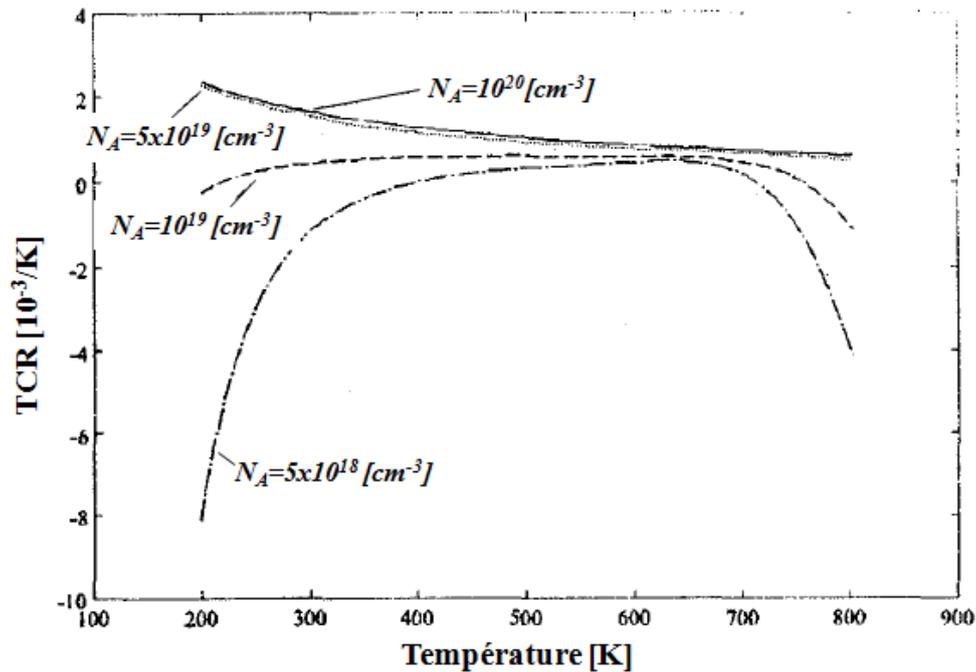


Figure 1.1 : Coefficient de température (TCR) en fonction de la température dans une couche de polysilicium pour différentes concentrations de bore et pour une taille de grains de 2 μ m.

Il est donc possible d'obtenir des coefficients de température de l'ordre de 10^{-3} K^{-1} . Une caractéristique fortement non linéaire est obtenue en fonction de la température pour des concentrations inférieures à 10^{19} cm^{-3} . Pour des températures proches de la température ambiante, le coefficient de température est important. Cependant, une variation de dopage induit une grande variation de ce coefficient. On constate que pour des concentrations de dopants supérieures à $5 \cdot 10^{19} \text{ cm}^{-3}$, le coefficient de température du polysilicium ne dépend plus de la concentration des dopants. Ainsi, une variation des paramètres d'implantation n'a que peu d'influence sur les performances du capteur de température réalisé, ce qui permet une meilleure reproductibilité de la fabrication.

1.1.2.1.3 Choix des thermo-résistances

Lorsque l'on mesure la variation relative de résistance de ces capteurs, la sensibilité en température est donnée par la relation :

$$S = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\Delta T} = \alpha \quad 1.3$$

Dans la plage de température de 20°C à 50°C et pour des thermo-résistances à semi-conducteur, la sensibilité des thermo-résistances peut être considérée comme constante et dépendante uniquement des propriétés du matériau utilisé. Pour un coefficient de température de l'ordre de 10^{-3} K^{-1} , il est possible de mesurer de telles variations à l'aide d'un pont de Wheatstone. Les thermo-résistances en métal ou en semi-conducteur sont donc appropriées.

Par une mesure 4 pointes, il est possible de s'affranchir des résistances des connexions électriques lors de la mesure. Cependant, cette mesure nécessite quatre connexions électriques pour chaque capteur. La mesure 4 pointes n'est pas retenue pour la mesure de température en raison de la trop importante surface occupée par ces connexions.

Dans le cas d'une mesure à l'aide de deux points, la résistance R_T d'une thermo-résistance doit être prédominante par rapport à la résistance des connexions électriques R_C (Figure 1.2). Si ce n'est pas le cas, les fils de connexion chauffent et influent sur la mesure.

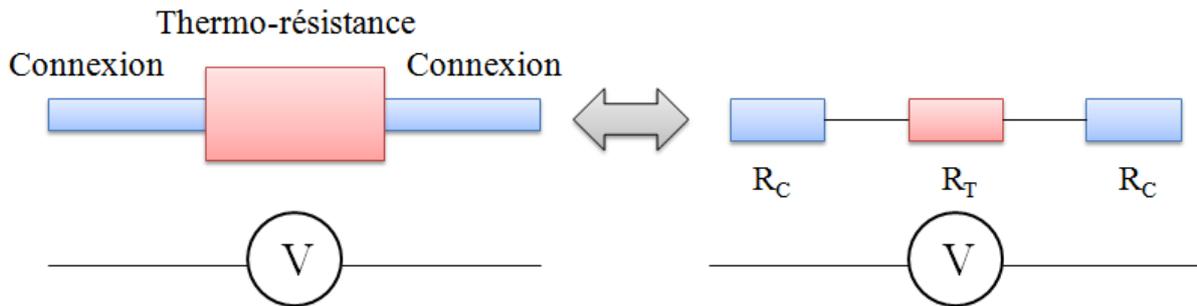


Figure 1.2 : Présentation schématique des résistances de connexion de la thermo-résistance.

On peut calculer la variation de résistance ΔR du capteur pour une variation de température ΔT :

$$\Delta R = (\alpha_T R_T + 2\alpha_C R_C) \Delta T \quad 1.4$$

où α_T et α_C sont respectivement les coefficients de température de la thermo-résistance et des connexions.

Afin de limiter l'influence des résistances de connexion lors de la mesure, il faut maximiser le rapport $\frac{\alpha_T R_T}{2\alpha_C R_C}$ entre la résistance active (R_T) et la résistance de connexion ($2R_C$). Pour cela, une solution consiste à changer la géométrie de la zone active comparativement à la géométrie des connexions électriques. Un capteur plus long peut ainsi être réalisé afin d'accroître sa résistance ($R = \rho \frac{L}{S}$, ρ étant la résistivité, L la longueur et S la section de la résistance). Une autre solution consiste à réaliser la zone active du capteur dans un matériau plus résistif que les connexions électriques. C'est cette solution qui est préférée afin de réaliser un capteur de température ponctuel. Or, le silicium possède une résistivité plus importante que les métaux généralement utilisés pour des thermo-résistances. En utilisant des thermo-résistances en silicium, la mesure est plus ponctuelle mais utilise deux matériaux différents, l'un pour les connexions électrique (métal), l'autre pour la zone active du capteur (semi-conducteur).

1.1.2.2 Les diodes à jonction PN

La diode à jonction PN désigne une diode à semi-conducteur possédant une zone de variation de dopage, passant d'un dopage P à un dopage N. Une diode à jonction abrupte possède une variation brusque de dopage.

La diode à jonction PN est un capteur passif qui peut être alimenté de deux manières différentes : en polarisation directe et en polarisation inverse. En polarisation inverse, le pôle positif de l'alimentation est connecté à la zone de type N et le pôle négatif est connecté à la zone de type P. Contrairement à la polarisation directe, le courant de la diode varie exponentiellement avec la température [4]. Cependant, ses faibles valeurs de courant la rendent difficilement exploitable pour la mesure de température. En pratique, on utilise la diode polarisée en direct. L'équation du courant de la diode polarisée en direct est donné par :

$$I = I_S(e^{\frac{qV}{nkT}} - 1) \approx I_S e^{\frac{qV}{nkT}} \quad 1.5$$

où I est le courant d'alimentation de la diode, I_S le courant de saturation (ou courant d'obscurité), q la charge de l'électron, V la tension appliquée aux bornes de la diode, n le facteur d'idéalité de la diode et k la constante de Boltzmann, T la température.

Une alimentation en courant permet d'obtenir une variation de tension linéaire en fonction de la température dans une gamme de température de 4K à 400K [5]. Les sensibilités atteintes par ce genre de dispositifs sont de l'ordre de -1 à -3 mV/°C [5].

Les jonctions PN offrent une solution pour des mesures de température précises dans une large gamme. La fabrication nécessite cependant la réalisation d'un dopage P et d'un dopage N, ce qui est plus contraignant qu'un unique dopage dans la fabrication des thermo-résistances en silicium.

1.1.2.3 Les transistors

Un transistor est un dispositif à semi-conducteur composé d'une électrode d'entrée, la grille et de deux électrodes de sortie, la source et le drain. Il permet de contrôler le courant sur une des électrodes de sortie à l'aide de la polarisation de la grille agissant comme une électrode de contrôle (par la tension et le courant de grille).

Qu'ils soient bipolaires ou MOS (Metal Oxide Semiconductor), ces composants peuvent être utilisés en tant que capteurs passifs de température. En mesurant la variation de la tension de seuil V_T du transistor, il est possible de mesurer la température du capteur [6] [7]. Lee et al. proposent un transistor à effet de champ ayant une sensibilité de l'ordre de 6.7mV/°C. Cependant, ces capteurs nécessitent une fabrication plus complexe et un nombre de connexions plus important que les diodes ou les thermo-résistances.

1.1.2.4 Les thermocouples

Les thermocouples sont composés de deux jonctions entre deux matériaux différents (matériau1 et matériau2). Lorsque la température des deux jonctions est différente, une Force ElectroMotrice (FEM) apparaît : c'est l'effet thermoélectrique (ou effet Seebeck) (Figure 1.3).

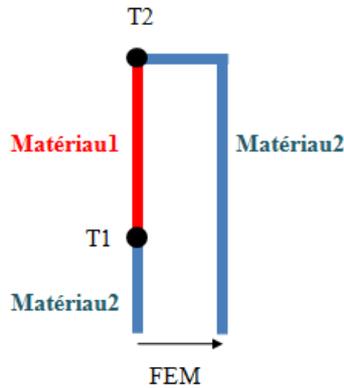


Figure 1.3 : Schéma de principe du fonctionnement d'un thermocouple.

Cette technologie permet la récupération de l'énergie thermique pour la transformer en énergie électrique. Un thermocouple est donc un capteur actif. Ces capteurs offrent une large gamme de température allant de -200°C à plus de 2000°C [8]. Ils permettent de faire des mesures relatives de température par rapport à une référence sur la plaquette de silicium. La variation de température de cette référence peut induire des erreurs de mesures, il faut donc placer la soudure froide en un point de température fixe, ce qui est en général difficile. L'inconvénient principal de ces capteurs réside essentiellement dans leur faible sensibilité. En effet, ils produisent des tensions de l'ordre de quelques $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ [9], ce qui limite leur résolution lorsque la différence de température à mesurer est faible.

Leur intégration en microélectronique est également problématique car elle nécessite l'utilisation de deux métaux différents tels que le Constantan, le Chromel ou l'Alumel, non standards dans les procédés pour circuits intégrés et pour les MEMS.

1.1.2.5 Choix des capteurs de température

Il existe donc différents capteurs de température intégrés : les thermo-résistances, les diodes à jonction PN, les transistors et les thermocouples. Le Tableau 1.2 présente un récapitulatif des technologies de capteurs de température.

Tableau 1.2 : Comparaison des différentes sortes de capteurs de température.

Capteur de température	Etendue de mesure [$^{\circ}\text{C}$]	Sensibilités	Résolutions ΔT_{min}	Simplicité de microfabrication et intégration
Thermo-résistance	[-100 ; 100]	\sim qqs mV/ $^{\circ}\text{C}$	$\sim 1^{\circ}\text{C}$	++
Diode à jonction PN	[-270 ; 130]	\sim qqs mV/ $^{\circ}\text{C}$	$\sim 1^{\circ}\text{C}$	+
Transistor	[-270 ; 130]	\sim qqs mV/ $^{\circ}\text{C}$	$\sim 1^{\circ}\text{C}$	-
Thermocouple	[-70 ; 2000]	Qqs $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$	$\sim 10^{\circ}\text{C}$	--

L'objectif est de ne pas changer les étapes du procédé de réalisation de la micropompe. Il est donc nécessaire d'intégrer les capteurs à l'aide d'une seule implantation ionique. De plus, la résolution en température requise pour la mesure lors de l'actionnement est de +/- 2.5°C. Etant donné que la **thermo-résistance en semi-conducteur** possède des résolutions de l'ordre de 1°C, elle a été choisie en tant que capteur de température.

Quelques articles mentionnent des mesures de température sur membrane [4]-[10], mais aucune d'entre elles n'intègre simultanément un actionnement et des capteurs de température. Certaines membranes disposent d'une zone de chauffe intégrée et couplée à des capteurs de température [4]. Cependant, cette zone de chauffe n'est pas utilisée en tant qu'actionneur. Il est donc nécessaire d'étudier le comportement physique de ces membranes actionnées thermiquement afin de réaliser un actionneur.

1.1.3 Les capteurs de contraintes

Des capteurs doivent aussi être intégrés afin de permettre de limiter la contrainte d'actionnement à une plage comprise entre 270MPa et 300MPa comme explicité dans le chapitre précédent. Des capteurs de contraintes sont donc intégrés afin de mesurer la contrainte au sein de la membrane actionnée. Il en existe deux types principaux : les capteurs piezoélectriques et les capteurs piezorésistifs.

1.1.3.1 Capteurs piezoélectriques

La piezoélectricité est la propriété d'un corps à se polariser en réponse à une contrainte mécanique. Cet effet est réversible, ce qui signifie que sous l'action d'un champ électrique, le corps se déforme. Cette propriété trouve un très grand nombre d'applications dans l'industrie et la vie quotidienne. Par exemple, les têtes d'impression des imprimantes à jet d'encre utilisent ce principe dans un MEMS pour éjecter l'encre de la cartouche sur le papier.

Le Titano-Zirconate de Plomb (PZT) de formule $Pb(Zr_xTi_{1-x})O_3$ est le matériau piezoélectrique le plus utilisé dans l'industrie de par ses propriétés piezoélectriques élevées. Collé sur une membrane, ce matériau peut être utilisé pour réaliser des capteurs de pression [11] ou des capteurs de déformée [12].

Beaucoup de capteurs piezoélectriques utilisent les ondes vibratoires pour étudier les contraintes dans un matériau. Des ondes acoustiques de surface ou de volume sont envoyées par un transducteur piezoélectrique. La vitesse de déplacement de ces ondes acoustiques est mesurée par un receveur piezoélectrique ce qui détermine la contrainte dans le matériau. Ces dispositifs sont appelés capteurs à ondes acoustiques de surface (SAW) ou de volume (BAW) [13].

Certains matériaux tels que le $Al_xGa_{1-x}As$ [14] permettent d'atteindre des sensibilités sur la variation relative de résistance du capteur de 0.11%/MPa pour une plage de contrainte de 0 à 45MPa.

Le polyfluorure de vinylidène (PVDF) [15] est également utilisé pour mesurer des forces.

Le principal inconvénient des capteurs piezoélectriques est leur fabrication. En effet, le matériau utilisé n'est pas standard en microélectronique et nécessite une microfabrication spécifique. L'intégration de tels capteurs dans la membrane CMOS réalisée pour la fabrication de la micropompe induirait un changement significatif du procédé de fabrication.

1.1.3.2 Capteurs piezorésistifs

La piezorésistivité est le changement de résistivité d'un matériau lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. Une contrainte mécanique appliquée sur un matériau piezorésistif va donc modifier sa résistance pour deux raisons : sa variation géométrique et son changement de résistivité. L'équation 1.6 montre le lien entre la variation relative de résistance R du capteur piezorésistif et la contrainte mécanique si on néglige la variation de géométrie.

$$\frac{\Delta\rho}{\rho} = \frac{\Delta R}{R} = \pi\sigma \quad 1.6$$

Avec π la matrice de coefficients piezorésistifs du matériau constituant le capteur et σ la matrice de contraintes appliquées sur le capteur. Cette matrice comporte les composantes de la contrainte mécanique selon tous les axes de l'espace.

L'utilisation du silicium en tant que matériau piezorésistif est largement répandue et permet une bonne intégration des jauges de contraintes dans les circuits électroniques. De tels capteurs ont été totalement intégrés dans une membrane [16] [17] [18]. Le facteur de jauge (k avec $k = \pi E$ avec E la matrice du module d'Young du matériau) pour les semi-conducteurs est compris entre 10 et 100 alors qu'il n'est que de quelques unités pour les métaux. Il en résulte une résolution bien plus importante dans le cas des semi-conducteurs que pour des capteurs métalliques (par exemple pour l'aluminium, le facteur de jauge est d'environ 2).

En mesurant la variation relative de résistance ($\frac{\Delta R}{R}$) en fonction de la contrainte appliquée (σ) sur la piezorésistance à l'aide de la relation suivante :

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi \Delta\sigma \quad 1.7$$

on peut déduire que la sensibilité d'un capteur piezorésistif est directement lié à la matrice de coefficients piezorésistifs. On peut obtenir des sensibilité de l'ordre de $3510^{-10} \text{ Pa}^{-1}$ pour des piezorésistances sur silicium cristallin [19]. Dans le cas du polysilicium, les valeurs des coefficients piezorésistifs sont de l'ordre de 10^{-10} Pa^{-1} . Une analyse de cette matrice piezorésistive est donnée dans le Chapitre 2.

1.1.3.3 Choix des capteurs de contrainte

Les capteurs piezoélectriques sont complexes à réaliser car ils nécessitent des matériaux non standards en microélectronique. Ce sont donc les **capteurs piezorésistifs** qui sont choisis pour la mesure de contraintes dans la membrane. De plus ces capteurs ont l'avantage de pouvoir être réalisés avec les mêmes étapes technologiques que les capteurs de température. On peut donc intégrer dans la membrane à la fois des capteurs de température et des capteurs de contraintes. De plus une variation de la contrainte de +/-15MPa est en théorie mesurable par un capteur piezorésistif induisant des variations de tension de plusieurs mVolts.

1.1.4 Les débitmètres

Les performances d'une pompe à membrane dépendent fortement de la pression en amont et en aval de la pompe. Un débitmètre intégré au dispositif permet de s'affranchir de cette dépendance afin d'en contrôler la dose précise de médicament à injecter au patient. Grâce au développement des MEMS, il est possible de réaliser des capteurs miniatures, intégrés dans des canaux microfluidiques. Les principales catégories de capteurs de débits sont représentées sur la Figure 1.4.

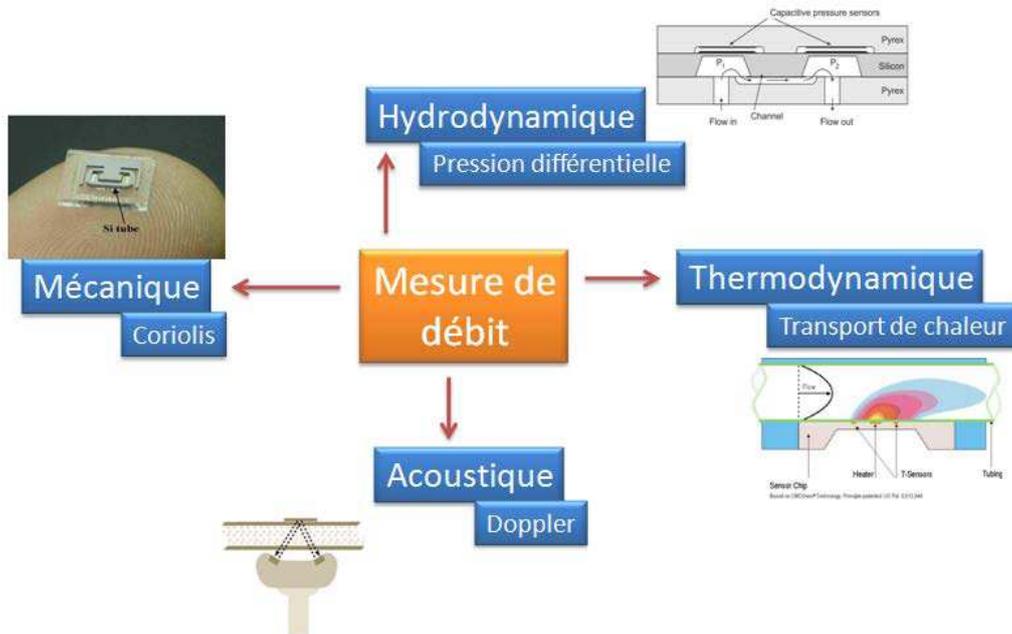


Figure 1.4 : Illustration des principales technologies de mesure de débits en technologie MEMS.

Pour les fluides, que se soient des liquides ou des gaz, il existe deux types de mesure : l'une massique (g/s), l'autre volumique (m³/s). Ces mesures sont liées entre elles par la relation :

$$V = \frac{m}{\rho} \quad 1.8$$

où ρ est la masse volumique du fluide, m sa masse et V son volume. Dans le cas des gaz, la masse volumique varie en fonction de la pression et de la température. Si la température ou la pression varie, la mesure volumique du débit d'un gaz est perturbée. La masse étant invariante, seule une mesure massique est applicable pour les gaz. Les liquides ont l'avantage d'être moins soumis aux variations environnementales car ils sont très faiblement compressibles. Ainsi, les deux types de mesures massique ou volumique sont applicables aux liquides utilisés dans l'injection de médicament.

Nous allons donc passer en revue les différentes techniques utilisées pour la mesure de débit de liquide. Ensuite, une de ces techniques sera choisie pour être intégrée au sein de la micropompe.

1.1.4.1 Les débitmètres mécaniques - Coriolis

Les débitmètres mécaniques mesurent la masse du fluide écoulée par unité de temps. Ce sont donc des débitmètres massiques. Ils permettent de s'affranchir des variations des conditions environnementales du fluide (température, pression, viscosité...) car la masse est une grandeur intrinsèque du fluide, ne dépendant pas des conditions environnementales. Leur fonctionnement est principalement basé sur l'effet Coriolis.

L'effet Coriolis est la déformation de la trajectoire d'un corps en mouvement dans un milieu en rotation uniforme.

Généralement, un tube en forme de U est mis en vibration à partir de la base de ses branches [20] (Figure 1.5).

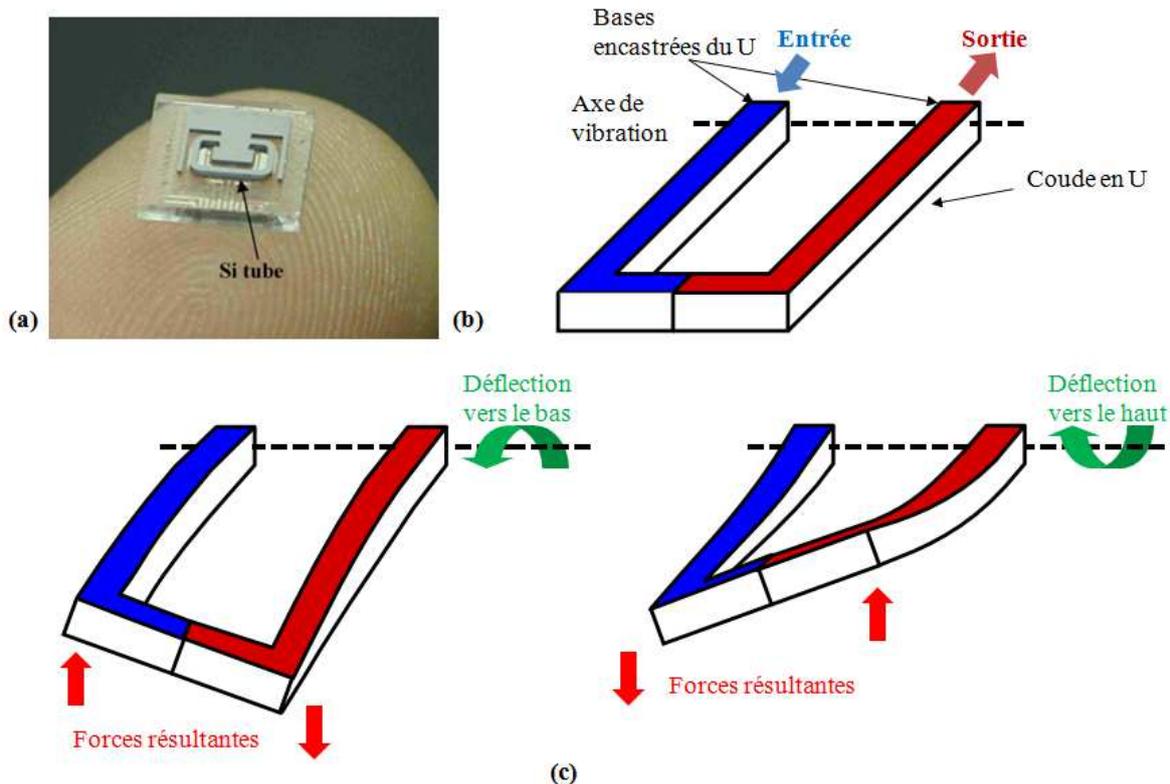


Figure 1.5 : Exemple de débitmètre à force de Coriolis

- (a) Image d'un dispositif en technologie silicium,
- (b) Schéma de l'effet Coriolis sur un coude en U.

Le fluide s'écoule de la base d'une branche du U et s'éloigne de l'axe de vibration, tourne dans la courbure du U pour revenir par la deuxième branche, en se rapprochant cette fois de l'axe de vibration. La vitesse de rotation du U, couplée à la vitesse du liquide induisent des forces de Coriolis orthogonales au plan du U. Ces forces s'opèrent dans les deux branches du U et sont de signes opposés ce qui crée une torsion du U. Ce capteur permet d'obtenir une plage de mesure du flux massique de 170mg/min à 8.3g/min, ce qui donne des débits d'eau de 0.17mL/min à 8.3mL/min avec une résolution de 1% sur cette plage.

Cependant, cette technique utilise des parties mobiles à l'intérieur desquelles le fluide doit circuler. Ces parties mobiles peuvent se briser, ouvrant ainsi le circuit fluide. Cette technique nécessite une fabrication et une mise en œuvre complexe [21] [22].

1.1.4.2 Les débitmètres hydrodynamiques - Pression différentielle

Un débitmètre hydrodynamique mesure la perte de pression à travers un organe déprimogène, c'est un débitmètre volumétrique. La pression en sortie de l'organe déprimogène est plus faible qu'à son entrée ce qui permet de procéder à une mesure différentielle de pression (Figure 1.6).

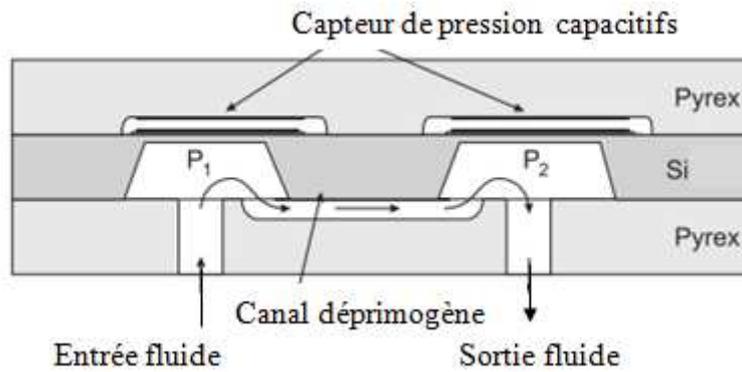


Figure 1.6 : Schéma en coupe d'un débitmètre à pression différentielle sur base Pyrex/Silicium/Pyrex [23].

La mesure de pression peut être réalisée à l'aide de capteurs de pression capacitifs [24]. DeHennis et al. ont montré que, pour des débits de l'ordre de 0.24mL/min, la perte de pression (appelée perte de charge) dans l'organe déprimogène, est de l'ordre de 700mbars ce qui correspond à 23% de la pression que doit générer la micropompe. La présence du capteur influe grandement la pression de sortie de la pompe. Des capteurs piezorésistifs peuvent également être utilisés dans des débitmètres hydrodynamiques [25] [26] [27]. Liu et al. ont réalisés un capteur de débit qui possède une plage de mesure entre 84mL/min à 900mL/min pour une résolution de 1% et une sensibilité de 0.2mV/(mL/min). Il est possible d'utiliser des technologies connues et commercialisées de capteurs de pression. Cependant, les capteurs hydrodynamiques ne peuvent mesurer que les débits de fluides incompressibles comme les liquides. Dans le cas des gaz, il faut alors tenir compte des conditions environnementales. De plus, les perturbations fluidiques induites par le dispositif comme les pertes de charges liées à la constriction du canal sont importantes.

1.1.4.3 Les débitmètres Acoustique – Effet Doppler

Dans un débitmètre acoustique, une onde acoustique est envoyée dans le canal fluide et renvoyée après réflexion sur le liquide en mouvement. L'onde réfléchie est décalée en fréquence par rapport à l'onde envoyée, c'est l'effet Doppler (Figure 1.7). Le changement de fréquence permet de déterminer la vitesse du fluide. Ces débitmètres sont des débitmètres volumétriques.

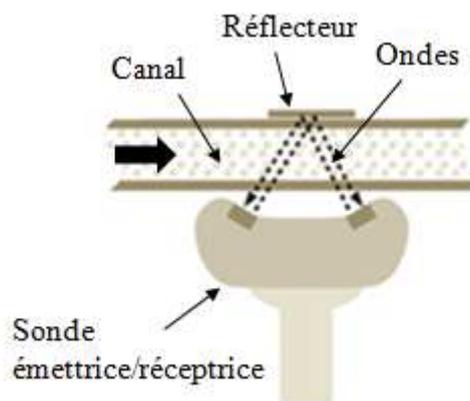


Figure 1.7 : Schéma en coupe du principe de mesure par débitmètre à effet Doppler [28].

Les débitmètres acoustiques sont utilisés en tant que capteurs sans contact à travers des parois transparentes aux fréquences utilisées. A titre d'exemple, les capteurs de la société Em-tec Medical Technology sont basés sur la mesure de débit par effet doppler n'atteignent que des résolutions de 1mL/min mais sont non-invasif. Utilisés en médecine, ils permettent de mesurer la vitesse du sang à travers des vaisseaux sanguins (de quelques L/min). A ce jour, les sources acoustiques sont assez volumineuses et ne permettent pas une miniaturisation et une intégration simple de ce type de capteur. Des capteurs réalisés uniquement sur silicium sont aussi rapportés dans la littérature [29] [30] mais n'intègrent pas la source d'onde. En utilisant un laser [31], il est possible de mesurer des débits de 30 μ L/min avec une erreur de 1%, mais cela ne résout pas les problèmes de coût et d'intégration industrielle de la source.

1.1.4.4 Les capteurs thermodynamiques

Les capteurs thermodynamiques utilisent la dissipation de chaleur dans le fluide pour déterminer sa vitesse, ce sont des capteurs volumétriques. En chauffant une certaine partie du fluide et en étudiant le transport de chaleur dans le fluide, il est possible de remonter au débit. Il existe trois principales techniques thermiques de mesure de débit (Figure 1.8), le fil chaud, la calorimétrie et le temps de vol.

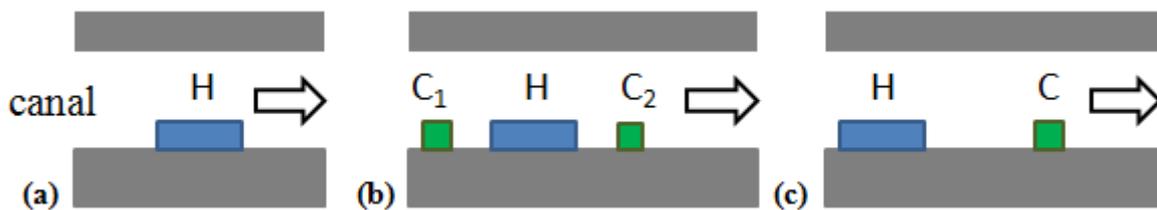


Figure 1.8 : Principales techniques de débitmètres thermodynamiques.

(a) fil chaud, (b) calorimétrie, (c) temps de vol.

H représente la zone de chauffe et C est un capteur de température.

1.1.4.4.1 Le fil chaud

Le principe du fil chaud est basé sur l'échauffement localisé de la structure (par exemple une résistance) a un endroit donné du canal fluide. On étudie le refroidissement de cette structure lors du passage du fluide. Plus le fluide a une vitesse importante, plus la température de la résistance diminue. La résistance varie en fonction de la température ce qui permet d'en déduire le débit [32] [33] [34]. Meng et al. ont utilisés cette technique pour mesurer des débits d'environ 100 μ L/min avec une sensibilité de 4.5mV/(mL/min) et pour une puissance consommée relativement faible de 15mW. L'isolation thermique du substrat permet une meilleure sensibilité du capteur [33]. Les capteurs de la société Sensirion fabriqués sur membrane sont capables de mesurer des plages de débit de 1 à 4mL/min pour des résolutions de quelques μ L/min. La consommation de ces capteurs avec l'électronique associée est de l'ordre de 100mW. Cependant, cette surconsommation est due à l'électronique de traitement énergivore. On peut ainsi utiliser ce capteur à puissance constante à travers la résistance et mesurer sa température, ou travailler à température constante et contrôler la puissance d'actionnement.

1.1.4.4.2 La calorimétrie

Le principe de mesure de débit par calorimétrie est basé sur l'échauffement d'une zone bien déterminée permettant l'apport de chaleur dans le fluide. Le fluide transporte ensuite cet apport de chaleur dans le sens de son écoulement. Deux capteurs (C1 et C2 sur la Figure 1.8) mesurent la température du fluide en amont et en aval de la zone de chauffe [34] [35] [36] [37] [38]. Bruschi et al. arrivent à mesurer des débits entre 0.5 et 10mL/min avec une sensibilité de 4mV/(mL/min) et une puissance de 4mW. Afin de supprimer les pertes thermiques par le substrat, le débitmètre a été fabriqué sur membrane. Il est possible, contrairement au fil chaud, de connaître la direction de circulation du fluide. La chaleur transportée jusqu'au capteur de température est en partie perdue par conduction dans le fluide. Il faut donc une énergie de chauffe plus importante que pour la technique par fil chaud. Ce principe est donc moins efficace que le fil chaud.

1.1.4.4.3 Le temps de vol

Le principe de fonctionnement d'un capteur à temps de vol est basé sur l'envoi d'impulsions de chaleur dans le fluide. Le capteur de température reçoit l'impulsion de chaleur après un temps t appelé temps de vol. Ce temps détermine la vitesse du fluide [39] [40]. Fu et al. ont mesuré des débits de liquide entre 0.1L/min et 20L/min avec une erreur de 18%. Le temps de vol pour un débit de 100mL/min est de 30ms et diminue pour atteindre 2ms à 20L/min. Pour des tailles de canaux identiques, cette technique permet de mesurer des débits plus élevés que les techniques précédentes. Elle souffre cependant de faibles sensibilités de par les pertes de chaleur dans le fluide lors du transport. Il faut donc envoyer une impulsion d'énergie suffisante pour obtenir une bonne sensibilité.

Dans tous ces principes de mesure thermodynamiques (le fil chaud, la calorimétrie ou le temps de vol), des problèmes de diffusion thermique obligent à isoler thermiquement le capteur du substrat. Pour cela, les capteurs sont réalisés sur des membranes ou des ponts pour réduire au maximum l'absorption thermique du substrat (Figure 1.9).

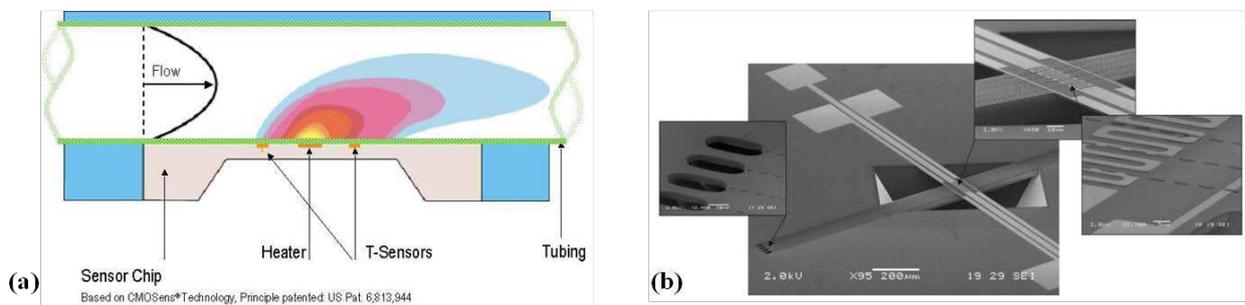


Figure 1.9 : Débitmètres thermodynamiques

- (a) Schéma du dispositif de Sensirion [33],
(b) Images MEB vue de dessus d'une technologie tout silicium [41].

Les capteurs thermodynamiques ont l'avantage de dépendre dans une moindre mesure de la pression du liquide passant dans le capteur. Ils permettent de mesurer des débits sans obstruction de canal, et sans partie mobile. Il faut cependant être prudent de ne pas chauffer

excessivement le fluide dans les cas où l'élévation de température est critique pour le fluide. La température d'un liquide médical ne doit par ailleurs pas excéder une température de 50°C conduisant à la détérioration de la plupart des molécules médicamenteuses.

Il est plus difficile d'utiliser cette technique pour les gaz que pour les liquides en raison de la faible conduction thermique des gaz. En effet, l'air possède une conductivité thermique de $23 \text{ mW}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$ alors que l'eau possède une conductivité thermique 26 fois plus élevée d'environ $600 \text{ mW}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$. De plus, cette technique ne permet pas de déterminer le sens d'écoulement du fluide

1.1.4.5 Choix du débitmètre

De par leur simplicité de fabrication et leur efficacité de mesure, les **débitmètres à fil chaud** ont été retenus pour la mesure du débit de la micropompe. Ils peuvent être réalisés en utilisant les mêmes techniques de microfabrication que pour la réalisation de la membrane. Le principe calorimétrique peut être utilisé en combinaison avec la mesure par fil chaud pour déterminer la direction du fluide.

1.1.5 Bilan des choix technologiques

Ce chapitre a permis de faire l'état de l'art des technologies existantes de capteurs. Un récapitulatif des technologies choisies est donné dans le Tableau 1.3.

Tableau 1.3 : Récapitulatif des choix technologiques pour l'intégration électronique de la micropompe.

Dispositif	Choix technologique	Raisons
Capteurs thermiques	Thermo-résistances	Fabrication simple, intégrables, performances suffisantes
Capteurs de contraintes	Piezorésistances	Fabrication simple, intégrables, performances suffisantes
Capteurs de débit	Débitmètres à fil chaud	Fabrication simple, intégrables, efficaces

En fonction de l'actionneur choisi, on peut déterminer le type de capteur nécessaire au contrôle des propriétés mécaniques de la membrane. Ainsi, pour un actionneur thermique interne, on choisira préférentiellement des thermo-résistances car elles sont facilement intégrables dans la membrane. Pour un actionneur externe, on choisira des capteurs de contrainte piezorésistifs, compatibles avec les techniques standards de microfabrication. Pour les deux types d'actionneurs, un débitmètre intégré dans les canaux sera sélectionné pour mesurer la dose de liquide injectée lors de l'administration de médicaments.

1.2 Conclusion

Un état de l'art a permis d'analyser les solutions proposées pour la mesure de température, de contraintes et de débit. Les technologies de capteurs ont été choisies et sont présentées dans le Tableau 1.3. Il s'agit dans tous les capteurs de simples résistances qui ont

en plus la particularité d'être réalisées par la même étape technologique d'implantation ionique.

Chapitre 2. Capteurs de contraintes

Le but de cette étude est de déterminer la position optimale des capteurs de contrainte sur la membrane ainsi que l'architecture électrique nécessaire pour asservir le fonctionnement de la pompe tout en actionnant la membrane en limite de sa rupture.

Ce chapitre présente dans un premier temps la conception des capteurs de contrainte au sein de la membrane. Les caractérisations de ces capteurs sont présentées dans une deuxième section.

2.1 Conception des capteurs de contrainte piezorésistifs

2.1.1 L'actionnement piezoélectrique externe

La membrane dans laquelle les capteurs de contrainte piezorésistifs sont intégrés est couplée à un actionneur piezoélectrique externe (Figure 2.1).

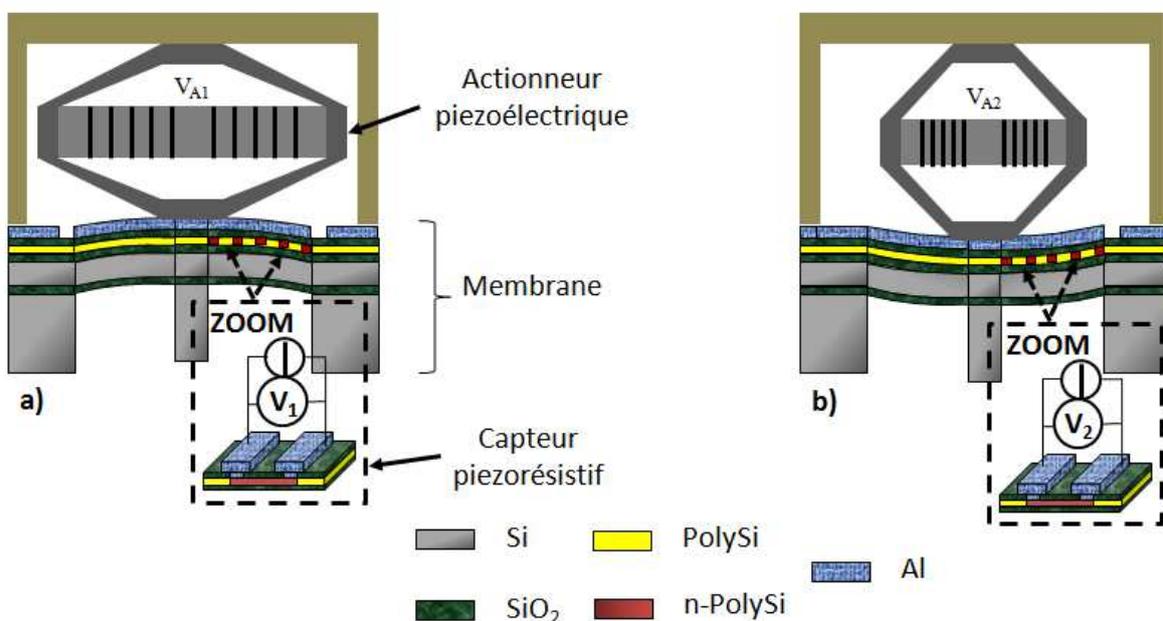


Figure 2.1 : Principe de fonctionnement de l'actionnement piezoélectrique externe et de l'intégration des capteurs de contrainte piezorésistifs. (a) Aspiration (b) Refoulement.

L'actionneur piezoélectrique est polarisé en tension. Des tensions de signes opposés (V_{A1} et V_{A2} sur la Figure 2.1) sont respectivement utilisées pour l'aspiration (l'actionneur tire sur la membrane) et pour le refoulement (l'actionneur pousse la membrane).

2.1.2 Etude théorique des piezorésistances

Les structures de poutres ou de membranes sont utilisées dans la conception de capteurs piezorésistifs car elles génèrent une forte amplification des contraintes mécaniques. L'implantation des piezorésistances dans le silicium permet la réalisation d'éléments de détection de la variation de résistivité en fonction de la contrainte mécanique. L'effet piezorésistif dépend de la nature du dopant, de la température, de la direction des efforts mécaniques et du sens et de la direction du courant électrique par rapport au réseau cristallin.

Pour modéliser l'effet piezorésistif, il faut traduire matriciellement la loi de variation de champ électrique E en fonction de la résistivité ρ du matériau et de la densité de courant J le traversant. Pour un cristal cubique et anisotrope, on obtient :

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_{xx} & \rho_{xy} & \rho_{xz} \\ \rho_{xy} & \rho_{yy} & \rho_{yz} \\ \rho_{xz} & \rho_{yz} & \rho_{zz} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{bmatrix} \quad 2.1$$

La matrice de résistivité est symétrique et possède six composantes. Lorsque le matériau est au repos, la résistivité du matériau est la même dans toutes les directions et vaut ρ . Ainsi, seuls les éléments de la diagonale sont non nuls et identiques. Ce sont les coefficients des axes principaux d'un réseau cubique <100> pour le silicium par exemple.

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho & 0 & 0 \\ 0 & \rho & 0 \\ 0 & 0 & \rho \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{bmatrix} \quad 2.2$$

Sous l'action d'une contrainte mécanique, la matrice de résistivité change et des termes de variation de résistivité $\Delta\rho_{ij}$ viennent s'ajouter aux résistivités

$$\begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho + \Delta\rho_{xx} & \Delta\rho_{xy} & \Delta\rho_{xz} \\ \Delta\rho_{xy} & \rho + \Delta\rho_{yy} & \Delta\rho_{yz} \\ \Delta\rho_{xz} & \Delta\rho_{yz} & \rho + \Delta\rho_{zz} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{bmatrix} \quad 2.3$$

La matrice reste symétrique. Les variations de résistivité sont liées aux contraintes présentes dans le matériau. Ce lien est défini par Smith [42] comme la matrice piezorésistive $\boldsymbol{\pi}$. Ainsi, la variation de résistivité est liée à la contrainte par les coefficients piezorésistifs π_{xy} .

$$\frac{1}{\rho} \cdot \begin{bmatrix} \Delta\rho_{xx} \\ \Delta\rho_{yy} \\ \Delta\rho_{zz} \\ \Delta\rho_{yz} \\ \Delta\rho_{xz} \\ \Delta\rho_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} \quad 2.4$$

La matrice $\boldsymbol{\pi}$ est une matrice de six par six éléments décrivant le comportement des six composantes de variation de résistivité. Les composantes du vecteur de contrainte sont pour les 3 premières les contraintes le long des axes principaux, et pour les 3 dernières les contraintes de cisaillement.

L'équation 2.4 montre la variation de la résistivité en fonction des différents axes du cristal de silicium. Les coefficients piezorésistifs longitudinaux π_l et transversaux π_t traduisent la variation relative de résistivité suivant des axes respectivement longitudinaux (parallèles à la direction du courant) et transversaux (perpendiculaires à la direction du courant).

$$\pi_l = \frac{1}{p} \left(\frac{d\rho}{\rho} \right)_{longitudinal} \quad 2.5$$

$$\pi_t = \frac{1}{p} \left(\frac{d\rho}{\rho} \right)_{transversal} \quad 2.6$$

Avec p la pression unilatérale appliquée (mesurée positivement pour une compression) et ρ et $d\rho$ la résistivité et sa variation.

Afin d'exprimer de nouveaux coefficients piezorésistifs pour n'importe quelle direction de courant, il faut déterminer la position du vecteur courant par rapport à la maille cristalline (Figure 2.2).

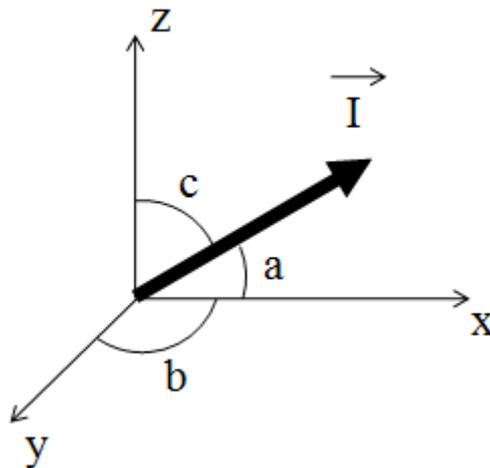


Figure 2.2 : Position du vecteur courant par rapport aux axes principaux de la maille cristalline du silicium.

On définit ainsi des paramètres permettant de repérer le vecteur courant I par rapport aux axes principaux de la maille cristalline du silicium (x, y, z). Ces paramètres sont notés l, m et n et sont les cosinus de l'angle formé par le vecteur courant et les directions principales.

$$I_x = I \cos(a) = I l \quad 2.7$$

$$I_y = I \cos(b) = I m \quad 2.8$$

$$I_z = I \cos(c) = I n \quad 2.9$$

Les coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux peuvent s'exprimer en fonction des directions principales de la maille cubique de silicium [43] par :

$$\pi_l = \pi_{11} + 2(\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) \cdot (l_l^2 m_l^2 + l_l^2 n_l^2 + m_l^2 n_l^2) \quad 2.10$$

$$\pi_t = \pi_{12} - (\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) \cdot (l_t^2 l_t^2 + m_t^2 m_t^2 + n_t^2 n_t^2) \quad 2.11$$

π_l et π_t dépendent évidemment de la direction cristalline suivant laquelle le courant est dirigé. l_l , m_l et n_l sont les paramètres de repère de la direction du courant et l_t , m_t et n_t sont les paramètres de repère de la direction perpendiculaire au courant.

Dans le cas du polysilicium, les coefficients piezorésistifs ne sont plus les mêmes. En effet, le polysilicium est assimilé à un agencement de plusieurs grains de silicium cristallin, séparés par des jonctions. Plus la largeur des grains augmente, et plus le matériaux s'approche d'une structure cristalline. Ainsi, une moyenne des coefficients piezorésistifs peut être faite en prenant en compte la probabilité d'apparition des différentes orientations. Les coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux deviennent [44] :

$$\pi_l = \pi_{11} + 0.4(\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) \quad 2.12$$

$$\pi_t = \pi_{12} - 0.133(\pi_{44} + \pi_{12} - \pi_{11}) \quad 2.13$$

Pour comprendre comment la résistance R d'un composant en silicium varie en fonction de la contrainte, il faut repartir de la définition de la résistance. Sa variation relative s'écrit :

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta S}{S} \quad 2.14$$

Avec ρ la résistivité du silicium, L la longueur de la résistance et S sa section. Il est alors possible d'en déduire la variation de résistance.

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta S}{S} \quad 2.15$$

Pour déterminer les coefficients π_l et π_t , il faut connaître les coefficients de la matrice piezorésistive. Dans le cas du polysilicium déposé en surface de la membrane, ces coefficients sont peu connus et varient fortement avec les procédés de fabrication. Les coefficients longitudinaux et transversaux sont obtenus en corrélant les valeurs issues des simulations FEM avec les valeurs issues des caractérisations mécaniques.

2.1.3 Modélisation par éléments finis (FEM)

Pour atteindre les spécifications, il est nécessaire de déformer la membrane de plus d'une centaine de microns. Dans ce régime, les formules analytiques ne sont plus valables car la déformée est supérieure à deux fois l'épaisseur. Ainsi, il est nécessaire de procéder à des simulations par éléments finis.

2.1.3.1 Modèle de simulation

La membrane à simuler est une structure principalement composée de silicium comme présentée sur la Figure 3.1. Le modèle géométrique est simplifié à une simple membrane en silicium de $60\mu\text{m}$, car les couches supérieures ne constituent que 1.7% de la totalité de l'épaisseur de la membrane. Le modèle utilisé couple les simulations en pression et en force. La structure est présentée sur la Figure 2.3.

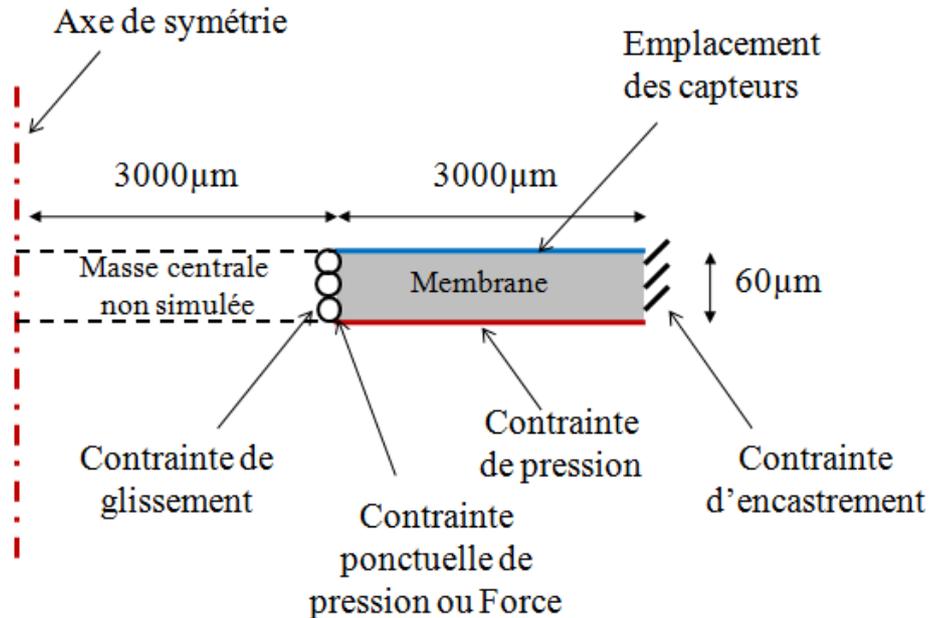


Figure 2.3 : Conditions limites imposées à la membrane lors de l'application d'une pression et d'une force.

Les simulations réalisées sont des simulations axisymétriques dans lesquelles seule la membrane entre le bord de la masse centrale et le bord extérieur est décrite. Une condition d'encastrement est imposée au bord extérieur de la membrane. La masse centrale est considérée comme infiniment rigide. Afin de simuler la masse centrale, une condition de glissement à son bord est introduite. Une contrainte de pression est imposée sur la face inférieure de la membrane. Une force linéique F_{mc} , équivalente à la superposition de la pression p et de la force F , appliquée sur le bord de la masse centrale de rayon r_{mc} est égale à

$$F_{mc} = p * \frac{\pi r_{mc}^2}{2\pi r_{mc}} + \frac{F}{2\pi r_{mc}} \quad 2.16$$

Le premier terme prend en compte une pression appliquée sur la totalité de la masse centrale. Le second terme donne la force ponctuelle induite par une force appliquée sur la masse centrale. Ce modèle permet donc de simuler soit une contrainte de pression appliquée sous la membrane, soit une force appliquée sur la masse centrale, soit les deux.

2.1.3.2 Simulation en pression

Dans un premier temps, une pression seule est appliquée sur la membrane afin d'étudier les contraintes de pression. Les composantes de la contrainte en surface de la

membrane ont été déterminées par simulations FEM (Figure 2.4 et Figure 2.6). Dans le cas des capteurs radiaux et circonférentiels, la contrainte a été étudiée en fonction du rayon de la membrane et ce pour différentes pressions appliquées sous la membrane. Les simulations représentent seulement la couche de silicium monocristallin de 60 μm de la membrane. La pression est appliquée sur la membrane et la masse centrale.

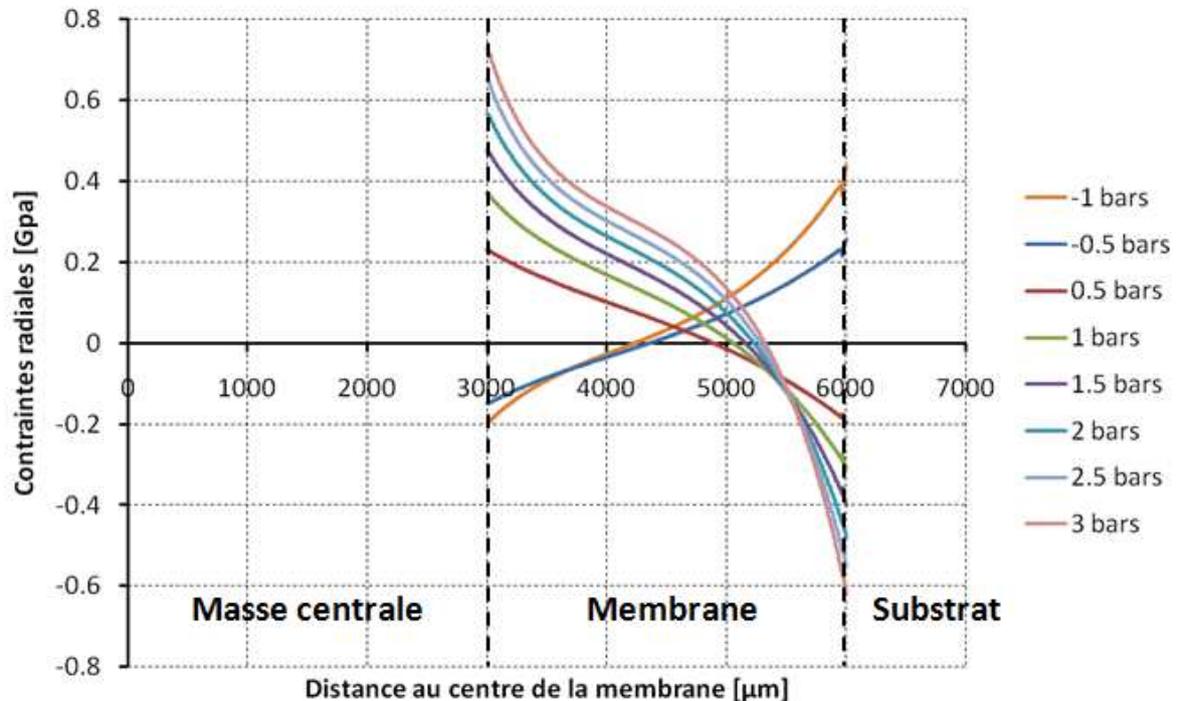


Figure 2.4 : Contraintes radiales simulées en surface de la membrane selon l'axe radial lors d'une contrainte de pression appliquée dans la cavité de la membrane.

Si on considère le capteur comme très petit par rapport au rayon de la membrane axisymétrique, les contraintes circonférentielles sont supposées indépendantes de l'angle polaire. Ainsi, la variation relative de la résistance des capteurs radiaux sera indépendante de leur longueur si cette dernière est très petite par rapport au diamètre de la membrane.

Pour des pressions positives, les contraintes sont positives près de la masse centrale et sont négatives du côté du bord externe de la membrane. En effet, en surface de la membrane, des contraintes de compression apparaissent sur les bords externes lorsqu'une augmentation de pression est appliquée sous la membrane. Près de la masse centrale, des contraintes de tension sont créées. Dans le cas de pressions négatives, c'est l'inverse.

Un changement de pente est observable en se rapprochant de la masse centrale. L'augmentation des contraintes est d'autant plus forte que la pression augmente. La contrainte radiale est maximale au bord de la masse centrale et vaut 230MPa pour une pression appliquée de 500mbar et 730MPa pour une pression de 3bar. Il est donc préférable de placer les capteurs sur le bord de la masse centrale, ou sur le bord extérieur de la membrane, là où la contrainte est la plus forte.

Le profil de contraintes le long de l'axe radial de la membrane n'est pas symétrique par rapport au centre de la membrane. Cet effet est accentué lorsque la pression dans la cavité

augmente. La déflexion de la membrane est non linéaire ce qui implique que l'abscisse de contrainte radiale nulle se décale vers le bord extérieur de la membrane lorsque la pression augmente.

Le profil de ces contraintes circonférentielles $\sigma_{\varphi\varphi}$ provient d'un équilibre entre la déformée radiale ε_r , la déformée circonférentielle ε_φ et la déformée verticale ε_z . D'après la loi de Hooke, on obtient :

$$\sigma_{\varphi\varphi} = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)}(\varepsilon_r + \varepsilon_z) + \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)}\varepsilon_\varphi \quad 2.17$$

Avec E le module d'Young du silicium, et ν son coefficient de Poisson.

La déformée selon l'axe r et la déformée selon l'axe z sont de forme similaire. Elles sont donc regroupées dans une même expression. Les deux termes composant l'expression de $\sigma_{\varphi\varphi}$ sont tracés dans la Figure 2.5.

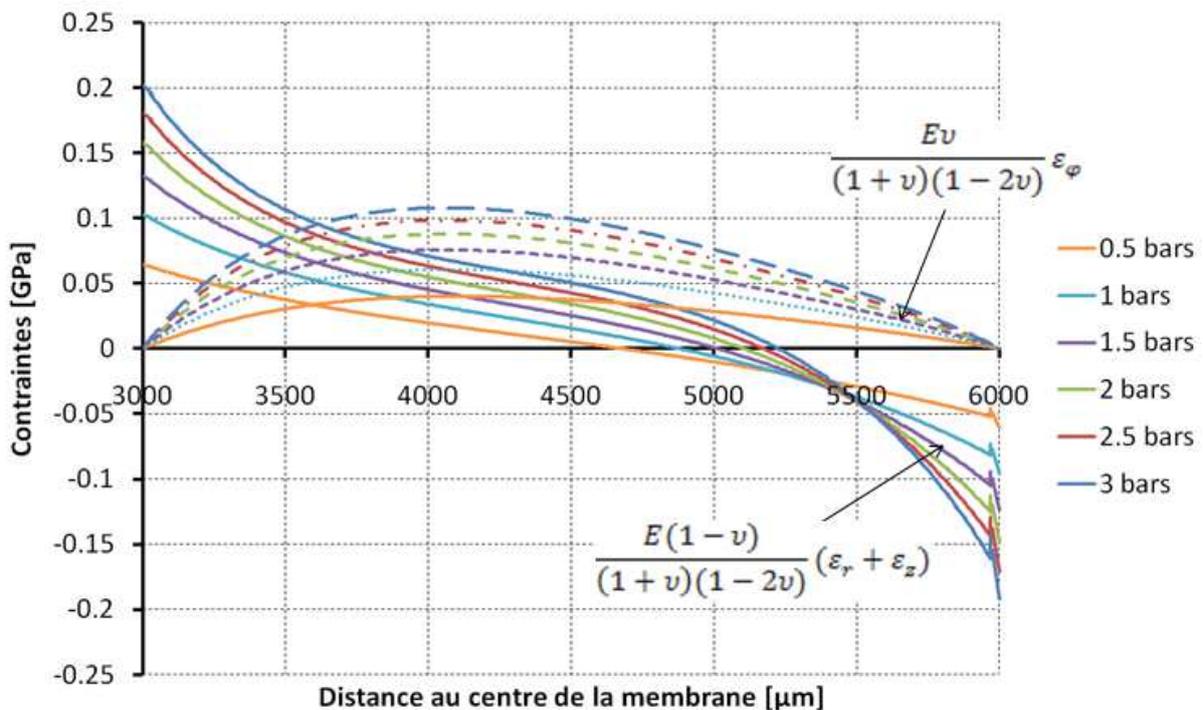


Figure 2.5 : Profil des composantes de la contrainte circonférentielle.

La composante due à la somme des déformées selon l'axe r et l'axe z est de forme similaire aux contraintes radiales présentées dans la Figure 2.4. La composante due à la déformée selon l'axe de l'angle polaire possède un maximum aux alentours de $4000\mu\text{m}$ du centre de la membrane. Ces deux composantes sont du même ordre de grandeur à savoir de l'ordre de 0.1GPa .

Les contraintes circonférentielles sont obtenues en sommant les deux composantes précédentes et sont tracées sur la Figure 2.6.

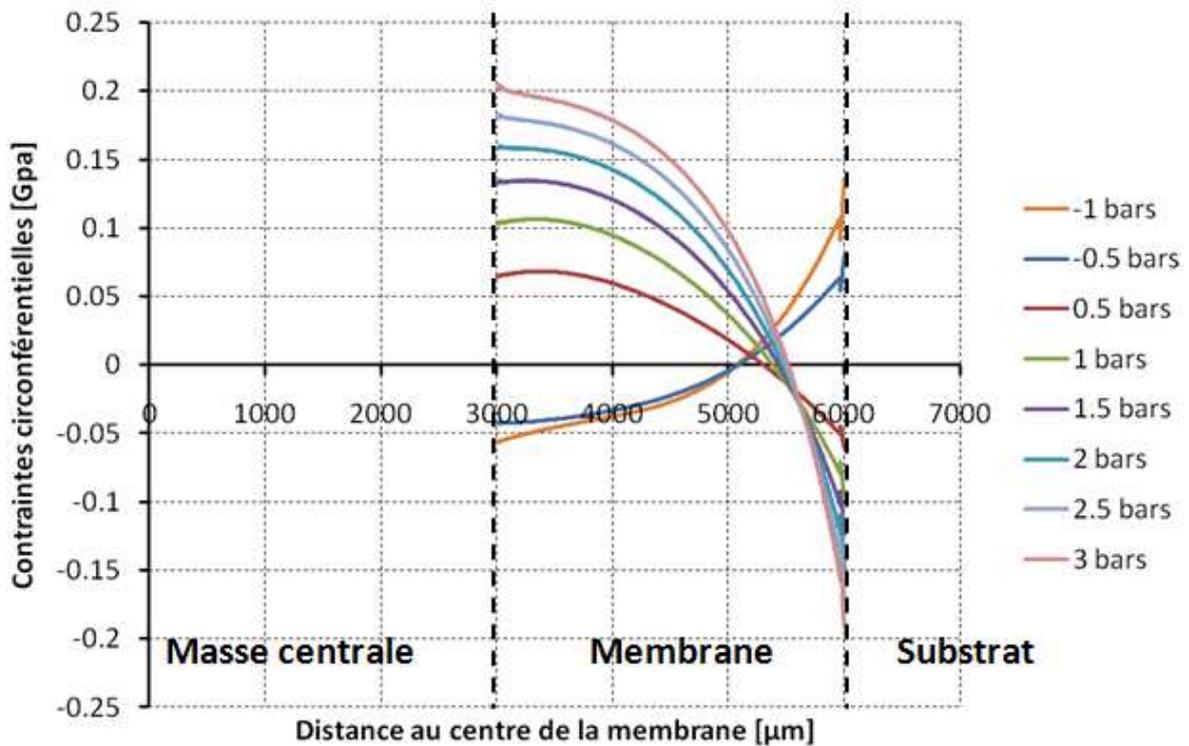


Figure 2.6 : Contraintes circonférentielles simulées à la surface supérieure de la membrane selon l'axe radial lorsqu'une contrainte de pression est appliquée dans la cavité de la membrane.

Les contraintes circonférentielles sont environ quatre fois plus faibles que les contraintes radiales. Elles sont positives près de la masse centrale et négative près du bord externe de la membrane. La contrainte circonférentielle maximale est observée à une position de $3400\mu\text{m}$ du centre de la membrane et vaut 68MPa pour une pression de 500mbar , elle vaut 210MPa pour une pression de 3bar au bord de la masse centrale.

Les contraintes en pression ont été étudiées. Une force est maintenant appliquée sur la membrane.

2.1.3.3 Simulations en force

L'actionneur externe utilisé est capable de générer des forces comprises entre -20N et 20N . Les simulations sous contrainte de force sont présentées sur les Figure 2.7 et Figure 2.8.

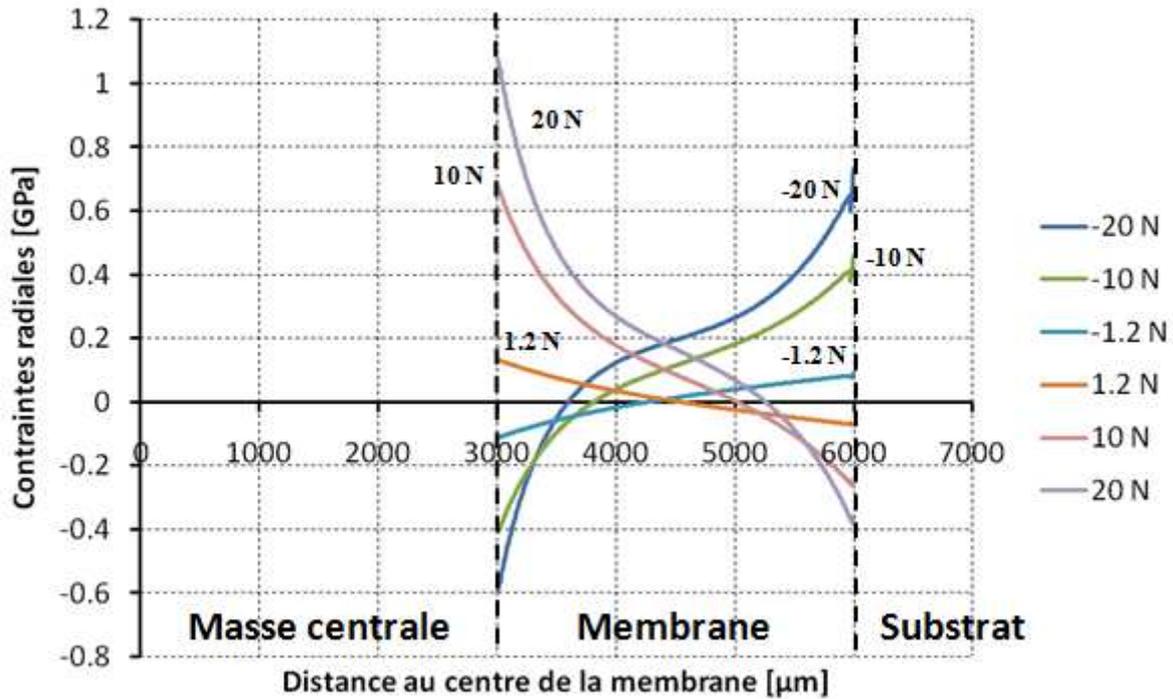


Figure 2.7 : Contraintes radiales simulées en surface de la membrane selon l'axe radial lors d'une contrainte de force appliquée sur la masse centrale.

La force est appliquée sur la masse centrale. Une force positive est une force induisant une déflexion positive de la membrane. On constate les mêmes effets de non linéarité et de changement de pente aux abords de la masse centrale que lors de l'application de la pression. Le caractère asymétrique est d'autant plus marqué que la force appliquée est importante.

La contrainte dans la membrane est donnée par la relation [45] :

$$\frac{\sigma r^2}{Et^2} = K_3 \left(\frac{y}{t}\right) + K_4 \left(\frac{y}{t}\right)^2 \quad 2.18$$

où r représente le rayon de la membrane, E le module d'Young du matériau la composant, t son épaisseur et y sa déflexion maximale, appelée flèche. K_3 et K_4 sont des constantes dépendant du matériau de la membrane.

Le premier terme est dû à la flexion de la membrane $K_3 \left(\frac{y}{t}\right)$ et traduit la contrainte induite par les moments, le second terme $K_4 \left(\frac{y}{t}\right)^2$ correspond à la contrainte due à l'étirement.

En déformation linéaire, la contrainte due à l'étirement est négligeable. Ainsi, les courbes avec des forces positives ou négatives sont symétriques par rapport à l'axe des abscisses. C'est le cas pour les forces de 1.2N. La contrainte due à l'étirement n'est plus négligeable et induit une asymétrie des courbes.

Pour une force de -1.2N, la contrainte radiale au point d'abscisse 3000μm est de -31MPa, pour une force de 1.2N, elle vaut 37MPa.

Dans le cas d'une force négative, les contraintes au bord de la masse centrale et au bord externe de la membrane sont proches. Pour une force de -1.2N, la contrainte au point d'abscisse 3000 μm est de -31MPa et au point d'abscisse 6000 μm , elle vaut 28MPa.

Lorsque la membrane est tirée avec une force positive, les contraintes radiales et circonférentielles sont équivalentes au bord de la masse centrale pour une force de 11N ou une pression de 3 bars. Lorsque la membrane est poussée avec une force négative, les contraintes radiales et circonférentielles deviennent, au bord de la masse centrale, équivalentes en valeur absolue et de signe opposées pour une force de -20N ou une pression de 3 bar.

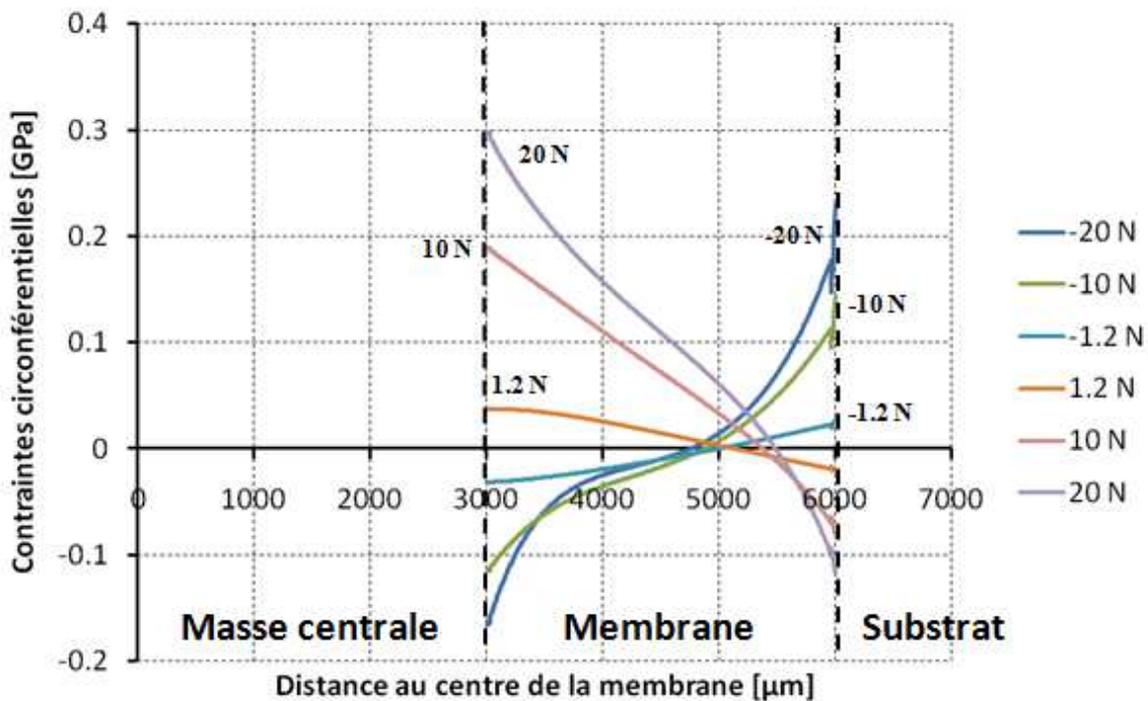


Figure 2.8 : Contraintes circonférentielles simulées en surface de la membrane selon l'axe radial lors d'une contrainte de force appliquée sur la masse centrale.

Dans le cas des contraintes circonférentielles, les effets observés au bord de la masse centrale sont les mêmes que pour les contraintes radiales, quand une pression est appliquée sur la membrane. Une variation de pente est observable lorsque la force augmente. Lorsque la force est positive, la contrainte circonférentielle maximale est située au bord de la masse centrale. Lorsque la force est négative, le bord de la masse centrale et le bord extérieur de la membrane subissent la même contrainte, qui est maximale à ces positions.

L'influence de la pression sur les contraintes radiales lors de l'actionnement de la membrane par une force est présentée sur la Figure 2.9. L'influence sur les contraintes circonférentielles est présentée sur la Figure 2.10.

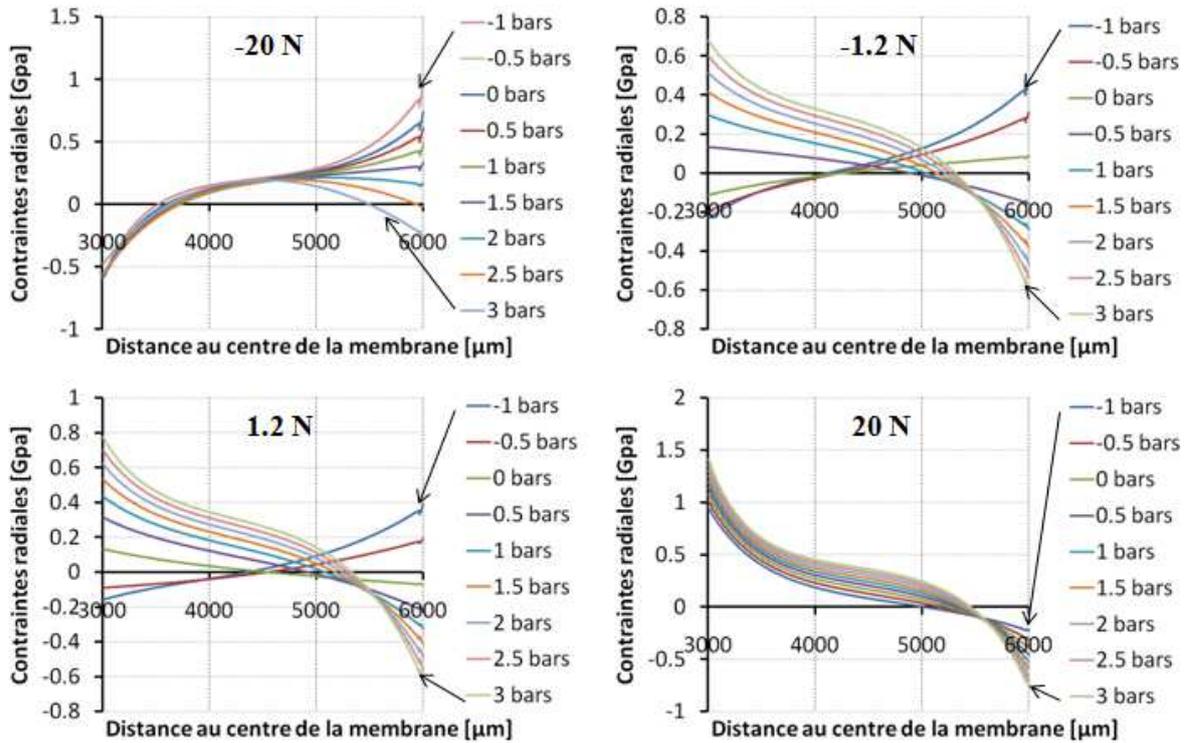


Figure 2.9 : Influence de la pression sur les contraintes radiales lors de l'actionnement de la membrane par une force.

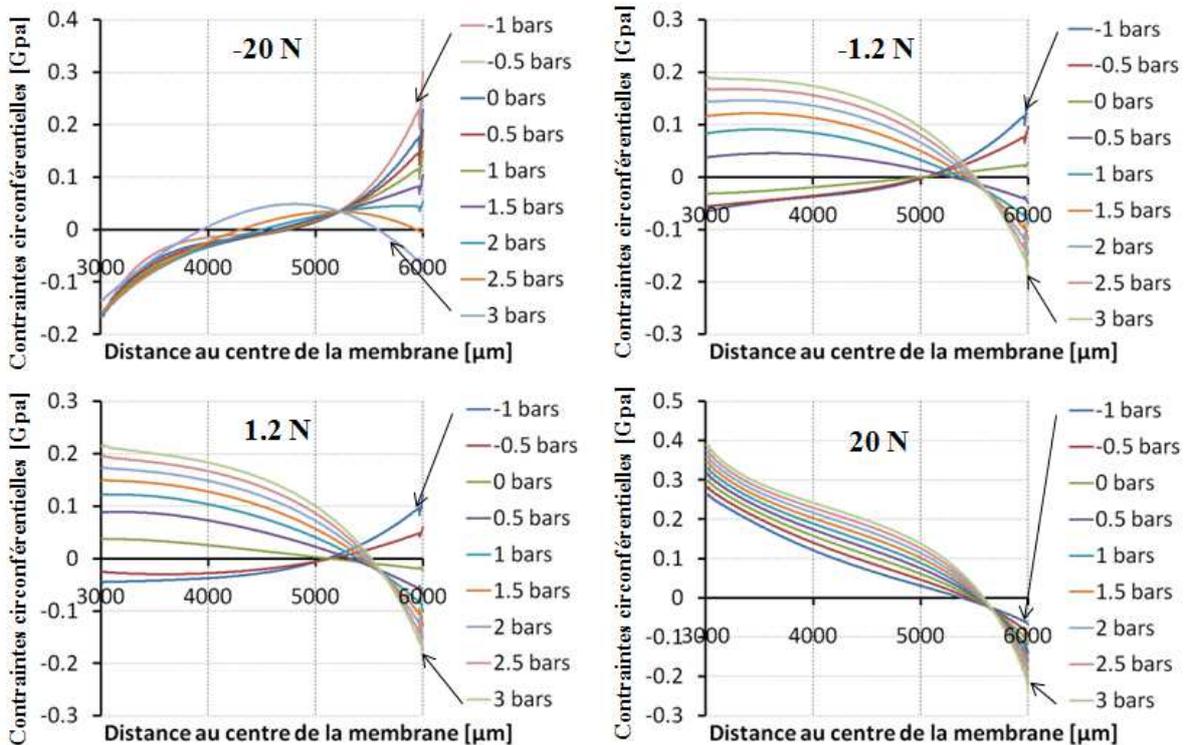


Figure 2.10 : Influence de la pression sur les contraintes circonférentielles lors de l'actionnement de la membrane par une force.

Dans le cas des forces faibles de valeurs absolues égales à 1.2N, la pression a un impact significatif sur la contrainte radiale à la surface de la membrane. La force ne permet

pas de contrer la pression dans le cas d'une force négative de -1.2N. Pour une pression de 3bar, la contrainte est de 690GPa contre 720GPa sans force appliquée.

Dans le cas des forces élevées de valeurs absolues égales à 20N, la force domine la pression. Au bord de la masse centrale, les contraintes sont peu influencées par la pression. Dans le cas d'une force de 20N, les contraintes radiales varient entre 1.07GPa et 1.4GPa et dans le cas d'une force de -20N, elles varient entre -0.58GPa et -0.49GPa. Cependant, dans le cas d'une force de -20N, les contraintes au bord extérieur de la membrane sont significativement affectées par la pression. En effet, la force est seulement appliquée sur la masse centrale de la membrane tandis que la pression est appliquée sur la totalité du diaphragme. Ainsi, les forces de pression induites sur le bord extérieur de la membrane induisent des variations importantes dans les contraintes radiales. Cependant, les contraintes radiales maximales sont encore situées au bord de la masse centrale.

Afin de vérifier que les contraintes subies par la membrane n'induisent pas sa rupture, la plasticité de la membrane est étudiée. Le critère de plasticité est donné par les contraintes de Von Mises σ_{VM} . Ces contraintes sont en lien avec les contraintes radiales et les contraintes circonférentielles au travers de la relation :

$$\sigma_{VM} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sqrt{(\sigma_r - \sigma_c)^2 + (\sigma_c - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_r)^2} \quad 2.19$$

où σ_r est la contrainte radiale, σ_c la contrainte circonférentielle et σ_z la contrainte selon l'épaisseur. Par simulation, le terme σ_z est négligeable par rapport aux autres coefficients. Le critère de Von Mises devient :

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\sigma_r^2 + \sigma_c^2 - \sigma_r \sigma_c} \quad 2.20$$

Les contraintes de Von Mises sont présentées sur la Figure 2.11 pour des pressions positives, sur la Figure 2.12 pour des pressions négatives.

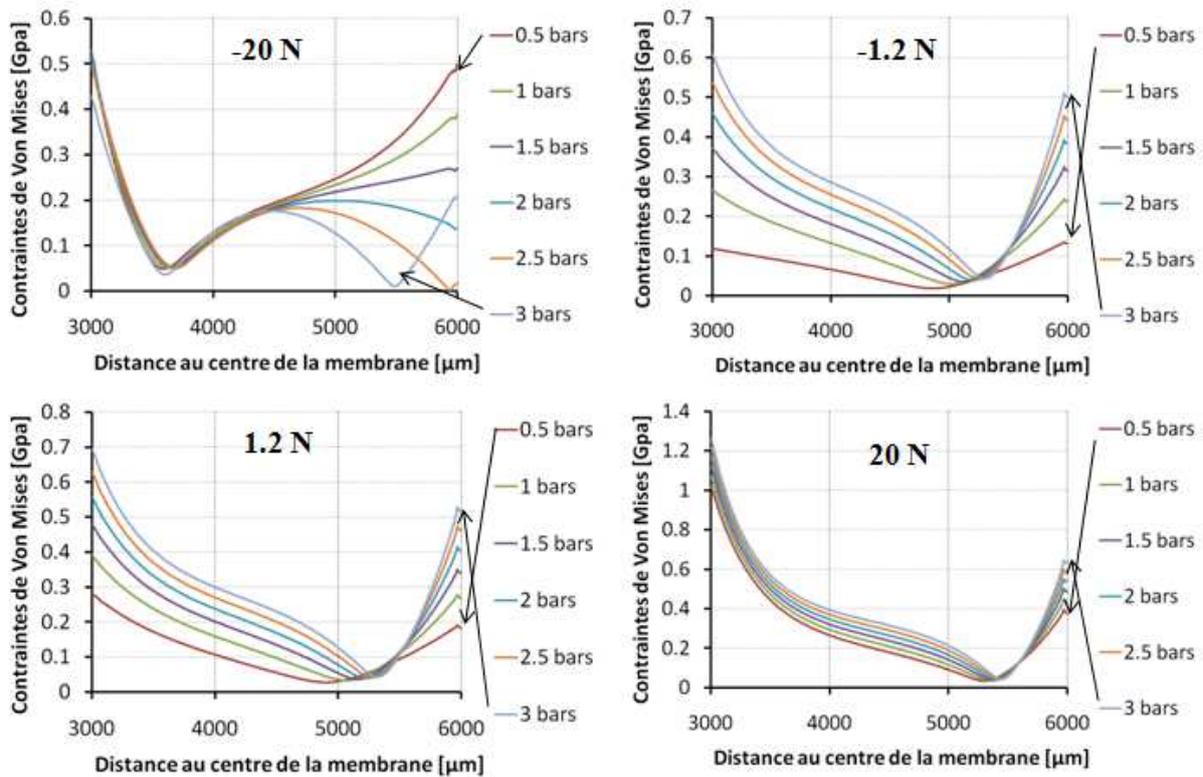


Figure 2.11 : Contraintes de Von Mises le long de l'axe radial de la membrane pour différentes forces appliquées sur la masse centrale et différentes pression positives appliquées sous la membrane.

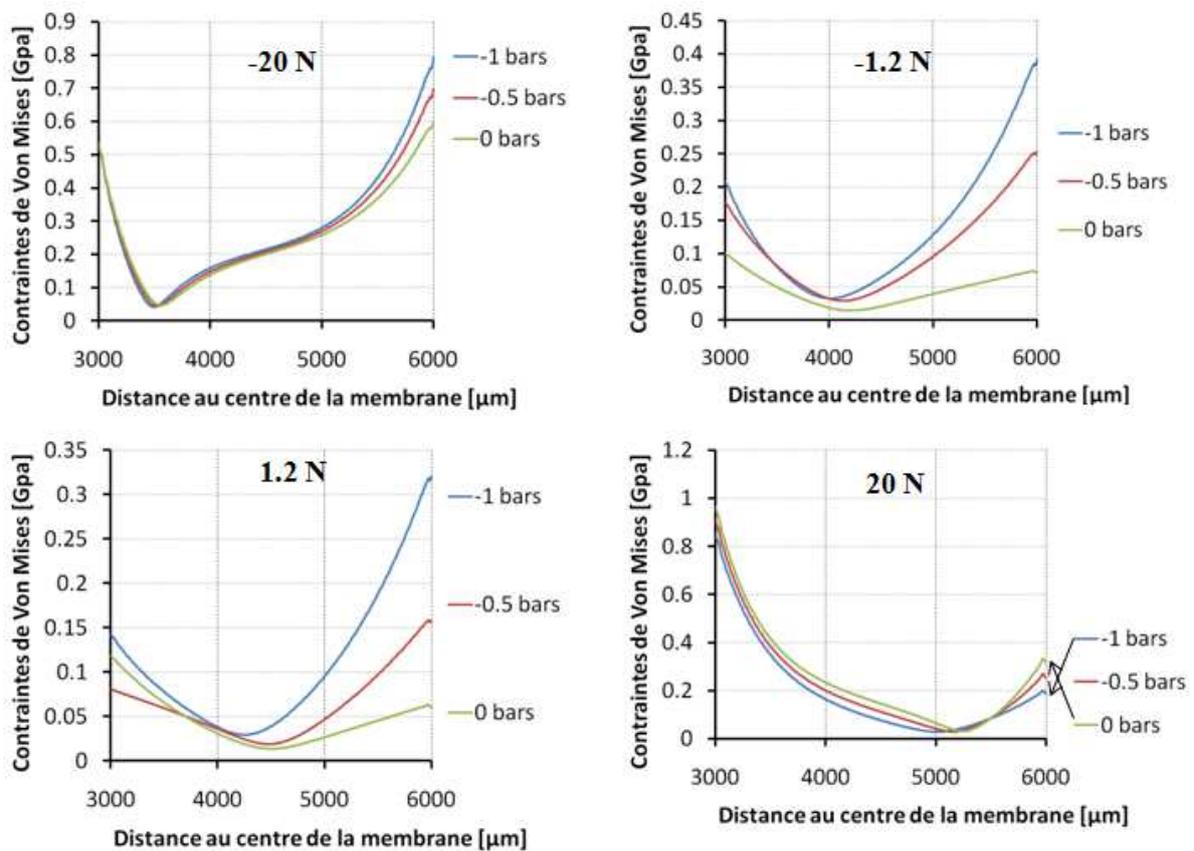


Figure 2.12 : Contraintes de Von Mises le long de l'axe radial de la membrane pour différentes forces appliquées sur la masse centrale et différentes pression négatives appliquées sous la membrane.

La limite théorique de contrainte que l'on peut appliquer sur le silicium sans induire de rupture est de 1GPa et elle est atteinte dans notre cas pour une force de 20N, sur le bord de la masse centrale. En réalité, cette limite théorique dépend fortement du procédé de fabrication de la membrane et en particulier du procédé de gravure de la membrane. Les contraintes situées au bord de la masse centrale sont les moins dépendantes de la pression. Dans le cas de pressions positives appliquées sur la membrane, les contraintes maximales sont situées sur le bord de la masse centrale. Dans le cas de pressions négatives, les contraintes de Von Mises maximales se trouvent au bord extérieur de la membrane pour des forces négatives et pour des forces positives faibles. Lors de l'application d'une pression nulle dans la cavité de la membrane, les contraintes de Von Mises sont maximales pour des forces positives et pour des forces négatives de faibles valeurs.

2.1.4 Conclusion

Pour une pression appliquée dans la cavité de la membrane, les contraintes au bord de la masse centrale et au bord extérieur de la membrane sont tracées sur la Figure 2.13.

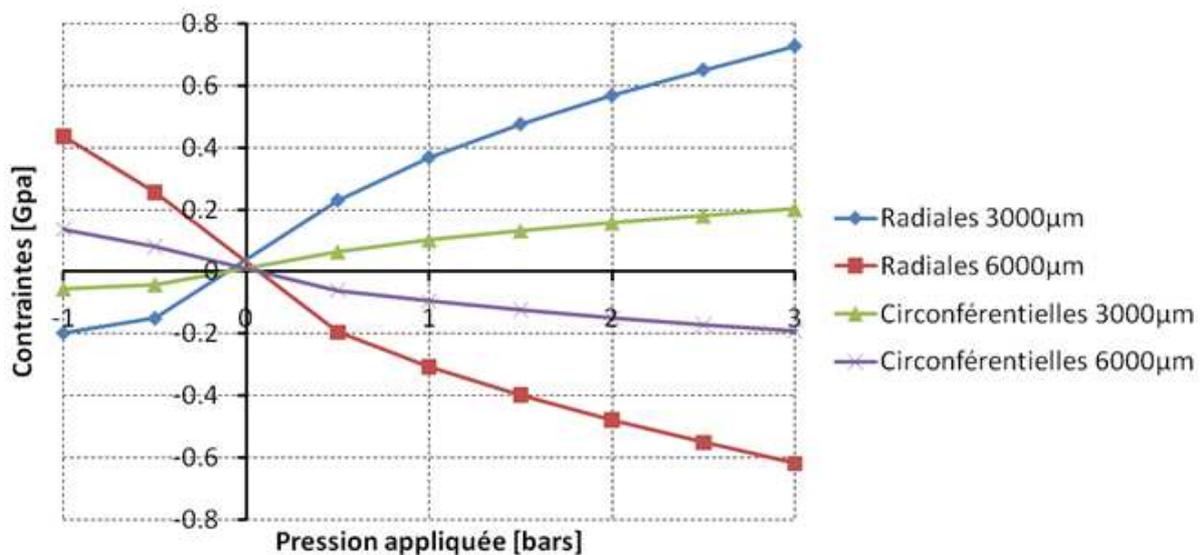


Figure 2.13 : Simulations des variations des contraintes au bord de la masse centrale et au bord externe de la membrane en fonction de la pression appliquée dans la cavité de la membrane.

Les contraintes à ces positions sont les contraintes les plus élevées dans la membrane.

Dans le cas de l'application d'une force sur la masse centrale de la membrane, les contraintes au bord de la masse centrale et au bord extérieur de la membrane sont tracées sur la Figure 2.14.

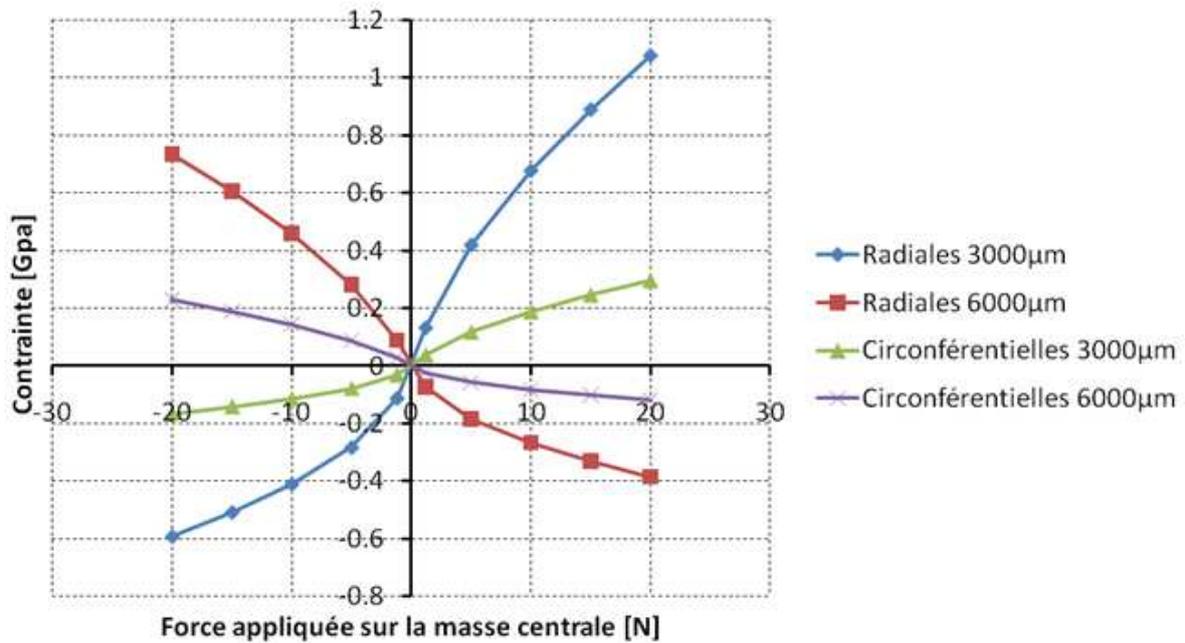


Figure 2.14 : Simulations des variations des contraintes au bord de la masse centrale et au bord externe de la membrane en fonction de la force appliquée sur la masse centrale de la membrane.

Les contraintes maximales sont observées au bord de la masse centrale et au bord externe de la membrane. La position des contraintes maximales dépend de la force appliquée sur la membrane.

L'influence de la pression sur l'actionnement de la membrane est importante et est présenté sur la Figure 2.15.

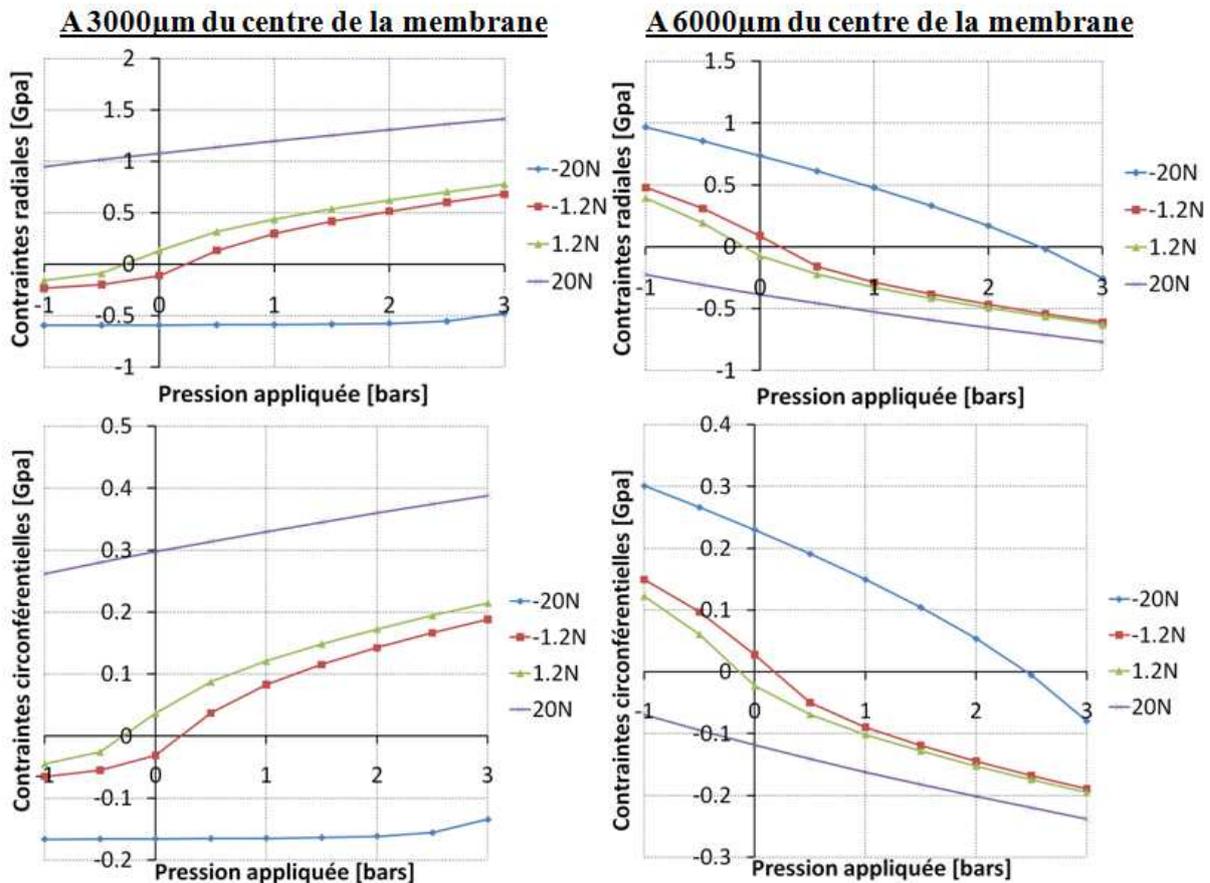


Figure 2.15 : Influence de la pression sur la contraintes radiales à la surface de la membrane, pour différentes positions par rapport au centre de la membrane.

Lors de l'actionnement, il est difficile de prévoir la force qui induira une contrainte de rupture dans la membrane. Pour cela, les simulations permettent de prévoir les contraintes le long de l'axe radial de la membrane en fonction de la pression ou de la force appliquée. L'impact de la pression sur les contraintes radiales et circonférentielles à la surface de la membrane montre l'utilité de l'ajout de capteurs de contraintes. Dans un fonctionnement en tant que micropompe, la membrane sera soumise à des variations de pression. Ces variations de pression vont impacter le fonctionnement de l'actionneur. En mesurant les contraintes lors de l'actionnement, il est possible de connaître l'influence de la pression afin d'en contrer les effets par un asservissement adapté.

La Figure 2.16 présente les contraintes de Von Mises pour différentes forces appliquées en fonction de la pression dans la cavité.

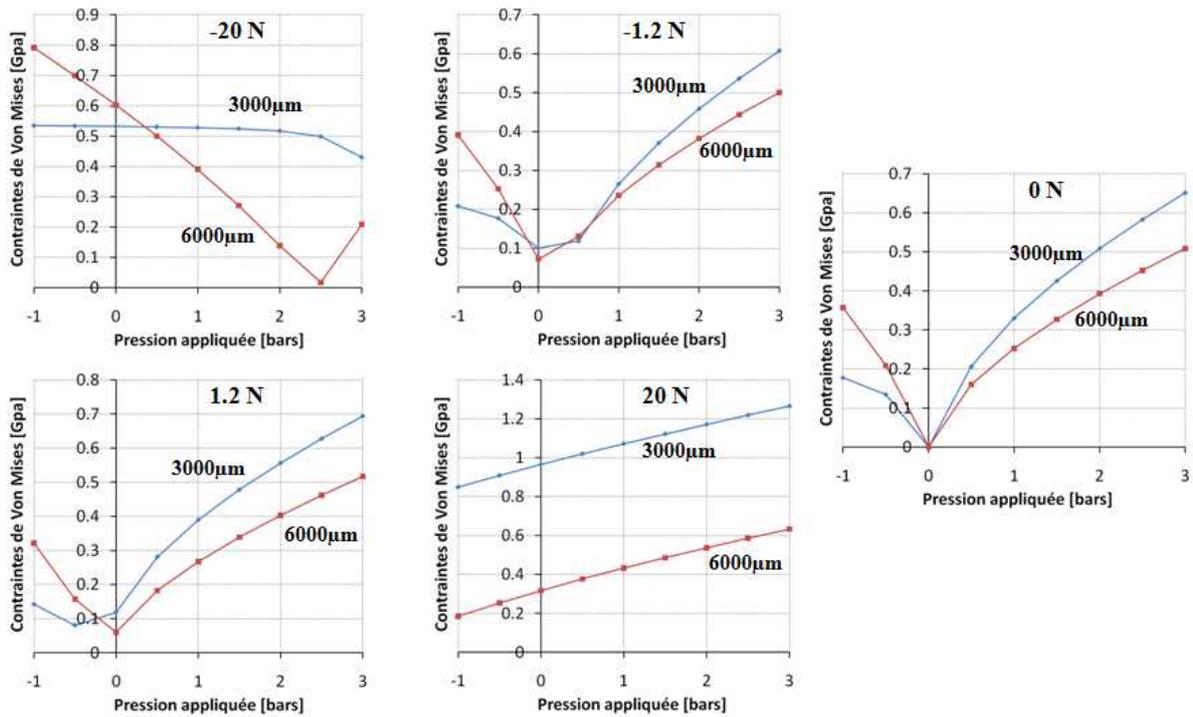


Figure 2.16 : Influence du couple (force ; pression) sur les contraintes de Von Mises à la surface de la membrane, pour différentes positions par rapport au centre de la membrane.

Les contraintes sur le bord de la masse centrale (3000µm du centre de la membrane) et les contraintes sur le bord extérieur de la membrane (6000µm du centre de la membrane) sont comparées. La position des contraintes de Von Mises maximales varie selon le couple (force ; pression) appliqué sur la membrane.

Les simulations de contraintes ont été réalisées. Elles ont permis d'en déduire le placement optimal des piezorésistances le long de l'axe radial de la membrane.

2.2 Intégration des piezorésistances

2.2.1 Fabrication de la membrane

Les étapes de fabrication sont maintenant présentées. Le substrat de départ est un substrat BESOI. Les épaisseurs sont décrites sur la Figure 2.17.

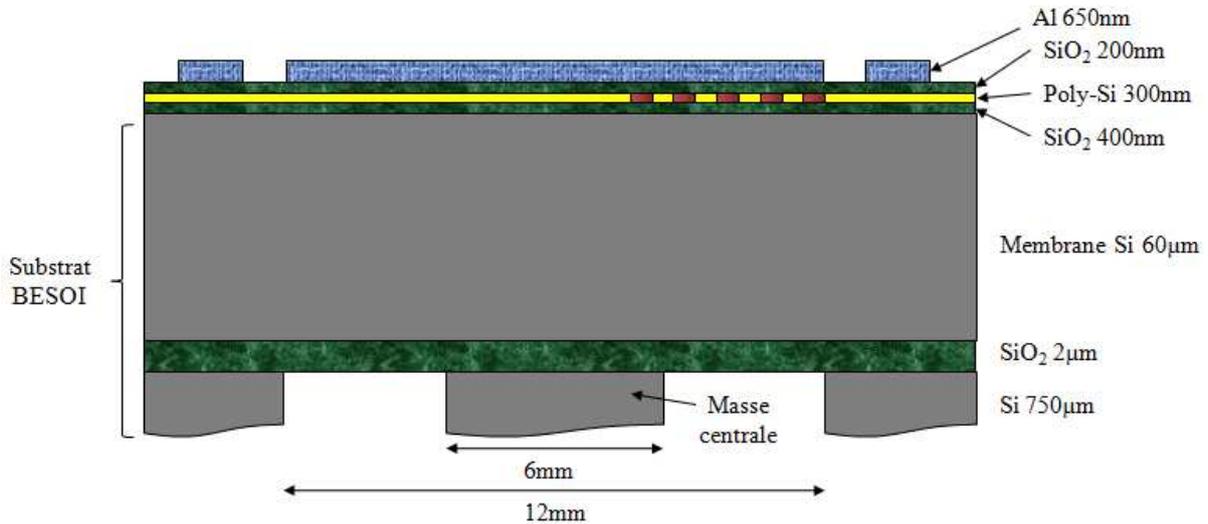


Figure 2.17 : Structure de la membrane couplée à l'actionneur externe (schéma en coupe).

La première étape de fabrication correspond à un empilement de couches réalisant la couche active de la membrane. Une oxydation thermique humide de 400nm d'épaisseur a été réalisée sur un substrat de silicium d'une épaisseur de 500µm et d'orientation $\langle 100 \rangle$. Une épaisseur de silicium polycristallin de 1µm a ensuite été déposée en phase vapeur LPCVD (*Low Pressure Chemical Vapor Deposition*).

Une implantation ionique d'atomes de phosphore en forte concentration (supérieure à 5.10^{19} at/cm³, d'une dose de 4.10^{15} cm⁻² et d'une énergie de 70keV) dans la couche de silicium polycristallin est ensuite réalisée. Cette concentration élevée permet de diminuer l'effet de la température sur les coefficients piezorésistifs dans la gamme de température admissible par les médicaments utilisés pour l'injection (0°C-50°C) [43] et d'établir un contact ohmique avec les connexions électriques. Cependant, une forte concentration de dopants induit une faible valeur des coefficients piezorésistifs. L'influence de la température est ainsi diminuée au détriment des performances des jauges de contraintes. Par ailleurs, cette couche est isolée électriquement par un dépôt en phase vapeur PECVD (*Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition*) d'une couche d'oxyde de silicium de 200nm d'épaisseur.

La gravure de la couche d'isolant électrique se fait à l'aide d'un bain d'acide fluorhydrique. Une couche de 2µm d'aluminium est ensuite pulvérisée et gravée chimiquement (H₃PO₄) pour réaliser les contacts électriques.

La réalisation de la membrane se termine par une gravure ionique réactive profonde DRIE (*Deep Reactive Ion Etching*) de la face arrière du BESOI libérant ainsi la membrane. Il est important de noter que l'oxyde du substrat BESOI sert de couche d'arrêt pour cette

gravure, la sélectivité par rapport au silicium étant d'environ d'un facteur 200 à température ambiante.

2.2.2 Fabrication des capteurs intégrés

Ces membranes possèdent une partie en silicium monocristallin de $60\mu\text{m}$ afin de rendre la membrane mécaniquement résistante à une pression de 3 bars. La Figure 2.18 montre un modèle simplifié de courbure de la membrane ainsi que le profil de contrainte le long de l'épaisseur de la membrane.

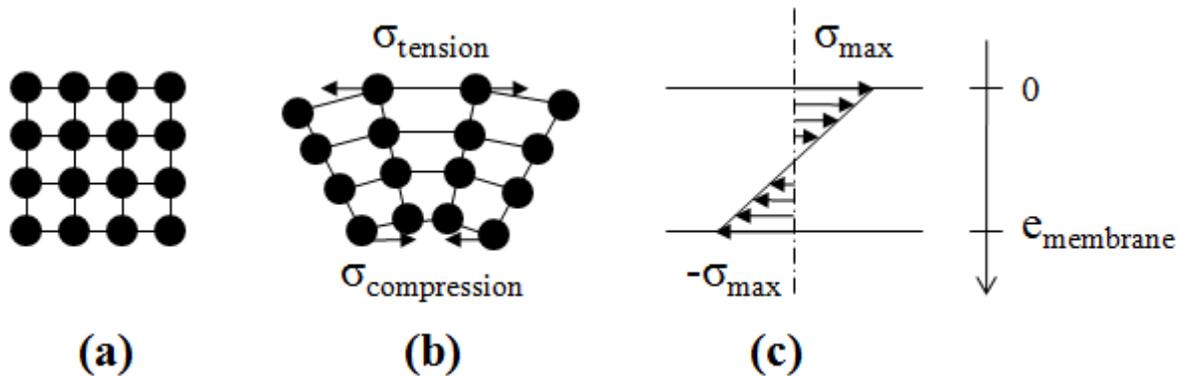


Figure 2.18 : (a) Modèle simplifié d'une membrane non contrainte.
 (b) Structure courbée avec les contraintes de tension et de compression.
 (c) Profil de contrainte le long de l'épaisseur de la membrane.

La contrainte est distribuée linéairement à partir du milieu de l'épaisseur de la membrane pour atteindre des contraintes maximales sur les faces supérieures et inférieures. La contrainte $\sigma(z)$ en un point de hauteur z est donnée par la relation :

$$\sigma(z) = \sigma_{MAX} \left(1 - \frac{2}{e_M} z\right) \quad 2.21$$

où σ_{MAX} est la contrainte maximale en surface de la membrane et e_M l'épaisseur de la membrane. Un capteur d'épaisseur e_C mesure la moyenne des contraintes le long de son épaisseur. Ainsi, la contrainte mesurée par le capteur est égale à

$$\sigma_C = \frac{1}{e_C} \int_0^{e_C} \sigma(z) dz = \sigma_{MAX} \left(1 - \frac{e_C}{e_M}\right) \quad 2.22$$

La couche de polysilicium d'une épaisseur de 300nm, constitue 0.5% de la totalité de l'épaisseur de la membrane. Positionnés à la surface de la membrane, ils subissent donc la contrainte maximale créée dans l'épaisseur de la membrane ($\sigma_C \approx \sigma_{MAX}$).

Une épaisseur de 300nm nous permet également de contrôler plus facilement l'homogénéité du dopage par implantation dans le volume de la couche du polysilicium.

2.2.3 Structure des capteurs de contraintes intégrés

Les capteurs piezorésistifs sont intégrés dans la couche de polysilicium et le long de l'axe radial de la membrane comme indiqué sur la Figure 2.19.

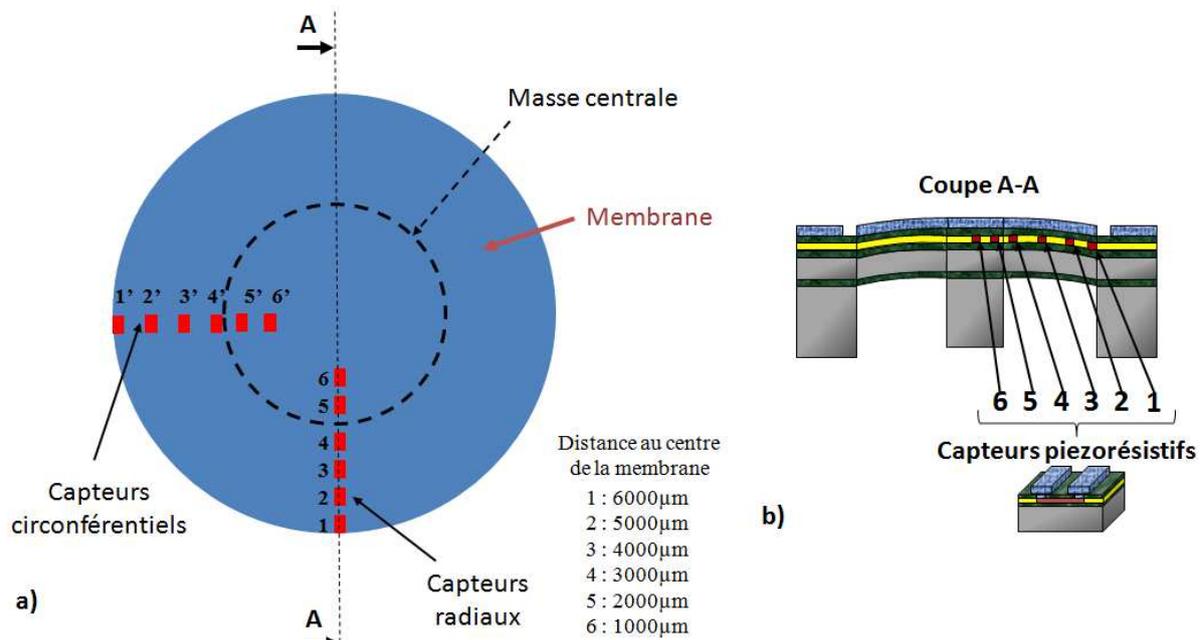


Figure 2.19 : Structure de la membrane avec capteurs.

(a) Vue de dessus (b) Vue en coupe.

Deux capteurs de chaque type (n°5 et n°6) sont positionnés au dessus de la masse centrale de la membrane qui est rigide et donc peu déformable. Les autres capteurs sont placés entre la masse centrale et le bord externe de la membrane.

Ces capteurs sont de deux types. Les uns sont orientés perpendiculairement à l'axe radial de la membrane et sont appelés « capteurs circonférentiels ». Les autres sont orientés selon l'axe radial de la membrane et sont appelés « capteurs radiaux ». Les piezorésistances étudiées sont espacées de 1 mm le long de la membrane.

2.2.4 Méthode de détermination des coefficients piezorésistifs

L'axe suivant lequel la contrainte est la plus forte est l'axe radial de la membrane d'après les simulations. En réalité, les contraintes radiales et circonférentielles varient dans le même sens. Lorsque la contrainte longitudinale ou radiale est positive, la contrainte transversale ou circonférentielle est positive également.

Les contraintes induites sur les piezorésistances de la membrane sont présentées sur la Figure 2.20.

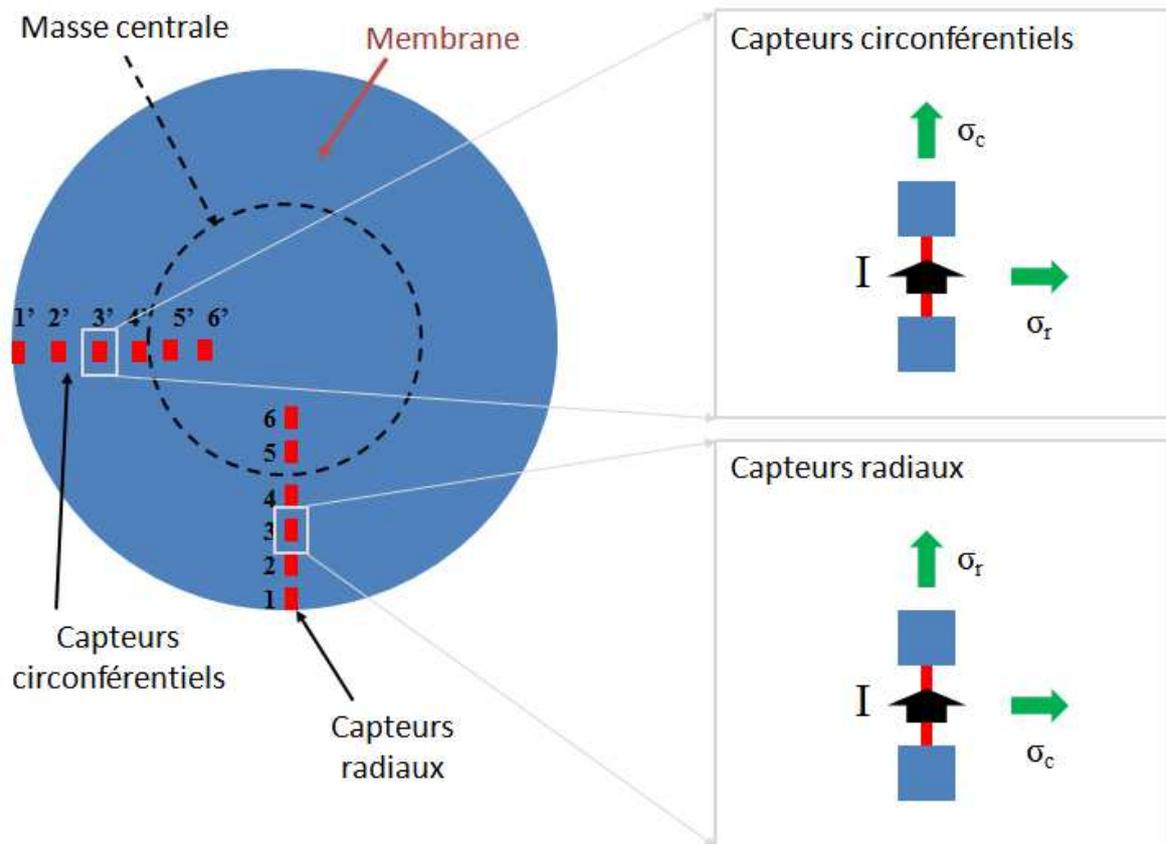


Figure 2.20 : Position des capteurs de contrainte le long de la membrane et leurs contraintes associées.

Dans le cas d'une membrane de 12mm de diamètre possédant une masse centrale de 6mm de diamètre et se déformant de 120µm, l'étirement est de l'ordre de 0.08% de la longueur. On peut donc négliger les variations géométriques. Ainsi, seule l'influence de la variation de résistivité induit une variation de résistance dans le capteur. Afin de déterminer les coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux de la couche de polysilicium dopé, on crée des matrices de mesures.

Si R_r est la résistance du capteur radial et R_c la résistance du capteur circonférentiel, on obtient les équations 2.23 et 2.24 :

$$\frac{\Delta R_r}{R_r} = \pi_l \sigma_r + \pi_t \sigma_c \quad 2.23$$

$$\frac{\Delta R_c}{R_c} = \pi_l \sigma_c + \pi_t \sigma_r \quad 2.24$$

Avec σ_r et σ_c les contraintes radiales et circonférentielles subies par la membrane. Ce sont les contraintes qui ont été simulées dans la section précédente. On peut donc voir qu'une variation relative négative de résistance implique que les deux coefficients piezorésistifs longitudinal et transversal sont de signes opposés. Pour avoir une évaluation plus précise de ces coefficients piezorésistifs, une nouvelle méthode est mise en place.

$$\begin{bmatrix} \frac{\Delta R_{r1}}{R_{r1}} \\ \vdots \\ \frac{\Delta R_{rn}}{R_{rn}} \\ \frac{\Delta R_{c1}}{R_{c1}} \\ \vdots \\ \frac{\Delta R_{cn}}{R_{cn}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{lr1} & \sigma_{tr1} \\ \vdots & \vdots \\ \sigma_{lrn} & \sigma_{trn} \\ \sigma_{tc1} & \sigma_{lc1} \\ \vdots & \vdots \\ \sigma_{tcn} & \sigma_{lcn} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \pi_l \\ \pi_t \end{bmatrix} \quad 2.25$$

En prenant R_{ri} la résistance radiale du capteur i , R_{ci} la résistance circonférentielle du capteur i , n le nombre de capteurs radiaux caractérisés, m le nombre de capteurs circonférentiels caractérisés, σ_{lr_i} et σ_{tr_i} les contraintes longitudinales et transversales associées à la résistance radiale i , σ_{lc_i} et σ_{tc_i} les contraintes longitudinales et transversales associées à la résistance circonférentielle i . Ces contraintes ont été simulées par FEM dans la section précédente.

On obtient un système d'équations liant les caractéristiques des variations relatives de résistance des capteurs avec les contraintes longitudinales et transversales simulée par FEM.

En utilisant la méthode des moindres carrés, il est possible de déterminer les coefficients π_l et π_t reliant au mieux les caractérisations et les simulations.

2.3 Profil de contrainte sur membrane actionnée

2.3.1 Caractérisations en pression

Le banc de test décrit dans la Figure 2.21 a été mise en place afin de mesurer la résistance des capteurs de contraintes, en appliquant une pression dans la cavité de la membrane.

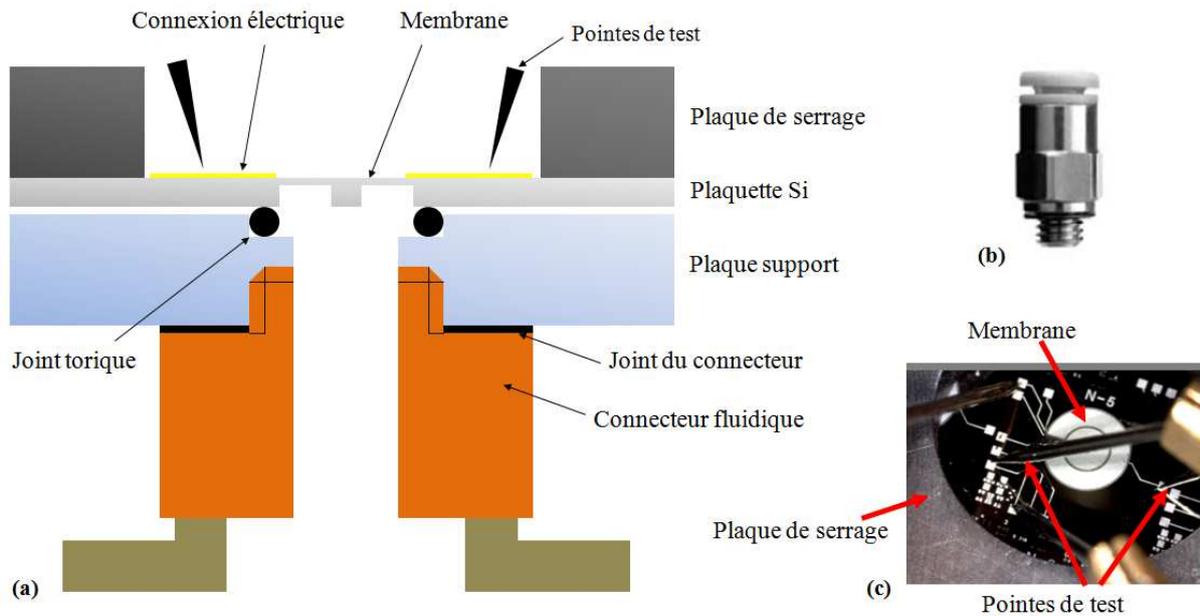


Figure 2.21 : (a) Vue en coupe de la caractérisation d'une membrane en utilisant le support fluide.

(b) photo d'un connecteur fluide

(c) Image de la caractérisation d'une puce

Des connecteurs fluidiques ont été vissés dans une plaque support possédant un joint torique épousant la forme de la puce à caractériser. Une plaque de serrage permet de maintenir la plaquette contenant les membranes pour faire l'étanchéité. Les pointes de test connectent les capteurs aux équipements de mesure. La pression est appliquée via le connecteur fluide. La pression appliquée dans la cavité est mesurée à l'aide d'un capteur de pression calibré.

La corrélation entre simulation et caractérisation est présentée sur la Figure 2.22.

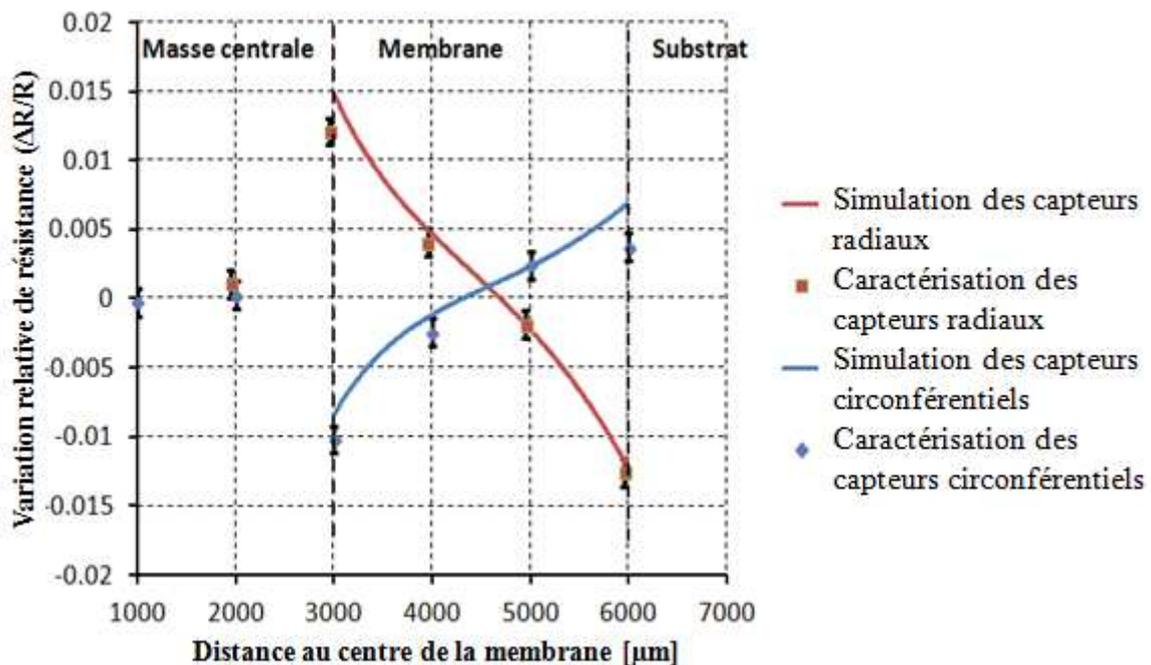


Figure 2.22 : Mesures de la variation relative de résistance des capteurs de contrainte le long de la membrane pour une pression de 0.5bar et les simulations FEM de contraintes.

On obtient donc une bonne corrélation entre simulation et caractérisation avec une erreur maximale de 30% pour le point situé au bord de la membrane. La méthode des moindres carrés nous donne un coefficient piezorésistif longitudinal de $7.4 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et un coefficient piezorésistif transversal de $-5.7 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Ces valeurs de coefficient sont de l'ordre de grandeur des coefficients trouvés dans la littérature pour du polysilicium [42]. Ces coefficients sont de signe opposés et le coefficient transversal est supérieur de 30% au coefficient longitudinal en valeur absolue. L'erreur maximale entre la caractérisation et la simulation est de 20%. Trois dispositifs ont été testés. Les valeurs des coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux varient respectivement entre $-6 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-5 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$, et $7 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $8 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Les valeurs moyennes sont respectivement de $-5.4 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et de $-7.5 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$.

Les capteurs radiaux et circonférentiels subissant les plus grandes contraintes sont situés au bord de la masse centrale, à $3000\mu\text{m}$ du centre et sur le bord externe de la membrane, à $6000\mu\text{m}$ du centre. Les variations relatives de résistance pour les capteurs les plus efficaces en fonction de la pression appliquée dans la cavité de la membrane sont tracées sur la Figure 2.23.

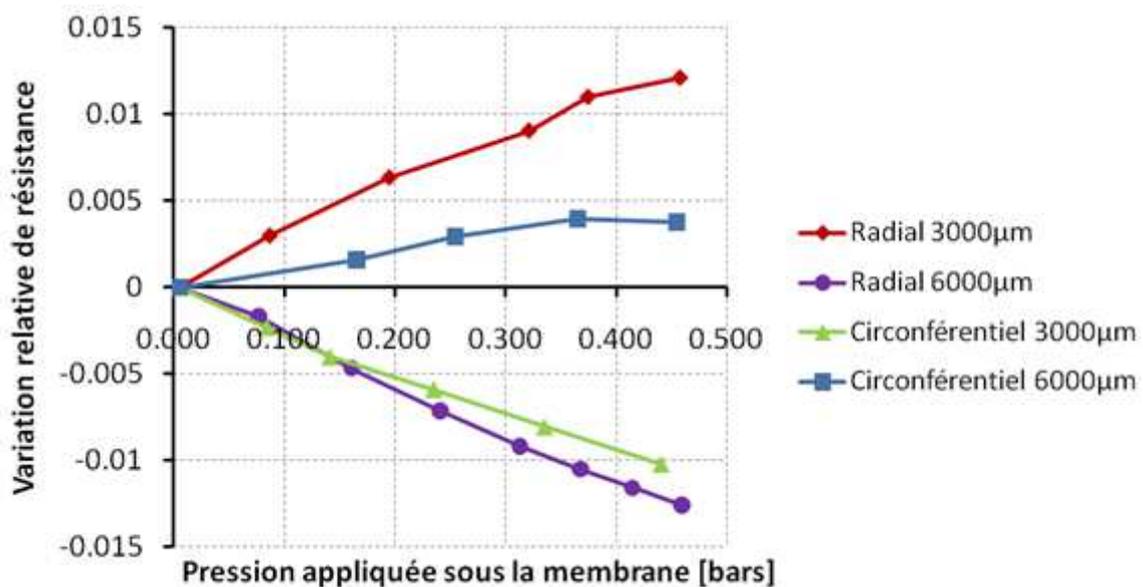


Figure 2.23 : Caractérisation de la variation relative de résistance en fonction de la pression appliquée sur la membrane pour les capteurs à $3000\mu\text{m}$ et à $6000\mu\text{m}$ du centre de la membrane.

Pour une pression de 500mbar, la variation maximale relative de résistance observée est de 1.3%. Cette variation est constatée pour les capteurs radiaux, à la fois au bord de la membrane mais aussi au bord de la masse centrale en valeur absolue. Dans le cas des capteurs radiaux, cette variation relative de résistance est positive pour des contraintes de tension et négative pour des contraintes de compression. L'inverse est observé pour les capteurs circonférentiels.

La contrainte maximale simulée est quant à elle proche de 200MPa en valeur absolue pour les contraintes radiales. Les contraintes circonférentielles maximales sont de l'ordre de 50MPa, soit 25% de la contrainte radiale maximale.

La variation relative de résistance en fonction des contraintes de Von Mises est présentée sur la Figure 2.24.

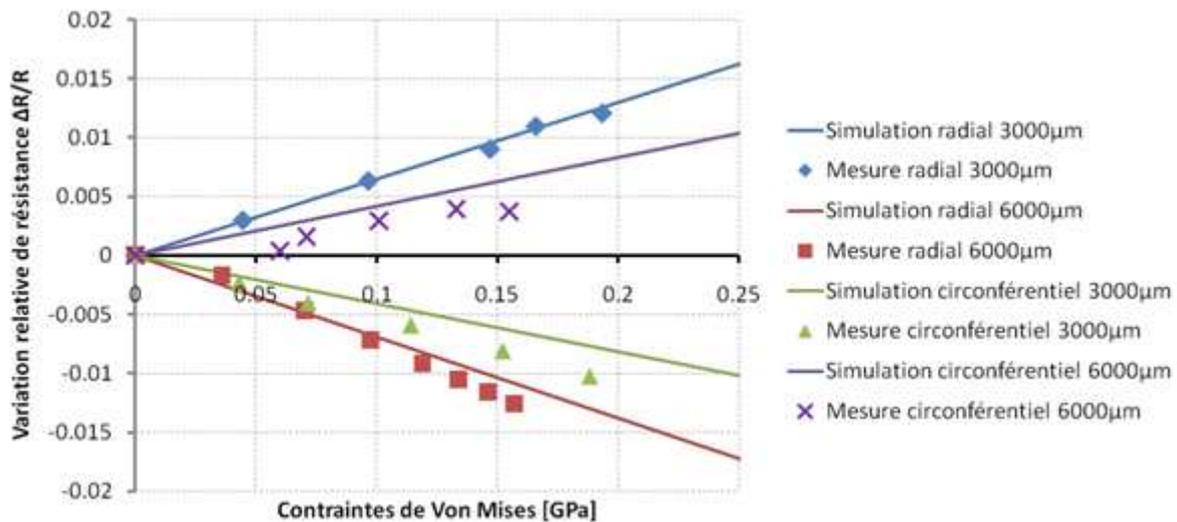


Figure 2.24 : Variation relative de résistance en fonction de la contrainte de Von Mises sous une contrainte de pression et pour différentes positions de capteur.

La pression appliquée dans la cavité de la membrane lors des caractérisations est traduite en contrainte de Von Mises au travers des simulations FEM et constituent les mesures décrites sur la Figure 2.24. Les coefficients piezorésistifs extraits lors des caractérisations sont couplés aux contraintes radiales et circonférentielles simulées dans les sections précédentes. La variation relative de résistance des capteurs est ainsi calculée et comparée à la variation théorique sur la Figure 2.24.

On observe une variation linéaire en fonction des contraintes de Von Mises subies par le capteur. Les deux positions des capteurs (3000μm et 6000μm du centre de la membrane) donnent des variations de signe opposé.

Une erreur maximale entre simulations et mesures de 25% est trouvée pour les capteurs circonférentiels. Pour les capteurs radiaux, cette erreur est réduite à 9%. En effet, l'ajustement de la simulation avec la caractérisation est plus précis pour les capteurs radiaux que pour les capteurs circonférentiels pour les capteurs positionnés à 3000μm et 6000μm du centre de la membrane.

2.3.2 Caractérisation en force

La caractérisation des contraintes en fonction de la force appliquée sur la membrane est réalisée à l'aide d'une potence au bout de laquelle un mouvement d'axe vertical entraîne un capteur de pression relié à une tige métallique (Figure 2.25).

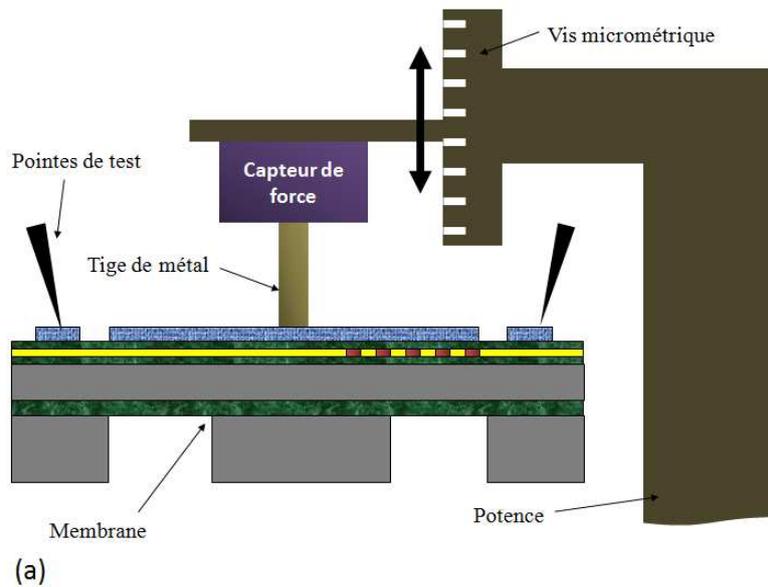


Figure 2.25 : (a) Schéma du banc de caractérisation en force de la membrane (b) Photo du banc de test.

Cette tige est en contact direct avec la membrane et sa descente permet d'appliquer une force négative (c'est-à-dire vers l'intérieur de la cavité) sur la membrane. La force appliquée à la membrane est mesurée via un capteur de force positionné entre la tige d'appui et la potence de maintien. Des poids de masses connues ont été utilisés pour calibrer la force lue par le capteur de force. La mesure de la résistance des capteurs se fait grâce à des pointes de test et un analyseur permettant de tracer la caractéristique courant/tension.

Les contraintes le long de l'axe radial de la membrane sont données sur la Figure 2.26.

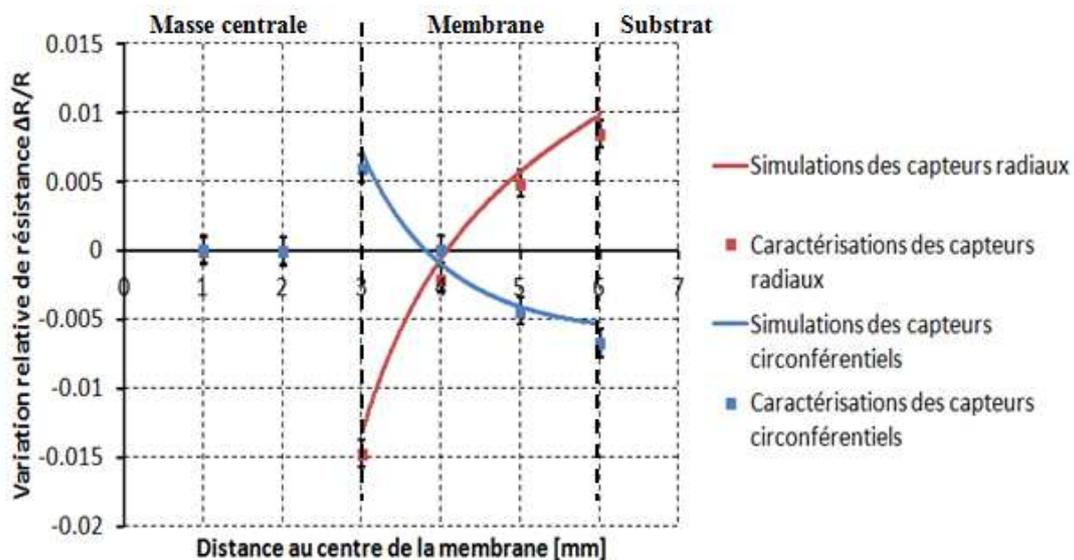


Figure 2.26 : Variation relative de résistance en fonction de la position du capteur sur la membrane pour une force de -1.2N.

La force est limitée à une valeur de -1.2N pour éviter de détériorer les membranes qui cassent pour une force d'environ -1.8N. La Figure 2.27 présente la variation relative de résistance des capteurs radiaux en fonction de la force appliquée sur la masse centrale de la

membrane. La corrélation entre simulation et caractérisation donne des coefficients piezorésistifs longitudinaux de $15.1 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et transversaux de $-10.8 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Trois dispositifs ont été testés. Les valeurs des coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux varient respectivement entre $-12 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $-10 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$, et $13 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et $16 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$. Les valeurs moyennes sont respectivement de $-11.3 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$ et de $14.1 \cdot 10^{-11} \text{ Pa}^{-1}$.

L'erreur maximale observée entre les simulations et les caractérisations est de 20%. Ces coefficients sont plus élevés que ceux extraits des caractérisations en pression. En effet, la membrane caractérisée en force n'est pas la même que celle caractérisée en pression. Cette membrane se trouve près du bord de la plaquette de silicium. Etant donné que l'implantation ionique n'est pas homogène sur la plaquette, les bords sont moins dopés que le centre. En effet, des mesures électriques montrent une dispersion de la résistance des capteurs sur la plaquette. Les capteurs au bord de la plaquette ont une résistance plus élevée que ceux du centre, ce qui montre que les capteurs du bord sont moins dopés que les capteurs du centre. Des piezorésistances moins dopées donnent des coefficients piezorésistifs plus élevés.

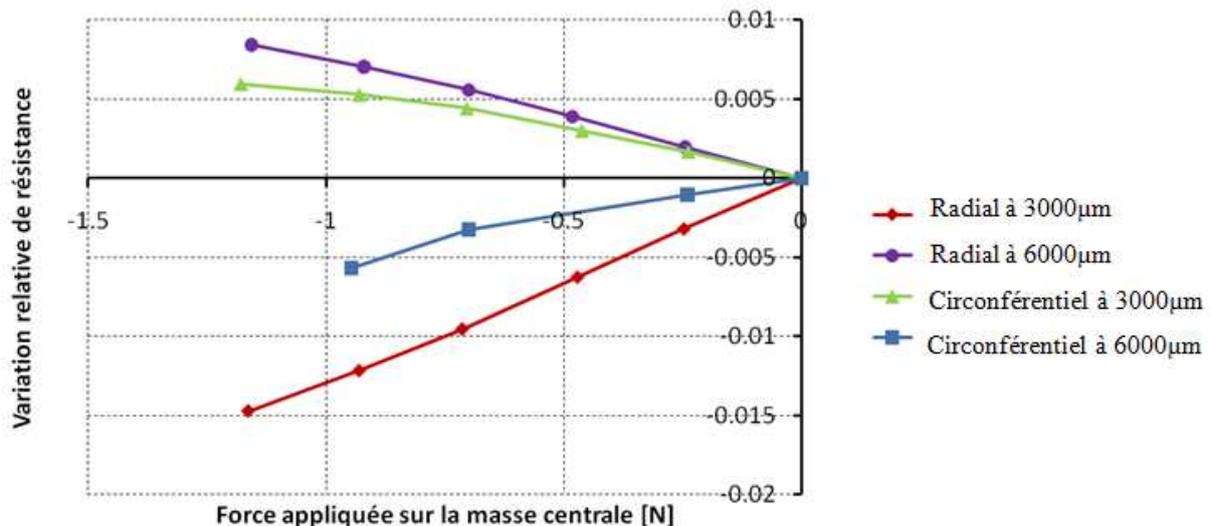


Figure 2.27 : Variation relative de résistance des capteurs radiaux en fonction de la force appliquée sur la membrane.

Les six capteurs le long de la membrane montrent des variations relatives de résistance linéaire en fonction de la force appliquée. En effet, la force appliquée de -1.2 N est dans la plage de linéarité des capteurs piezorésistifs (Figure 2.14). La variation maximale de contraintes pour une membrane circulaire avec masse centrale est observée pour les capteurs situés au bord externe de la membrane ainsi qu'au bord de la masse centrale. Ce sont les capteurs radiaux qui induisent un maximum de variation relative de résistance.

Les capteurs mesurent les contraintes radiales et longitudinales par rapport au sens du courant qui les traverse, avec des sensibilités différentes. La variation relative de résistance en fonction de la force appliquée a été mesurée pour les capteurs radiaux et circonférentiels sur la masse centrale et au bord externe de la membrane. En utilisant les résultats de simulation pour une force de -1.2 N , il est possible de connaître les contraintes radiales et circonférentielles le

long de la membrane. De ce fait on peut en déduire les sensibilités intrinsèques des capteurs (Tableau 2.1).

Tableau 2.1 : Récapitulatif des sensibilités des différents capteurs en fonction des contraintes appliquées.

Capteurs	Contraintes	Sensibilité relative [Pa ⁻¹]	Sensibilité pour une résistance de 1600Ω [Ω/MPa]
Circonférentiels	Radiale	$0.55 \cdot 10^{-10}$	0.088
	Circonférentielle	$1.9 \cdot 10^{-10}$	0.3
Radiaux	Radiale	$1.11 \cdot 10^{-10}$	0.18
	Circonférentielle	$3.85 \cdot 10^{-10}$	0.62

Pour des résistances de 1600Ω telles que les résistances utilisées comme capteurs de contrainte, on obtient donc une sensibilité intrinsèque comprise entre 0.088Ω/MPa et 0.62Ω/MPa. Les capteurs positionnés suivant l'axe radial de la membrane sont les plus sensibles aux contraintes radiales et circonférentielles.

Afin d'évaluer la résistance des capteurs, on procède à la mesure de la caractéristique courant-tension en appliquant une tension variable de -1V à 1V et en mesurant la valeur du courant traversant ces capteurs. Les résistances sont obtenues par linéarisation de ces caractéristiques et en extrayant l'inverse de la pente.

Pour une résistance de 1600Ω, on obtient une variation de mesure de résistance de l'ordre de 1Ω. Une variation relative de résistance d'environ $6 \cdot 10^{-4}$ est donc observée. Etant donnée la sensibilité des capteurs comprise entre 0.088Ω/MPa et 0.62Ω/MPa, une résolution de 1Ω correspond à une résolution comprise entre 1.6MPa et 11MPa.

Comme dans le cas de l'application d'une pression les capteurs positionnés sur la masse centrale ne subissent pas de variation. La masse centrale étant infiniment rigide, il n'y a pas de contrainte en surface.

La variation relative de résistance en fonction des contraintes de Von Mises est présentée sur la Figure 2.28.

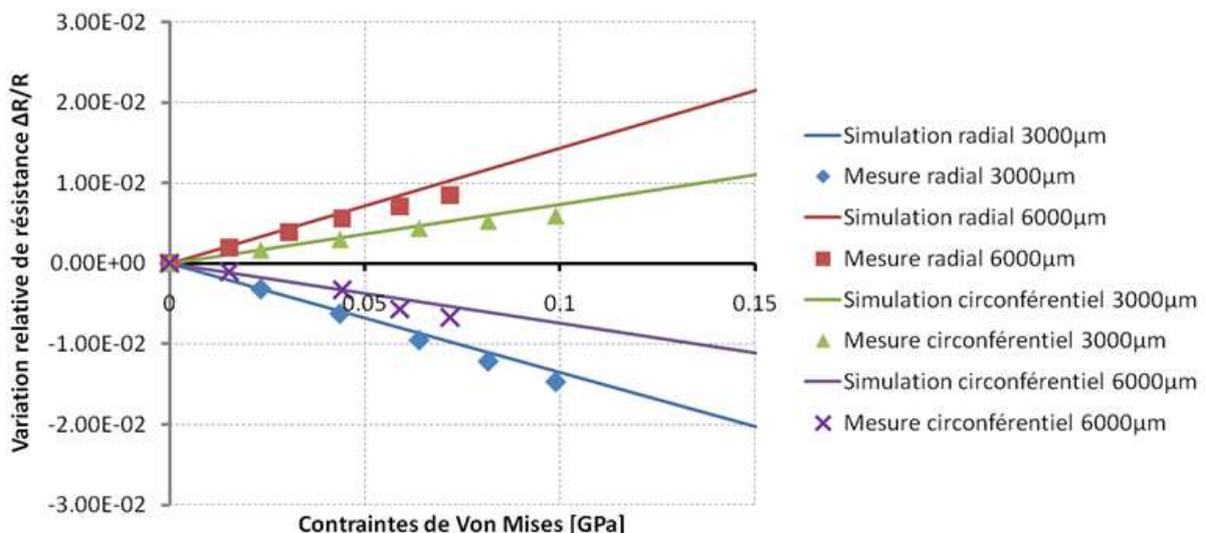


Figure 2.28 : Variation relative de résistance en fonction de la contrainte de Von Mises sous une contrainte de force et pour différentes positions de capteur.

La force appliquée sur la membrane lors des caractérisations est traduite en contrainte de Von Mises au travers des simulations FEM et constituent les mesures décrites sur la Figure 2.24. Comme dans le cas d'une pression appliquée dans la cavité de la membrane, les coefficients piezorésistifs extraits lors des caractérisations sont couplés aux contraintes radiales et circonférentielles simulées dans les sections précédentes. La variation relative de résistance des capteurs est ainsi calculée et présentée avec les variations simulées sur la Figure 2.24.

On observe à nouveau une variation relative de résistance linéaire en fonction des contraintes de Von Mises subies par le capteur. Une erreur maximale entre simulations et mesures de 10% est trouvée dans ce cas.

En comparaison avec l'application d'une pression, tous les capteurs subissent des contraintes de signe opposé. En effet, une pression positive induit une déflexion positive de la membrane tandis qu'une force négative induit une déflexion négative. Les contraintes dans les deux cas sont donc de signe opposé.

2.3.3 Perspectives de mesure

L'erreur obtenue entre les simulations et les caractérisations sont importantes. Afin d'améliorer l'ajustement de ces courbes, il est possible de procéder à la caractérisation de chaque capteur individuellement pour différentes pressions. En effet, les coefficients piezorésistifs des capteurs ne semblent pas être les mêmes. En effet, l'ajustement entre les simulations et les caractérisations se fait avec plus ou moins d'erreur selon la position du capteur sur l'axe radial de la membrane. Il faut donc caractériser chaque capteur pour pouvoir obtenir une mesure plus fine.

2.3.3.1 Méthode d'utilisation

La méthode de mesure des contraintes de Von Mises est possible en suivant la procédure suivante. Dans un premier temps, il faut disposer d'au moins deux capteurs orientés différemment, l'un radial, l'autre circonférentiel, et positionné à la distance (d) par rapport au centre de la membrane.

Une calibration est ensuite effectuée par une caractérisation de ces capteurs en pression ou en force. La variation relative de résistance obtenue par mesure et les contraintes radiales et circonférentielles simulées par FEM sont ajustées en utilisant la méthode des moindres carrés décrite dans la section 2.2.3. Les coefficients piezorésistifs longitudinaux π_l et transversaux π_t sont alors extraits.

La mesure de contrainte au point de distance d est réalisée par la mesure des variations relative de résistance des capteurs radiaux $\left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{r,d}$ et circonférentiels $\left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{c,d}$. La contrainte radiale σ_r et la contrainte circonférentielle σ_c au point de distance d par rapport au centre de la membrane sont données par les relations :

$$\sigma_r(d) = \frac{\pi_l \left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{r,d} - \pi_t \left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{c,d}}{\pi_l^2 - \pi_t^2} \quad 2.26$$

$$\sigma_c(d) = \frac{\pi_l \left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{c,d} - \pi_t \left(\frac{\Delta R}{R}\right)_{r,d}}{\pi_l^2 - \pi_t^2} \quad 2.27$$

Ces relations sont extraites des formules 2.23 et 2.24. Une fois ces contraintes extraites, il est possible de calculer la contrainte de Von Mises au point de distance d par rapport au centre de la membrane grâce à la relation 2.20.

La structure en pont de Wheatstone permet d'améliorer la sensibilité des capteurs de contrainte. Ainsi, une structure possédant deux capteurs radiaux, l'un au bord extérieur de la membrane, l'autre au bord de la masse centrale et deux capteurs circonférentiels positionnés aux mêmes distances par rapport au centre de la membrane pourrait améliorer la sensibilité de la mesure.

2.3.3.2 Proposition d'architecture électronique

Afin de mesurer le signal issu des capteurs de contraintes, une architecture électronique en pont de Wheatstone est proposée. Pour une membrane ronde, les capteurs réagissant le plus à la contrainte sont les capteurs radiaux situés au bord de la membrane et au bord de la masse centrale. De plus, ces capteurs varient en opposition de signe. Cette propriété est très intéressante dans le cas d'un montage en pont de Wheatstone comme proposé sur la Figure 2.29. Ce montage n'a pas été réalisé. Aucune mesure n'a été faite en utilisant un pont de Wheatstone. Cependant, ce montage est envisagé.

Ri : Jauges piezorésistives radiales

Ci : Jauges piezorésistives circonférentielles

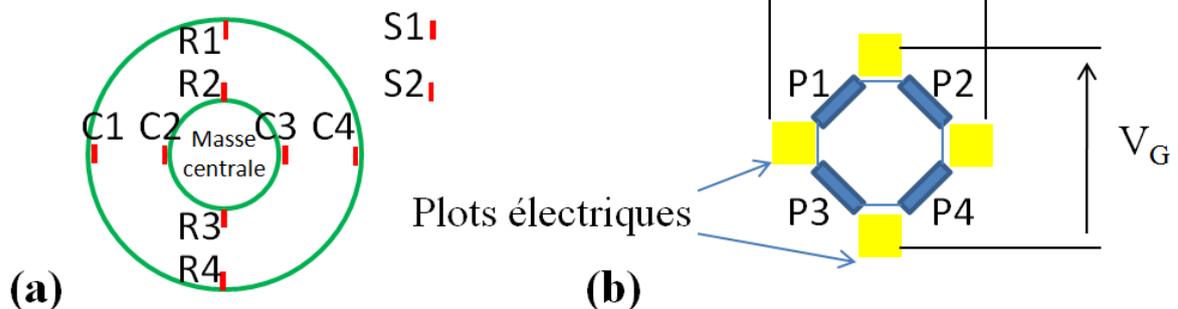


Figure 2.29 : (a) Placement optimal des capteurs de contrainte sur la membrane ronde.
(b) Capteurs montés en pont de Wheatstone.

Etant donné que les capteurs radiaux ont une sensibilité plus élevée que les capteurs circonférentiels, nous choisissons d'utiliser ces capteurs pour déterminer les coefficients piezorésistifs. Les résistances R1 et R4 de la Figure 2.29(a) varient dans le même sens, et en

opposition par rapport aux résistances R2 et R3 qui varient également dans le même sens. En effet, on fixe les résistances du substrat S1 et S2 comme étant les résistances P2 et P3 du montage de la Figure 2.29(b). Puis, on remplace les résistances P1 et P4 par un couple de résistance de même type (radiales ou circonférentielles) positionné à une distance d par rapport au centre de la membrane. Ce montage permet d'une part d'alimenter les résistances en tension, d'autre part de réduire l'impact de la température sur la détection de contrainte et pour finir d'augmenter la sensibilité du capteur de contrainte. Il est possible d'extraire les variations relatives de résistance de chaque type de capteur. De ce fait, suite à la calibration réalisée pour extraire les coefficients piezorésistifs des capteurs, on obtient par le calcul, les contraintes radiales et circonférentielles au point de distance d par rapport au centre de la membrane. La connaissance de ces contraintes permet de déduire les contraintes de Von Mises au point de rayon d en utilisant l'équation 2.20.

De plus, afin de réaliser un capteur de pression, il est possible de placer les résistances R1 et R4 à la place des résistances P1 et P4 ainsi que de placer les résistances R2 et R3 à la place des résistances P2 et P3. Ces capteurs radiaux étant les plus sensibles aux contraintes, en les connectant de cette manière dans le pont de Wheatstone, on obtient une mesure de pression avec une sensibilité fortement améliorée.

Etant donné que le procédé d'implantation n'est pas uniforme sur la plaquette, on observe une grande disparité entre la résistivité du polysilicium dopé au centre et au bord. Les bords de plaquette sont plus résistifs que le centre. Cette variation dans l'implantation induit des variations importantes dans les coefficients piezorésistifs. Une résistivité plus faible induit un coefficient piezorésistif plus élevé, mais induit aussi des problèmes de contacts électriques entre l'aluminium et le polysilicium dopé N. Il est préférable de doper le polysilicium avec du bore pour éviter ces problèmes de contacts électriques. Cependant, il est nécessaire de procéder à une calibration pour chaque capteur réalisé afin d'en déterminer la sensibilité.

2.4 Conclusion générale

Les capteurs de contraintes sur la membrane actionnée sont fonctionnels et permettent d'analyser le profil de contraintes mécaniques de la membrane [46].

Les simulations en force et en pression montrent l'importance d'intégrer des capteurs dans la membrane pour mesurer les contraintes lors de l'actionnement. Les simulations combinées aux caractérisations ont permis d'extraire les coefficients piezorésistifs des capteurs en polysilicium.

Cette étude a permis de connaître les contraintes le long de l'axe radial de la membrane lorsqu'elle est actionnée par la pression ou par une force externe. La position optimale des capteurs de contrainte pour une membrane circulaire est déterminée afin d'être monté en pont de Wheatstone. Ainsi, deux piezorésistances sont positionnées sur le bord externe de la membrane et deux autres sur le bord de la masse centrale. Ces positions permettent d'obtenir les plus fortes variations de résistance. Chaque piezorésistance est orientée selon l'axe radial ou circonférentiel de la membrane.

Une méthode de détermination des coefficients piezorésistifs longitudinaux et transversaux est présentée. Elle permet de déterminer les coefficients dans le silicium monocristallin, du polysilicium ou tout autre matériau piezorésistif déposé à la surface d'une membrane.

Un dopage faible avec des ions de bore peut permettre d'améliorer la sensibilité intrinsèque des capteurs de contrainte. Le gain de sensibilité sera au détriment de la reproductibilité.

Ainsi, le seuil du critère de Von Mises n'est pas un paramètre facile à anticiper. En effet, les membranes se brisent pour des contraintes appliquées de 300MPa. Bien que la forme de la membrane ait été optimisée à l'aide d'une masse centrale d'un diamètre égal à la moitié du diamètre de la membrane, un effort d'optimisation de la fabrication de la membrane est nécessaire afin de rendre la membrane plus résistante à la contrainte. L'optimisation de la gravure profonde (DRIE) de la face arrière de la plaquette est une des voies envisagées. L'angle des flancs de gravure de la membrane a une influence sur sa fragilité. Une attention particulière doit être prise dans la gravure de ces flancs et en particulier sur les flancs de gravure aux abords de la membrane qui peuvent être différents en raison d'une sur-gravure du silicium. Une fois le procédé de fabrication mis en place et que la contrainte de rupture des membranes est reproductible, la mesure peut être utilisée pour anticiper la rupture de la membrane.

Chapitre 3. Capteurs de température

Ce chapitre aborde la simulation, la fabrication et la caractérisation de capteurs de température intégrés dans une membrane MEMS actionnée thermiquement. Cette intégration de capteurs est faite sans étapes de fabrication supplémentaires. L'ajout de capteurs de température à un actionnement thermique dans la membrane permet de contrôler la température pendant la déflexion. Des prototypes ont été fabriqués en utilisant des techniques de microfabrication standards compatibles CMOS et une gravure profonde (DRIE) pour la libération des membranes.

L'objectif de cette étude est de déterminer la position optimale des capteurs de température ainsi que leur nombre nécessaire à la réalisation de l'asservissement thermique de l'actionnement de la membrane.

Pour cela, en intégrant des capteurs de température, il est possible d'extraire le profil thermique de la membrane. Dans le cas des thermo-résistances, l'étendue de mesure de température est [20°C ; 50°C]. Les caractérisations sont ensuite comparées aux simulations par éléments finis (FEM).

3.1 Co-Intégration des capteurs et de l'actionneur thermique

3.1.1 Principe d'actionnement et de détection thermique de la membrane

Timoshenko est le premier à décrire l'effet bimétallique [47] qui a ensuite été étudié théoriquement pour la déformation de membrane [45] et appliqué pour l'actionnement de membrane [48]. Le système réalisé consiste en une membrane circulaire quadri-couche (Figure 3.1(a)) chauffée électriquement afin de créer une déformation. Cette déformation se produit grâce à l'expansion thermique de la membrane fixée aux bords. Il en résulte un flambage stable guidé par la déformation bimétallique. Ce principe utilise la différence entre les coefficients d'expansion thermique (CET) du silicium polycristallin (2.6 $\mu\text{m}/\text{K}$) et de l'aluminium (23.1 $\mu\text{m}/\text{K}$) mais aussi celui de l'oxyde de silicium.

La chauffe de la membrane est réalisée par deux moyens indépendants : une alimentation électrique centrale (V_{A1}) et une périphérique (V_{A2}) (Figure 3.1(b)). En arrêtant l'actionnement, la membrane revient d'elle-même à sa position de repos par diffusion thermique et retour élastique (Figure 3.1). Les deux types d'actionnement induisent une déflexion de la membrane vers le haut. Dans ce cas, l'anneau périphérique d'aluminium est comprimé et l'anneau interne est en tension. Ainsi, l'anneau périphérique d'aluminium joue en défaveur de la déflexion de la membrane. Cependant, l'aluminium participe à la rigidité totale de la membrane et constitue 55% de son épaisseur. La couche d'aluminium est laissée sur la surface de toute la membrane pour contre balancer le fort facteur de forme entre l'épaisseur et le diamètre de la membrane qui affaiblit sa rigidité.

Les capteurs thermiques sont intégrés dans la section de la couche de polysilicium de la membrane (Figure 3.1).

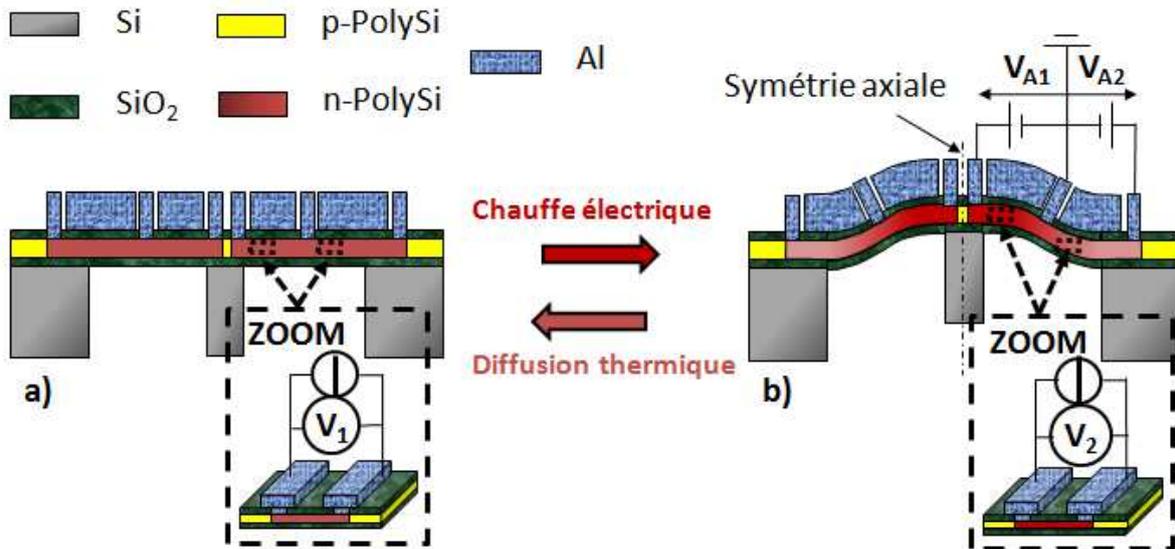


Figure 3.1 : Vue schématique de la coupe du dispositif montrant le principe d'actionnement (pas à l'échelle). V_{A1} et V_{A2} sont utilisés pour l'actionnement. V_1 and V_2 sont utilisés pour la détection. (a) Au repos (b) En fonctionnement.

Au repos, (Figure 3.1(a)), une tension de référence (V_1) peut être lue à travers le capteur alimenté par un courant constant. En fonctionnement (Figure 3.1(b)), la puissance thermique d'actionnement chauffe la membrane et change la tension (V_2) à travers le capteur.

Les capteurs de température choisis sont des thermo-résistances faites de silicium polycristallin fortement dopé. La résistance de ses structures est contrôlée par les paramètres d'implantation et par leur géométrie. En changeant la température, le nombre d'électrons de conduction dans le polysilicium varie ce qui modifie la conductivité du polysilicium. Le coefficient thermique résultant dépend du dopage total dans la couche de polysilicium mais aussi de la nature des impuretés introduites.

3.1.2 Étude des capteurs de température

Dans le cas des thermo-résistances, dans un premier ordre d'approximation et dans la plage de températures qui nous intéresse [20°C ; 50°C], la variation relative de résistance se traduit par la relation :

$$\frac{\Delta R}{R} = \alpha \Delta T + \pi \sigma \quad 3.1$$

En prenant R la résistance de la structure pour une élévation de température ΔT , α le coefficient de température, π le coefficient piezorésistif et σ la contrainte appliquée sur le capteur. Etant donné que la membrane se déforme par actionnement thermique, les capteurs sont soumis à la fois à un changement de température et à une contrainte.

Un modèle thermique FEM axisymétrique a été développé prenant en compte la déflexion de la membrane lors de son actionnement (Figure 3.2). La chaleur est dissipée à l'intérieur de la membrane quadri-couche (SiO₂/Poly-Si/SiO₂/Al) par une puissance d'alimentation centrale ou périphérique.

La forme circulaire de la membrane induit une variation logarithmique de la résistance d'actionnement (3.2). Cet effet est pris en compte dans le modèle en calculant la variation de résistance. La résistance de l'actionnement central $R_{central}$ entre les rayons r_0 et r_1 (Figure 3.2), la résistance de l'actionnement périphérique $R_{périphérique}$ entre les rayons r_1 et r_2 et la résistance linéique $R_l(r)$ pour un rayon précis, sont données par les équations suivantes :

$$\begin{aligned} R_{central} &= \int_{R_i}^{R_{i+1}} R_l(r) dr = \frac{\rho}{2\pi e} \ln \frac{r_1}{r_0} \\ R_{périphérique} &= \int_{R_i}^{R_{i+1}} R_l(r) dr = \frac{\rho}{2\pi e} \ln \frac{r_2}{r_1} \end{aligned} \quad 3.2 \quad \text{avec} \quad R_l(r) = \frac{\rho}{2\pi e r} \quad 3.3$$

ρ étant la résistivité de la couche, e son épaisseur et r son rayon. Le paramètre i varie entre 0 (actionnement interne) et 1 (actionnement externe).

En utilisant les relations 3.2 et 3.3, il est possible d'extraire la densité de puissance $P_{vol}(r)$ dissipée au travers de la membrane pour un certain rayon r . Elle est reliée à la puissance électrique totale P dissipée au travers de la membrane entière par la relation 3.4.

$$\begin{aligned} P_{vol_{central}}(r) &= \frac{R_l(r)P}{2\pi e r R_{central}} = \frac{P}{2\pi r^2 e * \ln\left(\frac{r_1}{r_0}\right)} \\ P_{vol_{périphérique}}(r) &= \frac{R_l(r)P}{2\pi e r R_{périphérique}} = \frac{P}{2\pi r^2 e * \ln\left(\frac{r_2}{r_1}\right)} \end{aligned} \quad 3.4$$

Par conséquent, cette densité de puissance peut être utilisée dans le modèle de simulation pour prendre en compte la géométrie circulaire de l'actionnement. La puissance thermique décroît avec l'inverse du carré du rayon (3.4). Ceci est dû à la réduction du périmètre du cercle en approchant du centre de la membrane. Les lignes de champ électrique sont de plus en plus concentrées en approchant de la masse centrale.

Le silicium massif (Figure 3.2) est la seule partie fixe mécaniquement. La principale condition limite est le refroidissement convectif fixé à 5W/m², tandis que le bas du silicium massif est fixée à une température dépendant de la puissance d'actionnement. Sa valeur varie linéairement de 6.25°C par Watt en fonction de la puissance d'actionnement. Cette donnée a été extraite des mesures de température du substrat lors de l'actionnement en utilisant un thermocouple.

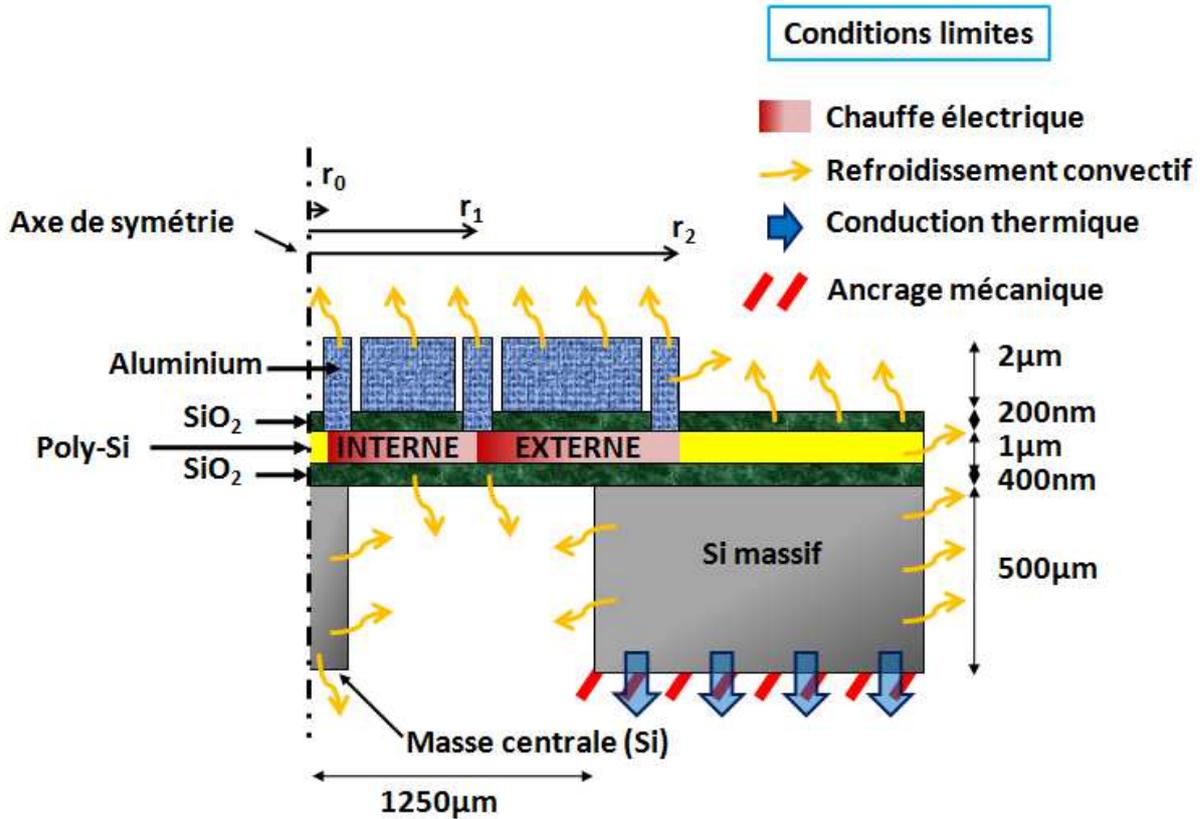


Figure 3.2 : Conditions limites du modèle FEM thermo-mécanique de la membrane actionnée.

Les résultats des simulations décrivent le profil thermique radial de la membrane pour les deux types d'actionnement et pour différentes puissances d'actionnement (Figure 3.3 et Figure 3.4).

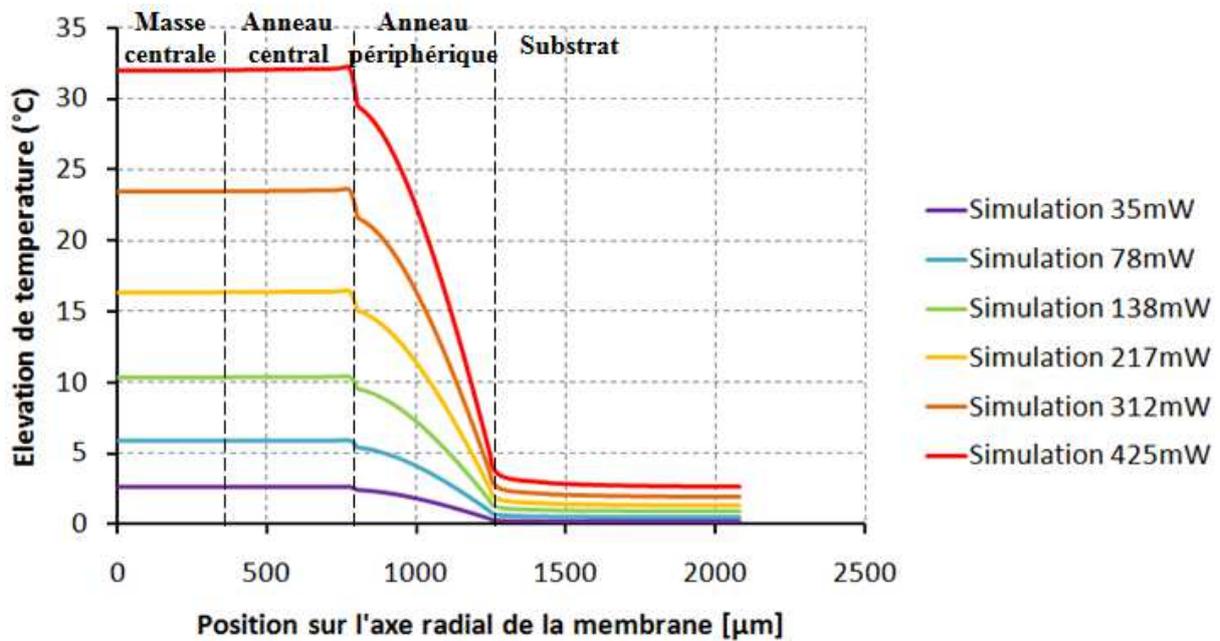


Figure 3.3 : Profil de température de la membrane déterminé par simulation FEM, pour une chauffe de l'anneau périphérique, en utilisant V_{A2} .

La marche observée sur le profil d'élévation de température est due à la variation d'épaisseur de la membrane (Figure 3.2). En effet, l'anneau d'actionnement de 0V est utilisé comme référence électrique pour l'actionnement et a besoin d'être structuré pour éviter les courts circuits, ce qui participe à la non-uniformité d'épaisseur de la membrane. Deux réductions d'épaisseur sont donc ajoutées sur les bords de cette piste en métal. Ce phénomène conduit à une marche de température entre les anneaux d'actionnement central et périphérique.

Pour un actionnement périphérique, la chaleur se propage depuis l'anneau périphérique vers la masse centrale, chauffant la totalité de la membrane. Un gradient thermique est créé dans l'anneau périphérique. De plus, la chaleur se propage à travers les bords de la membrane, atteignant les capteurs de référence. La température du substrat s'élève. En effet, le support, sur lequel est posée la plaquette de caractérisation, chauffe, d'où la condition imposée en face arrière du substrat.

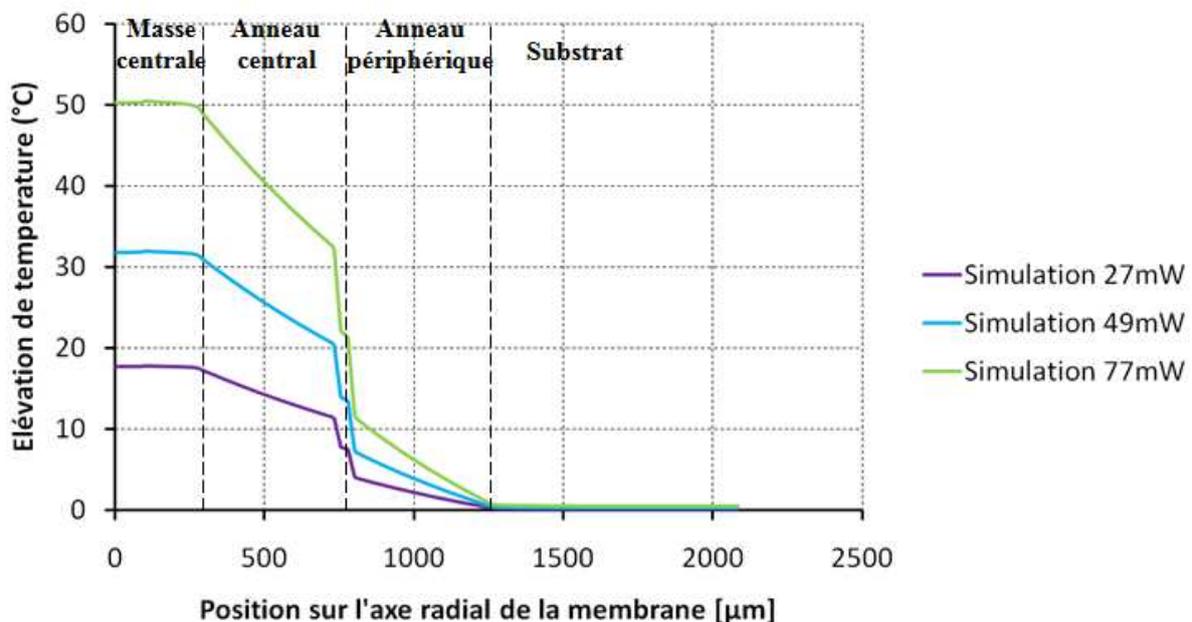


Figure 3.4 : Profil de température de la membrane déterminé par simulation FEM, pour une chauffe de l'anneau central, en utilisant V_{A1} .

Pour un actionnement central, la température est plus élevée que pour l'actionnement périphérique. En effet, l'influence du puits thermique créé par le silicium massif affecte l'anneau périphérique, plus que l'anneau central qui est éloigné de ce puits. De plus, les rayons caractérisant l'anneau central sont plus petits que ceux caractérisant l'anneau périphérique. Ainsi, pour une même puissance électrique d'actionnement, la densité de puissance sera plus élevée dans l'anneau central.

On constate que dans les deux types d'actionnement, la température maximale est obtenue au centre de la membrane, au dessus de la masse centrale. La température maximale de chauffe est tracée dans sur la Figure 3.5.

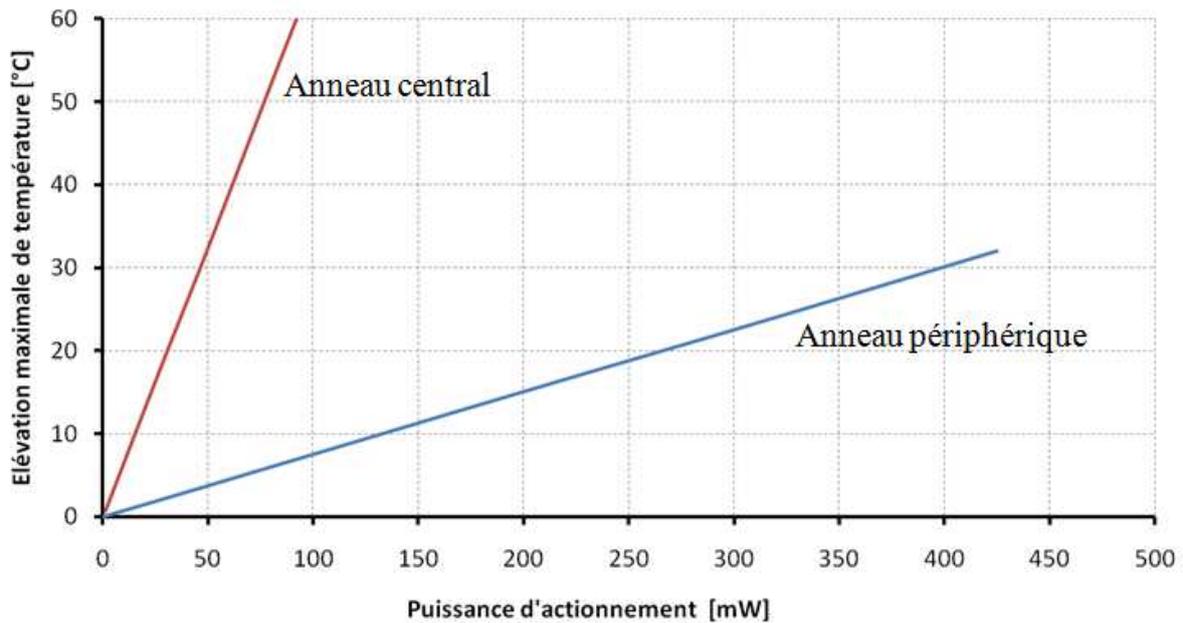


Figure 3.5 : Température maximale d'actionnement de la membrane pour les deux types de chauffe.

On constate que l'élévation de température est une fonction affine de la puissance d'actionnement. Avec une puissance électrique de chauffe de l'anneau périphérique de 318mW, la température du centre de la membrane s'élève à 24°C. Si cette même puissance est appliquée à l'anneau central, la température simulée du centre de la membrane est de 207°C. La température est donc 8.6 fois plus élevée dans le cas de la chauffe de l'anneau central.

Afin de vérifier l'importance de la température et de la contrainte sur la variation relative de résistance du capteur, des simulations des contraintes radiales et circonférentielles induites ont été effectuées pour différentes puissances d'actionnement. En considérant que la température ambiante est de 20°C, l'élévation maximale de température autorisée est de 30°C. Ainsi, la puissance électrique dans l'anneau périphérique ne doit pas excéder 509mW et celle de l'anneau central ne doit pas être supérieure à 45mW. De plus, pour décorrélérer expérimentalement l'élévation de température et la contrainte mécanique, il est obligatoire d'appliquer une pression dans la cavité de la membrane. Or, pour une même déflexion de membrane, la contrainte due à l'actionnement thermique est plus faible que la contrainte due à l'application d'une pression dans la cavité de la membrane. Afin d'étudier l'influence de la piezorésistivité sur les capteurs de température, il est donc possible de procéder à la mesure de résistance en appliquant une pression dans la cavité de la membrane induisant la même déflexion qu'un actionnement thermique. On peut ainsi comparer la variation de résistance induite par actionnement thermique à celle induite par un champ de pression.

3.1.3 Conclusion

L'intégration de capteurs de température au sein de la membrane n'a nécessité aucune étape supplémentaire par rapport à la fabrication de la membrane.

Le fonctionnement de leur actionnement a été simulé par éléments finis. Ces simulations ont servi à déterminer le profil thermique de la membrane lors de son actionnement. L'élévation maximale de température est observée au centre de la membrane, au dessus de la masse centrale.

La masse centrale étant infiniment rigide, les contraintes en surface de cette masse sont nulles. La variation relative de résistance due à la contrainte est donc nulle sur la masse centrale. La position optimale des capteurs de température est donc sur la masse centrale.

Afin de vérifier les résultats de simulation, des caractérisations des capteurs de température ont été réalisées. Elles permettent d'extraire le profil réel de température.

3.2 Co-fabrication de l'actionneur et des capteurs thermiques

La Figure 3.6(a) décrit une vue en coupe des étapes de la co-fabrication de la membrane et des capteurs de température.

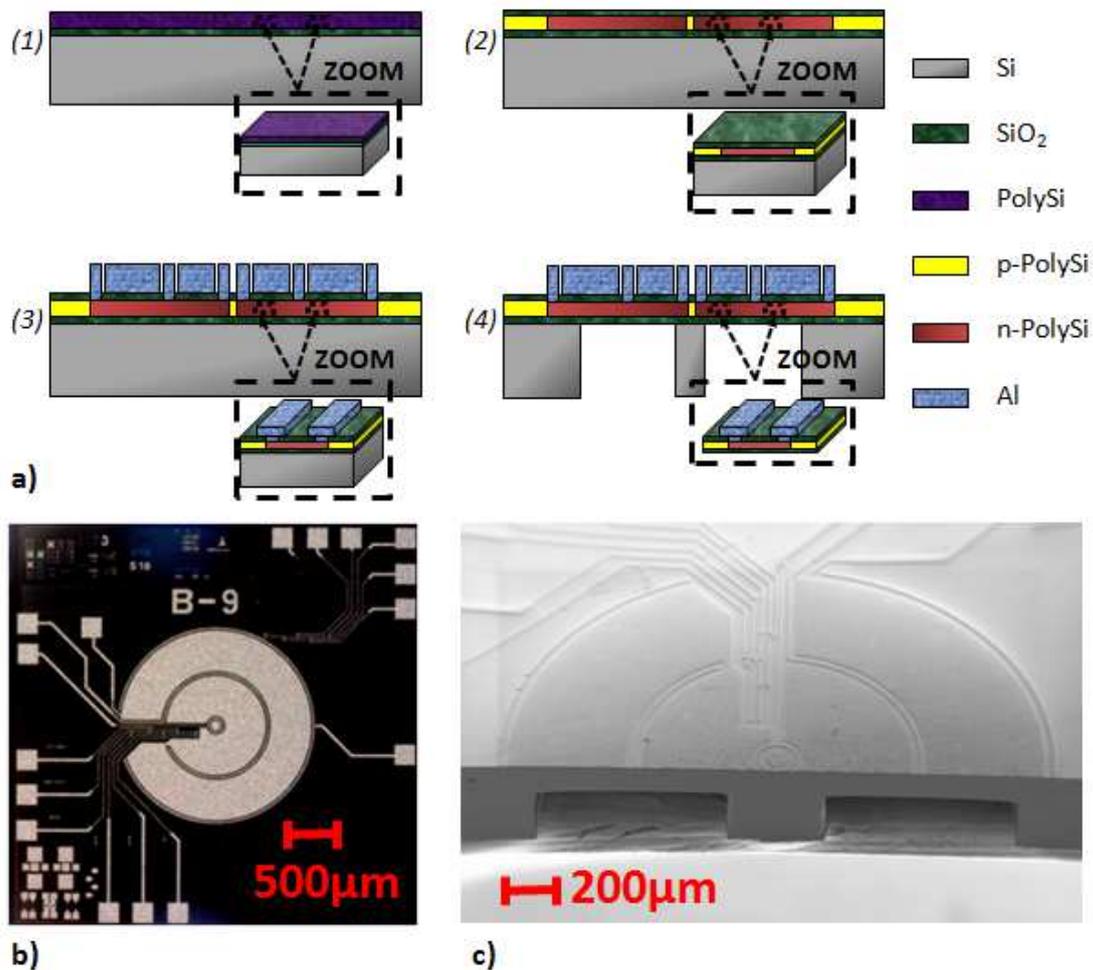


Figure 3.6 : Co-fabrication de la membrane, de l'actionneur et des capteurs thermiques.

(a) Schéma vu en coupe des étapes de fabrication.

(b) Vue de dessus du dispositif fabriqué, visualisé avec un microscope.

(c) Image MEB d'une vue en coupe du dispositif.

Note : la membrane n'a pas été totalement libérée pour pouvoir être imagée en coupe.

Les étapes de fabrication sont les mêmes que celles décrites dans le Chapitre 2. L'ajout de capteurs ne modifie en rien le procédé de fabrication. Il modifie seulement les

masques utilisés pour les étapes de photolithographie. Les différentes étapes sont répertoriées dans le Tableau 3.1.

Tableau 3.1 : Procédé de fabrication de la membrane.

N° sur Figure 3.6	Description	Matériau	Epaisseur [μm]
(1)	Oxydation	SiO_2	0.4
(1)	LPCVD	Poly-Si	1
(2)	Implantation ionique	Type P et N	-
(2)	PECVD & Gravure	SiO_2	0.2
(3)	Pulvérisation & Gravure	Al	2
(4)	Gravure profonde (DRIE)	Si	500

La Figure 3.7 montre une vue du dessus (a) et une vue en coupe (b) de la disposition géométrique de la co-intégration entre l'actionneur et les capteurs thermiques.

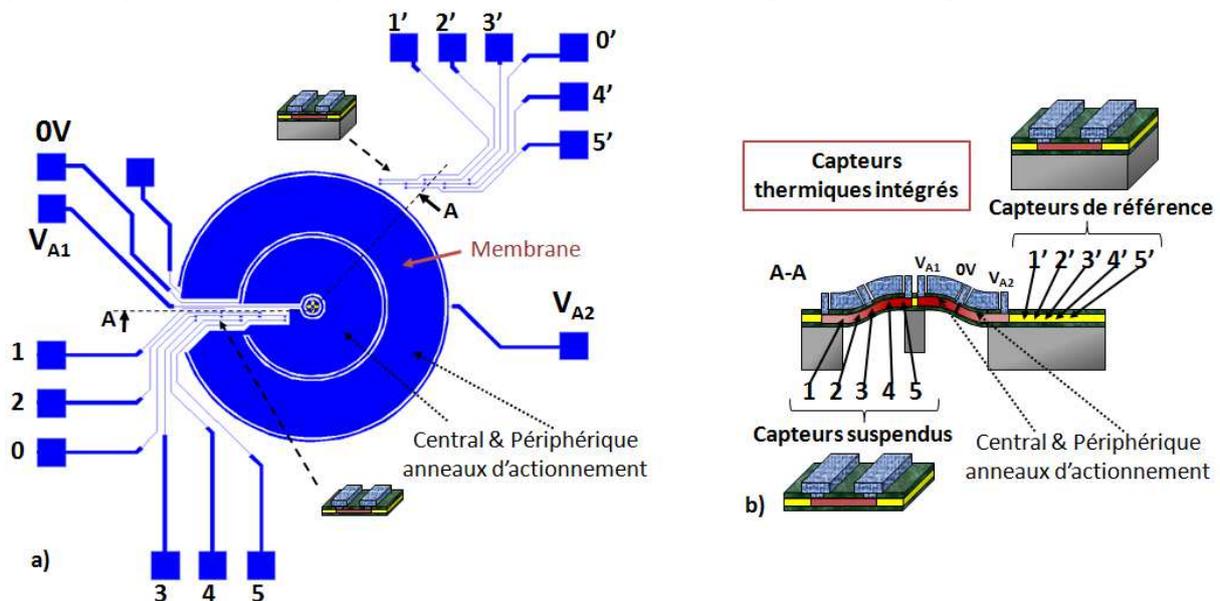


Figure 3.7 : Schéma montrant la disposition globale de la co-intégration de l'actionnement et de la détection.
(a) Vue de dessus (b) Vue en coupe suivant la ligne de coupe A-A.

Les capteurs de référence ont été conçus sur le substrat de silicium. Ils permettent de contrôler la température de la périphérie de la membrane affectée par l'actionnement thermique. Ils sont également utilisés pour comparer le fonctionnement des capteurs sur le substrat avec les capteurs suspendus.

Les capteurs suspendus sont distribués le long de l'axe radial de la membrane circulaire afin d'en mesurer le profil thermique depuis les bords jusqu'au centre. Ils sont intégrés dans les anneaux d'actionnement thermique pour obtenir la température la plus précise possible générée par l'actionneur. Les thermo-résistances sont placées perpendiculairement à l'axe radial de la membrane pour être moins dépendantes de l'effet piezorésistif lors de la déformation de la membrane (voir Chapitre 2).

Les connexions électriques positionnées sur la membrane sont présentées sur la Figure 3.8.

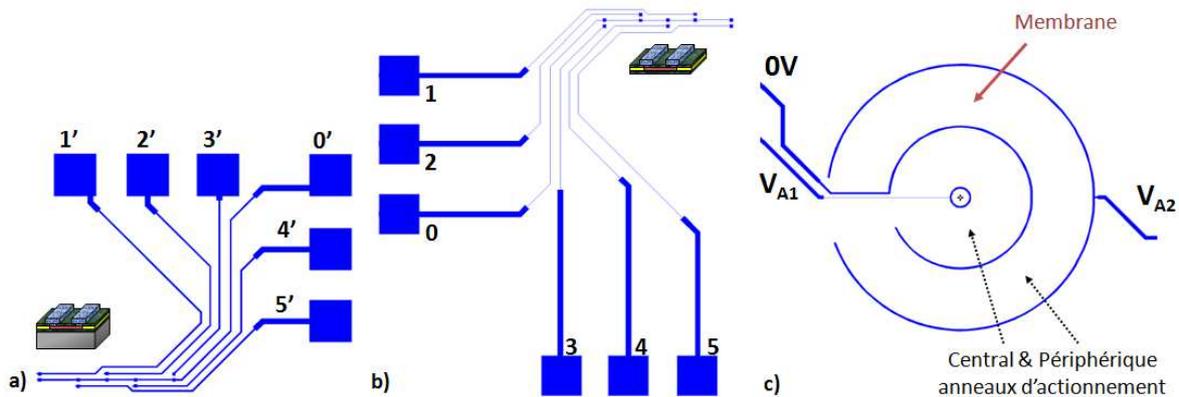


Figure 3.8 : Connexions électriques sur la puce.

Les plots de connexions électriques notés 'i' correspondent au capteur numéroté i.

- (a) Structure des connexions en aluminium pour les capteurs de référence
- (b) Structure des connexions en aluminium pour les capteurs suspendus
- (c) Structure des connexions en aluminium pour l'actionnement thermique.

Les connexions électriques permettent de déposer les plots de connexion sur les bords de la puce. Les plots de connexion électriques notés 'i' correspondent au capteur numéroté i (Figure 3.8 (a) et (b)). Les plots numérotés 0 et 0' correspondent respectivement aux masses communes des capteurs suspendus et des capteurs de référence. L'alimentation électrique de la membrane est réalisée par trois connexions. Une tension appliquée entre V_{A1} et 0V chauffe l'anneau central de la membrane. Une tension appliquée entre V_{A2} et 0V chauffe l'anneau périphérique de la membrane. Les dimensions dans le plan sont données sur le Tableau 3.2.

Tableau 3.2 : Dimensions dans le plan du dispositif présenté.

Paramètres	Dimensions
Diamètre de membrane	2.5mm
Plots de connexion	300 μ m x 300 μ m
Largeur d'anneau d'actionnement	20 μ m
Largeur des pistes de connexion	10 μ m
Espacement minimal aluminium	10 μ m
V_{A1} rayon de l'anneau	104 μ m
0V rayon de l'anneau	765 μ m
V_{A2} rayon de l'anneau	1434 μ m

Etant donné que le procédé de fabrication est compatible CMOS, il est possible d'intégrer des dispositifs semi-conducteurs tels que des diodes et des transistors. Ces composants électroniques ont été conçus, fabriqués et testés en tant que preuve de concept du potentiel de fabrication de circuits électroniques sur membrane actionnée. Une telle intégration pourrait par exemple permettre de fabriquer des amplificateurs sur puces afin de diminuer le bruit des capteurs.

3.3 Profil de température de la membrane lors de l'actionnement

3.3.1 Influence de la piezorésistance

3.3.1.1 Banc de test spécifique

Afin de vérifier que la piezorésistance a un effet négligeable sur les thermo-résistances par rapport à l'élévation de température, un banc de test spécifique a été développé en réalisant un support fluide en Plexiglas (PMMA) (Figure 3.9). Il permet d'appliquer de la pression sous les membranes et de mesurer le signal électrique provenant des capteurs en utilisant une station sous pointe au niveau wafer (Figure 3.9(b)).

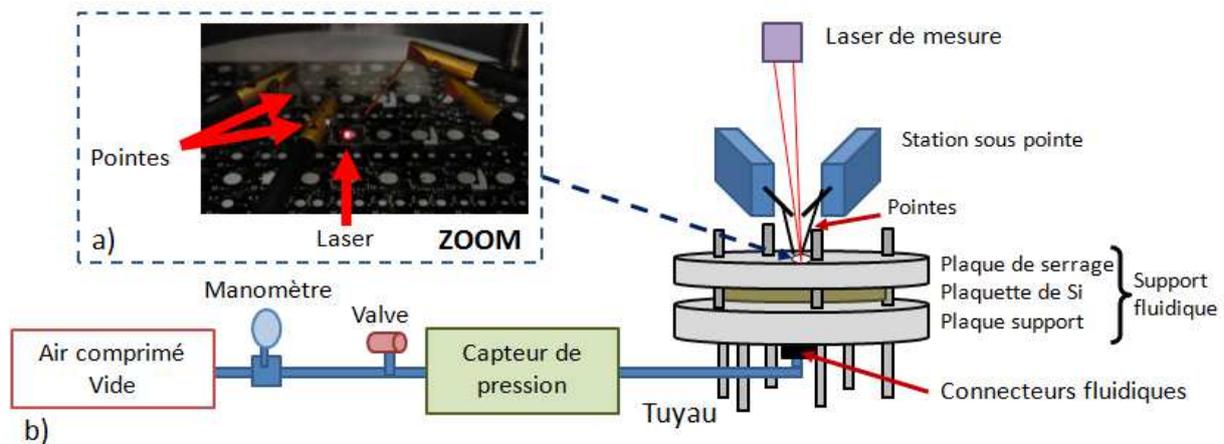


Figure 3.9 : Présentation du banc de caractérisation.
(a) Image du dispositif sous test
(b) Schéma du banc de test.

La pression appliquée (qui peut être positive ou négative) est donnée par un capteur de pression et peut être contrôlée grâce à un manomètre connecté par des tuyaux à l'aide de raccords rapides. Le support fluide est constitué d'une plaque support et d'une plaque de serrage, l'ensemble maintient la plaquette serrée pour éviter les fuites de pression.

Les pointes de la station peuvent accéder aux plots électriques du dispositif et un laser permet de mesurer la déflexion de la membrane par triangulation laser. Un spot de $30\mu\text{m}$ de diamètre est placé sur la masse centrale de la membrane, couverte d'aluminium. La réflexion spéculaire d'un angle de 20° est reçue par un capteur CCD qui détermine la variation d'altitude avec une précision de 100nm . La résolution de la mesure d'altitude du banc de test est estimée à $1\mu\text{m}$ au total.

Afin de calibrer le banc, la pression appliquée dans la cavité de la membrane est mesurée à l'aide d'un capteur de pression calibré. Une mesure de la déflexion du substrat lors de l'augmentation de cette pression permet de réaliser une référence pour réaliser une mesure plus précise de la déformée de la membrane. Cette référence permet de prendre en compte l'effet induit par la pression sur l'élévation de la plaquette de silicium.

Ce banc de test permet de caractériser les membranes à l'échelle de la plaquette de silicium sans avoir besoin de la découper. Les connecteurs fluidiques sont des raccords rapides dans lesquels on branche et débranche facilement des tuyaux. Un joint torique permet

de réaliser l'étanchéité entre la plaquette à caractériser et le support fluide. La plaque de serrage est une plaque en aluminium percée de trous d'un diamètre plus grand que celui des membranes et permettant l'accès depuis la face supérieure aux plots de connexion électrique.

Les puces sont plus petites que les connecteurs fluidiques. Deux connecteurs fluidiques ne peuvent pas être vissés sous des puces adjacentes. De plus, le fait de laisser en permanence les connecteurs fluidiques oblige à garder une distance minimum entre deux emplacements de caractérisation Figure 3.10.

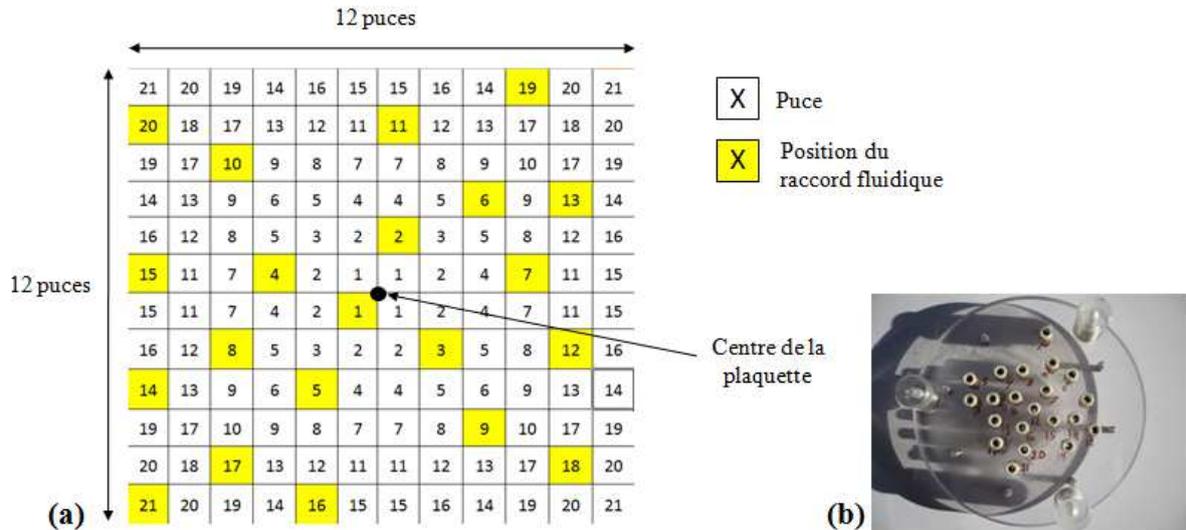


Figure 3.10 : Vue de dessus des emplacements de caractérisation des puces sur le support fluide de diamètre 100mm.

(a) Position des raccords fluidiques pour caractériser toutes les puces.

(b) Photo des raccords fluidiques vissés dans le support fluide.

Les membranes étant des structures fragiles, la découpe est problématique et il est préférable de caractériser les dispositifs avant la découpe. Un soin particulier est porté au positionnement des raccords fluidiques. Les puces à caractériser sont donc positionnées sur le support fluide de telle sorte que par des rotations successives de la plaquette, il est possible de les caractériser sans avoir besoin de découper la plaquette de silicium.

3.3.1.2 Mesure de l'effet piezorésistif

Les actionnements par les anneaux périphérique et central sont comparés en terme de déflexion et les résultats sont présentés sur la Figure 3.11.

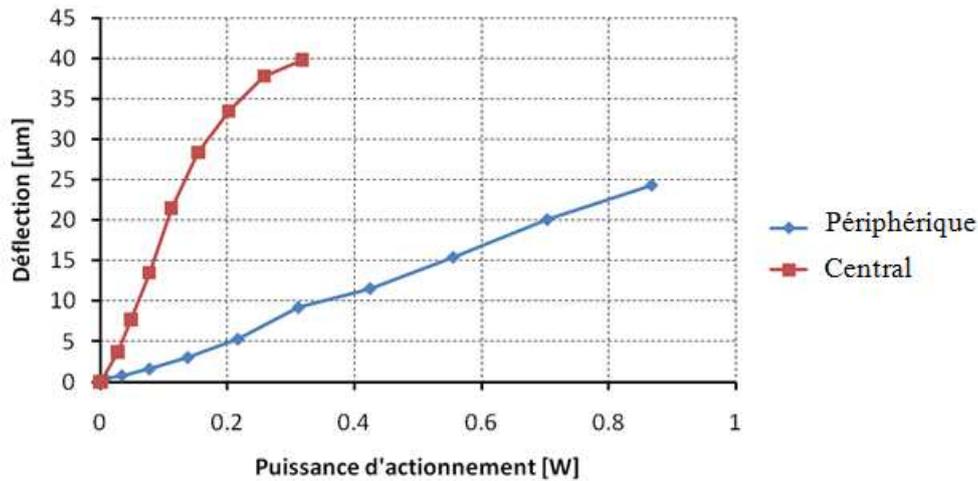


Figure 3.11 : Déflexion de la membrane pour les différents types d'actionnement mesuré par triangulation laser et en utilisant le banc de test décrit précédemment.

Les courbes de mesures présentées sur la Figure 3.11 ont été réalisées en utilisant le banc fluide décrit précédemment (Figure 3.9). On constate que la déflexion de la membrane sature lors de l'actionnement central, ce qui n'est pas le cas pour l'actionnement périphérique dans cette plage de valeur de puissance électrique. Dans le régime linéaire d'actionnement, (inférieur à 100mW pour l'actionnement central) on constate que l'actionnement central est 6.8 fois plus efficace que l'actionnement périphérique. Cette valeur est en accord avec le facteur de 7.2 entre les efficacités de chauffe du centre de la membrane trouvé lors de la simulation. L'erreur est de 5.9%. On trace donc la variation de déflexion de la membrane en fonction de la température (Figure 3.12).

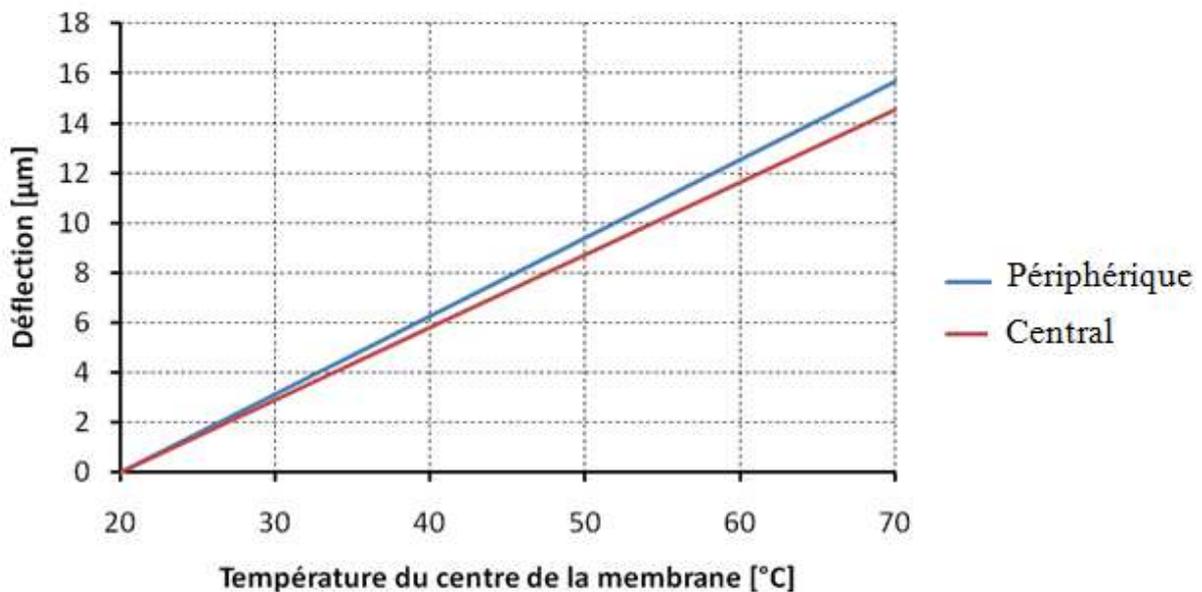


Figure 3.12 : Caractéristiques de déflexion de la membrane en fonction de la température en son centre.

Pour une même température au centre de la membrane, la déformation de la membrane est supérieure pour l'actionnement périphérique. L'écart est de 6.9% avec l'actionnement

central. Dans cette plage de linéarité, la déflexion de la membrane est une fonction affine de la température. Cette fonction affine est similaire pour les deux types d'actionnement. Ce lien étant établi, on peut déterminer la pression à appliquer dans la cavité de la membrane pour la déformer (Figure 3.13).

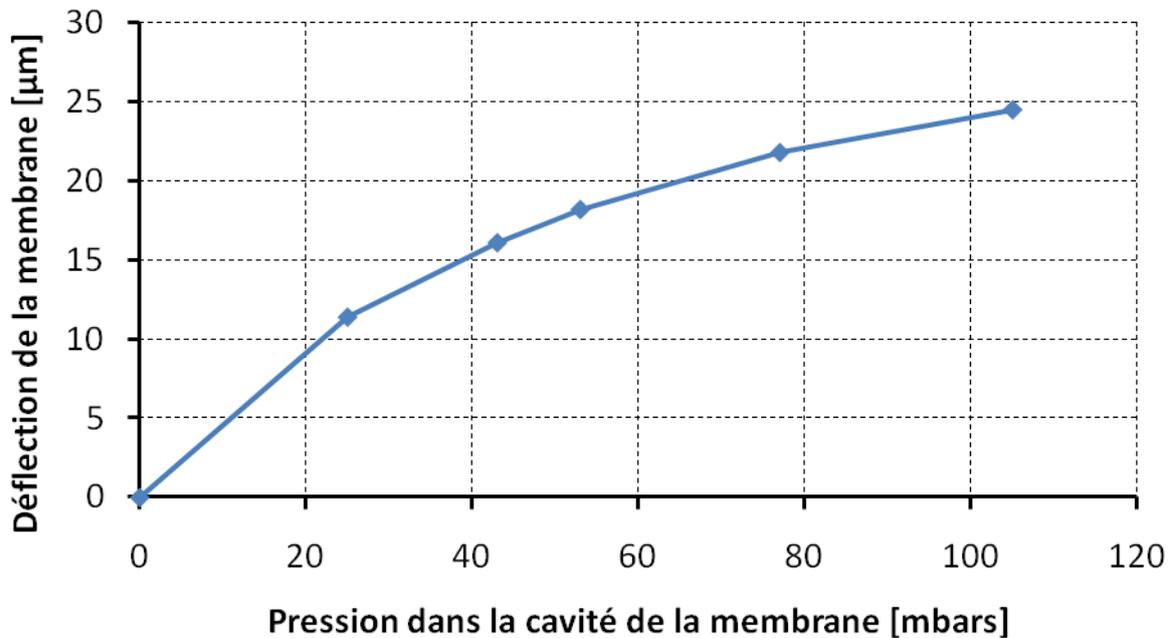


Figure 3.13 : Caractérisation de la déformée de la membrane sous une contrainte de pression.

La déflexion de la membrane crée une contrainte mécanique dans l'épaisseur de la membrane. Cette contrainte induit un effet piezorésistif, perturbant la détection de température. Pour évaluer cette perturbation, la membrane a été mise sous pression en utilisant le montage fluide décrit précédemment sur la Figure 3.9, à température ambiante. Dans le même temps, la tension des capteurs est mesurée.

La puissance maximale appliquée pour un actionnement externe de la membrane a été défini à 509mW. Un actionnement périphérique de 509mW déforme la membrane d'environ 14µm (Figure 3.11). En appliquant dans la cavité de la membrane les 35mbars correspondant à une déflexion de 14µm, le maximum de variation relative de résistance est de 0.04%, mesuré pour un capteur au bord de la membrane. En appliquant cette puissance sur la membrane, on obtient une variation relative de résistance minimale de 1.3%, mesuré au bord de la membrane. Ces caractéristiques prouvent que l'effet piezorésistif (0.04%) est négligeable par rapport à l'effet de la température sur les thermo-résistors.

3.3.1.3 Conclusion

Le polysilicium dans lequel sont placées les piezorésistances est épais de 1µm. Il constitue 28% de l'épaisseur de la membrane. Les contraintes à l'intérieur des piezorésistances sont distribuées le long de l'épaisseur comme décrit dans le Chapitre 2. Dans ce cas, les contraintes subies par le capteur sont moyennées le long de son épaisseur. L'effet de la piezorésistivité est négligeable par rapport à l'effet thermique dans la mesure de

température. De plus, les capteurs placés sur la masse centrale ne sont pas sujets à un effet piezorésistif en raison de la rigidité de la masse centrale.

3.3.2 Mesure de température

3.3.2.1 Calibration des capteurs de température

La température de chauffe dépend de la température ambiante. Les simulations permettent de déterminer les élévations de température. Il faut cependant faire une calibration à température ambiante connue pour pouvoir déterminer la température absolue. La calibration des thermo-résistances, réalisée à une température ambiante de 20°C, est présentée sur la Figure 3.14. La plaquette de silicium contenant les membranes est chauffée sur une plaque chauffante calibrée. Des mesures I-V à différentes températures permettent d'extraire la variation relative de résistance des capteurs en fonction de la température. Cette calibration a été faite pour chaque capteur de la membrane.

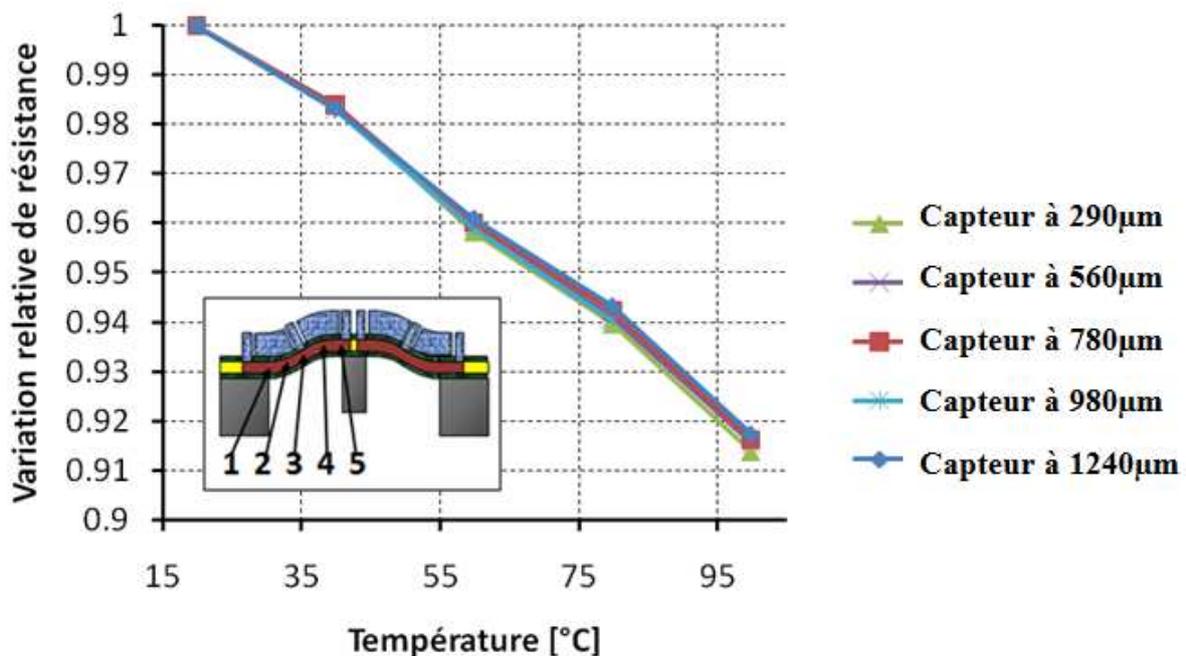


Figure 3.14 : Calibration des capteurs suspendus. Le graphe montre la variation relative de résistance des thermo-résistances en fonction de la température. Les capteurs sont positionnés sur l'axe radial de la membrane.

Il est nécessaire de faire la mesure au bout d'un temps de stabilisation pour que la température s'homogénéise. Dans ce cas, le gradient de température le long de la membrane est nul et la membrane ne se déforme pas. La composante de la variation relative de résistance due à la contrainte est nulle. La calibration mesure donc seulement l'élévation de température.

Ces résultats montrent la capacité des thermo-résistances à détecter des variations de température. Les coefficients de température des résistances ont été extraits. Ils varient entre 1.10^{-3} K^{-1} et 2.10^{-3} K^{-1} suivant les composants inter plaquettes. Ces valeurs sont de l'ordre de grandeur des coefficients de température de la littérature [3]. Sur les dix puces testées, les variations du coefficient thermique intra dispositifs sont de +/-3%. La résistance des thermo-

résistances varie donc en fonction de la position des capteurs sur la plaquette de silicium ce qui induit une variation du coefficient thermique.

La sensibilité des capteurs de température est égale au coefficient de température. Leur sensibilité varie donc de $-2.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ à $-1.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$. La sensibilité des capteurs utilisés pour réaliser le graphe de la figure 3.15 est de $-1.01.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ à $-1.08.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$. Ainsi, pour une résistance de $1.6 \text{ k}\Omega$, on trouve une variation de $-1.62 \text{ } \Omega/^{\circ}\text{C}$ à $-1.73 \text{ } \Omega/^{\circ}\text{C}$.

Comme pour les capteurs de contraintes, afin d'évaluer la résistance des capteurs de température, on procède à la mesure de la caractéristique courant-tension en appliquant une tension variable de -1V à 1V et en mesurant la valeur du courant traversant ces capteurs. Les résistances sont obtenues par linéarisation de ces caractéristiques et en extrayant l'inverse de la pente.

Comparativement aux capteurs de contraintes, ces capteurs subissent des températures plus élevées ce qui augmente l'erreur de mesure. Pour une résistance de 1600Ω , on obtient une variation de résistance de 2Ω . On déduit qu'une variation relative de $1.2.10^{-3}$ est observée.

La résolution est obtenue en appliquant la formule 3.5 dépendant du coefficient de température α :

$$\Delta T = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\alpha} \quad 3.5$$

Une résolution variant de 0.6°C à 1.2°C est obtenue en utilisant le coefficient de température des thermo-résistances compris entre $-2.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ à $-1.10^{-3} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$.

3.3.2.2 Mesure du profil de température de la membrane lors de l'actionnement

Les deux types d'actionnement (central et périphérique) ont été simulés (en utilisant le modèle présenté sur la Figure 3.2). Les thermo-résistances réagissent à une élévation de température et permettent de reproduire le profil thermique de la membrane. De cette élévation de température ΔT , il est possible de déterminer la température absolue T du capteur grâce aux calibrations réalisées à une température de calibration T_{calib} dans la section précédente. La température absolue est donc égale à $T = \Delta T - T_{calib}$.

3.3.2.2.1 Actionnement périphérique

Les résultats pour l'actionnement périphérique sont présentés sur la Figure 3.15, en alimentant l'anneau périphérique (V_{A2}).

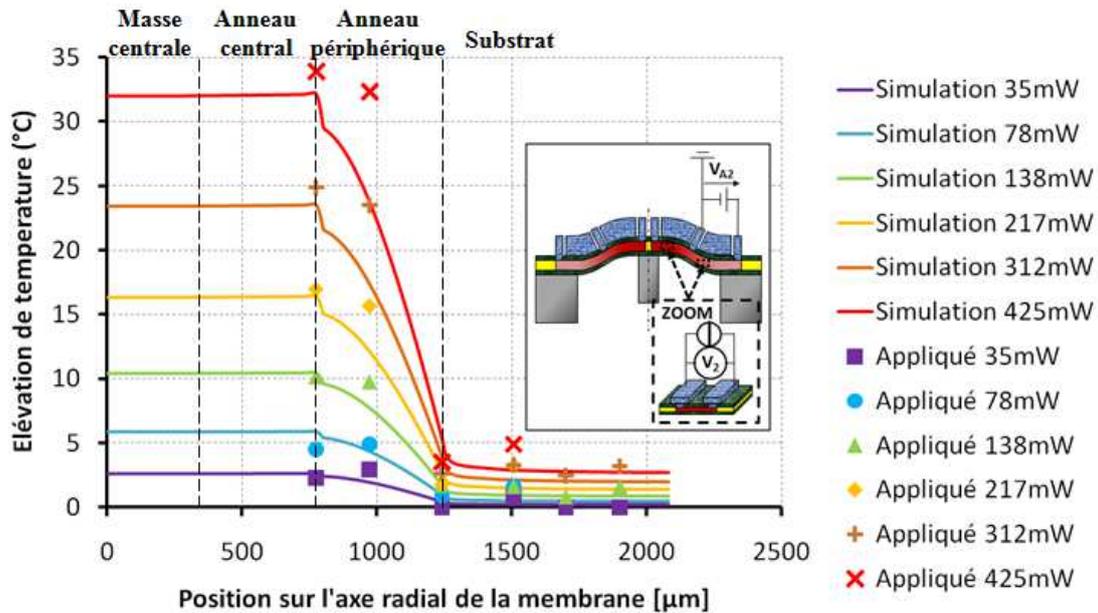


Figure 3.15 : Distribution de température le long de l'axe radial de la membrane pour un actionnement thermique périphérique. Le graphe montre la comparaison entre la simulation (lignes) et la caractérisation (points). La position horizontale 0µm correspond au centre de la membrane.

Il est à noter que les résultats de simulation axisymétrique sont légèrement en dessous des résultats de caractérisation. Ce phénomène est interprété comme une conséquence de la non-uniformité de l'épaisseur de la couche d'aluminium. Etant donné que l'aluminium constitue 55% de l'épaisseur totale de la membrane, la structuration des connexions électrique sur le dessus de la membrane en réduit fortement l'épaisseur localement. Cette réduction substantielle d'épaisseur est surtout localisée dans la région des capteurs, où l'aluminium joue le rôle de connexion pour leur alimentation électrique. Cette région induit une asymétrie dans la membrane, qui ne peut pas être représentée par un modèle axisymétrique. Il en résulte une résistance thermique plus élevée dans la membrane réelle aux alentours des capteurs, qui dissipe moins de chaleur que la simulation ne prend en compte. La variation de température maximale entre la simulation et la caractérisation est de 16% montrant une relative concordance entre le modèle FEM axisymétrique et la réalité. Pour les capteurs placés à environ 1mm du centre de la membrane, la caractérisation est supérieure de 5°C aux résultats expérimentaux. Ignorer ces points expérimentaux réduirait l'erreur entre simulation et caractérisation à 5%. Il est possible de l'observer car la réduction d'épaisseur due à l'ouverture de la région des capteurs n'a pas été simulée (seule l'ouverture des connexions électriques a été simulée par le modèle axisymétrique). La région des capteurs est un triangle dont la base est localisée au bord de la membrane et le sommet est au centre de la membrane. Par conséquent, l'épaisseur réelle est bien plus faible que celle simulée. La largeur de cette région augmente avec la distance par rapport au centre de la membrane, ce qui implique une augmentation de température dans cette région par rapport aux résultats de simulation.

Sur la Figure 3.15, une marche est observable dans les résultats de simulation pour une position radiale de 800µm. Cette position correspond au placement des connexions électriques

de l'actionnement (ligne de 0V entre l'actionnement interne et l'actionnement externe) (Figure 3.8).

Le but est de déterminer la position optimale des capteurs de température. Le raffinement du modèle de simulation pourrait être fait en prenant en compte la variation d'épaisseur de l'aluminium pulvérisé. Pour cela, un modèle en trois dimensions devrait être réalisé mais il ne changerait pas la position optimale des capteurs de température.

3.3.2.2.2 Actionnement central

Les caractérisations pour l'actionnement central sont présentées sur la Figure 3.16.

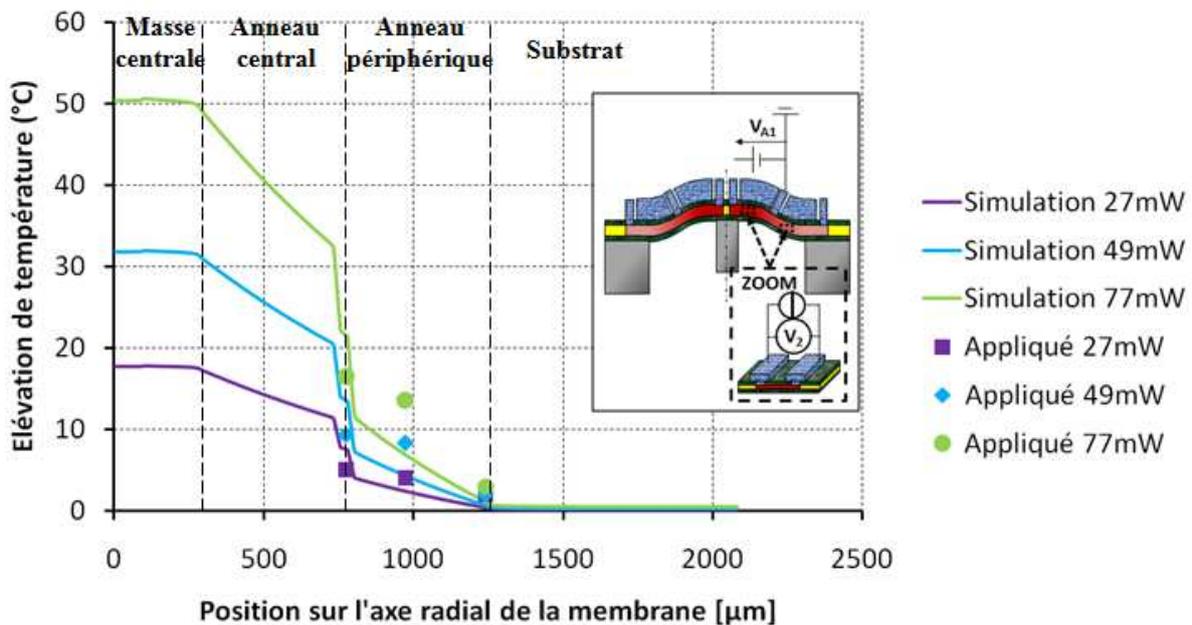


Figure 3.16 : Distribution de température le long de l'axe radial de la membrane pour un actionnement thermique central. Le graphe montre la comparaison entre la simulation (lignes) et la caractérisation (points). La position horizontale 0µm correspond au centre de la membrane.

On constate un écart maximum entre simulation et caractérisation de 16% à 1mm du centre de la membrane. Dans les autres cas, l'erreur est de 10%.

Après avoir testé les capteurs de température lors de l'actionnement périphérique, on observe une dégradation de leur fonctionnement. Les capteurs les plus au centre de la membrane sont détériorés et il est impossible de les utiliser pour détecter la température. En effet, le fort facteur de forme égal à 694 entre son diamètre et son épaisseur rend la membrane très fragile.

3.3.3 Conclusion sur les mesures

Les caractérisations des capteurs de température ont été comparées aux simulations FEM. Une erreur maximale de 16% est observée. Cette erreur peut être réduite à 5% en positionnant les capteurs de température sur la masse centrale. La variation de résistance due à l'effet piezorésistif au dessus de la masse centrale est négligeable par rapport à la variation de résistance due à l'élévation de température.

3.4 Conclusion générale

La conception et la fabrication de capteurs de température intégrés dans une membrane actionnée thermiquement ont été réalisées. Les capteurs de température sur la membrane actionnée thermiquement sont fonctionnels et permettent d'analyser le profil thermique de la membrane [49]. Un banc de test spécifique a été implémenté pour la caractérisation de ces dispositifs afin de vérifier l'effet des contraintes mécaniques sur les capteurs de température. Les résultats des caractérisations électriques sont en accord avec les résultats de simulation et le profil thermique de la membrane lors de son actionnement. Les capteurs de température perturbent l'actionnement thermique, par conséquent, il est préférable de placer un capteur pour réduire leur perturbation sur la chauffe de la membrane. Il est à noter que pour chaque type d'actionnement, le maximum de température est atteint au centre de la membrane. De plus, à cette position, les thermo-résistances ne sont pas soumises à l'effet piezorésistif. L'optimum est donc de placer un seul capteur thermique sur la masse centrale pour l'actionnement thermique. Un capteur de température peut être placé sur le substrat et agir en tant que référence thermique.

Les capteurs proches du centre de la membrane permettent de mesurer une température entre 20°C et 50°C avec une erreur de 5% lors de l'actionnement thermique. Les capteurs permettent donc de contrôler l'actionnement entre 45°C et 50°C avec une précision respectant les spécifications données.

Un faible nombre de publications est proposé par la littérature sur des membranes actionnées thermiquement et qu'aucune d'entre elle ne présente une étude expérimentale de mesure de température lors de l'actionnement thermique. Ce chapitre montre un progrès en ce sens qu'il a été proposé une méthode de mesure de la température lors de l'actionnement thermique d'une membrane.

Cependant, l'actionneur thermique ne permet pas de développer des forces suffisantes pour l'application de la micropompe. En effet, les faibles cylindrées engendrées et sa forte consommation énergétique n'en font pas un candidat adapté à l'injection de médicaments. Les problèmes rencontrés nous ont forcés à étudier une seconde voie, en choisissant des nouvelles pistes avec des solutions plus efficaces. La technologie d'actionnement thermique est donc abandonnée pour l'injection « bolus » de médicaments. Une solution d'actionneur non intégré, dit externe, est envisagée pour augmenter la force de poussée de la membrane, les actionneurs externes étant plus efficaces en force et avec de plus grands déplacements. Afin de déterminer la débit de liquide passant dans les canaux de la micropompe, un capteur de débit est étudié dans le chapitre suivant.

Chapitre 4. Débitmètre

Etant donné que la micropompe choisie est une pompe à membrane, ses performances dépendent fortement de la pression de sortie. Pour contrôler la dose injectée, il est nécessaire de mesurer le débit. Comme indiqué dans le Chapitre 1, un capteur à fil chaud a été choisi pour réaliser cette mesure de débit. Ce chapitre décrit un capteur de flux à fil chaud intégré dans le canal microfluidique d'une micropompe permettant la mesure précise du débit de liquide se déplaçant dans le canal. Une étude théorique du capteur à fil chaud est présentée dans la première section de ce chapitre. Les mesures de débit sont décrites dans la seconde section.

4.1 Etude du débitmètre à fil chaud

Afin de comprendre le fonctionnement d'un débitmètre thermique à fil chaud, il est nécessaire de comprendre les phénomènes de chauffe et de conduction thermique dans les matériaux. Ces phénomènes sont régis par l'équation de la chaleur :

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \Delta T + P \quad 4.1$$

avec ρ est la densité du matériau, c sa chaleur spécifique massique, T la température, t le temps, λ la conductivité thermique du matériau, ΔT le laplacien de la température et P le terme générique désignant les autres transferts de chaleur.

Le terme $\rho c \frac{\partial T}{\partial t}$ définit le régime transitoire de la chauffe du matériau et $\lambda \Delta T$ correspond aux transferts de chaleur par conduction thermique.

On comprend à l'aide de cette équation que pour une même puissance de chauffe, plus les transferts de chaleur par conduction sont importants, moins la température du matériau sera importante. Afin de décrire notre capteur, on étudie la configuration représentée sur la Figure 4.1. Le dispositif est composé d'un fil déposé sur un substrat. Le fluide circule à la surface du substrat dans un canal et dans la direction et le sens de l'axe y (Figure 4.1).

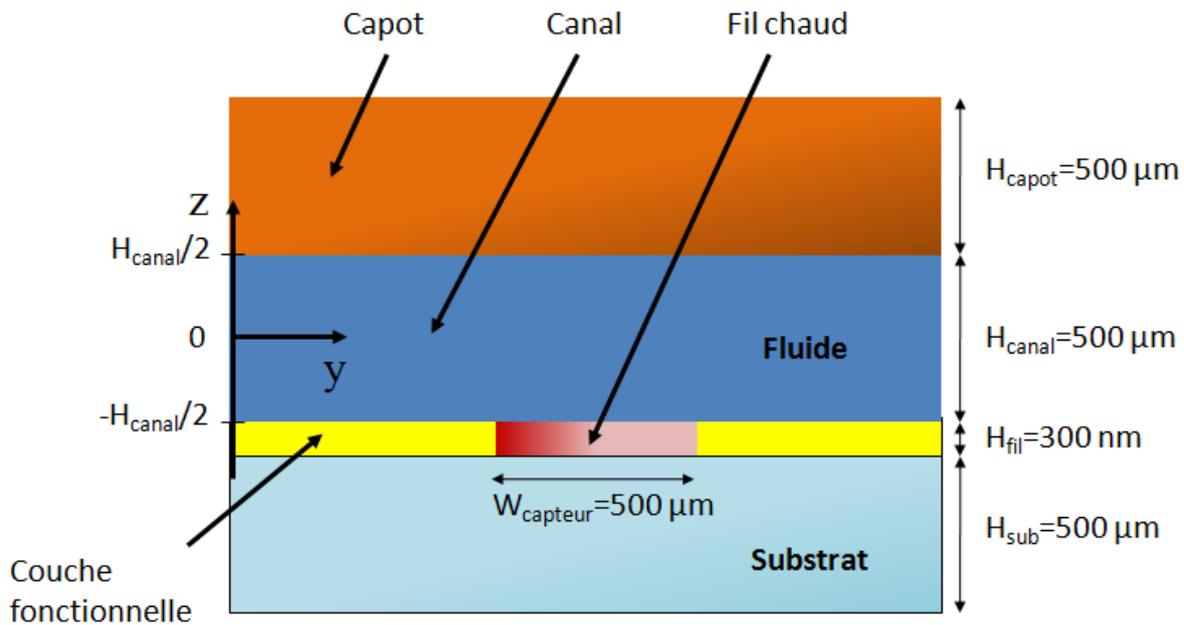


Figure 4.1 : Vue en coupe de la structure envisagée de débitmètre.

On note H_{capot} la hauteur du capot, H_{canal} la hauteur du canal, H_{fil} l'épaisseur du fil chaud, H_{sub} l'épaisseur du substrat et W_{capteur} la largeur du fil chaud.

Les challenges technologiques de ce capteur sont la plage de mesure, la puissance électrique consommée et le temps de réponse. Ces performances sont analysées dans les sections suivantes.

4.1.1 Conduction thermique du substrat

Pour réduire la puissance électrique consommée par le capteur, il est nécessaire d'isoler thermiquement le fil chaud par rapport au substrat. Pour cela, on peut chercher à remplacer le substrat en silicium par un autre substrat à définir : c'est l'objectif de cette section. L'efficacité de chauffe η_c est définie comme le rapport entre la puissance électrique transmise au liquide P_{liquide} et la puissance électrique totale dissipée par le fil P_{tot} .

$$\eta_c = \frac{P_{\text{liquide}}}{P_{\text{tot}}} \quad 4.2$$

Le gain d'efficacité G est défini comme le rapport de l'efficacité de chauffe du substrat considéré par rapport à l'efficacité de chauffe d'un substrat en silicium :

$$G = \frac{\eta_{c_{\text{sub}}}}{\eta_{c_{\text{Si}}}} \quad 4.3$$

Dans la suite, le liquide utilisé est de l'eau. L'étude du transport de la température par conduction aide à comprendre le fonctionnement des débitmètres à fil chaud. Comme on l'a vu dans le Chapitre 1, l'étude des propriétés thermiques des différents matériaux utilisés pour

la mesure est importante. Un tableau récapitulatif (Tableau 4.1) présente ces propriétés thermiques pour les matériaux utilisés en tant que substrat de support du fil chaud.

Tableau 4.1 : Tableau récapitulatif des propriétés thermiques des différents matériaux utilisés en tant que substrat de support du fil chaud.

Matériaux	Densité volumique [kg/m ³]	Capacité calorifique [J.kg ⁻¹ .K ⁻¹]	Conductivité thermique [W.m ⁻¹ .K ⁻¹]
Silicium	2330	700	130
Verre	1650	730	1.4
Plastique	130	1180	0.2
Eau	1025	3930	0.6
Air	1.19 @ 1 bar	1006	0.023

L'eau possède des propriétés similaires à celles des médicaments utilisés en injection. C'est pourquoi le médicament est assimilé à de l'eau. Pour obtenir une sensibilité de capteur importante, la conductivité thermique du fluide à mesurer doit être supérieure à celle du substrat. Cependant, la conductivité thermique du silicium est élevée en comparaison à celle de l'eau (environ 220 fois supérieure). Un substrat de silicium n'est donc pas adapté à la mesure de débit par fil chaud. Des solutions existent pour palier à ce problème. Comme il a été vu dans le chapitre 1, des membranes peuvent être réalisées pour réduire la conduction thermique au travers du substrat de silicium. En effet, l'air est un très bon isolant thermique. Ainsi, une membrane en silicium de quelques microns d'épaisseur peut être réalisée afin d'augmenter l'efficacité de chauffe du fil. Cependant, une membrane se déforme sous la pression, la déformation peut induire des variations de résistance du fil sous les contraintes induites par la déformation ce qui rend le capteur dépendant de la pression. Etant donné les pressions de 3bar mises en jeu dans le dispositif médical d'injection données dans les spécifications, une stratégie sans membrane est adoptée.

Des simulations par éléments finis en utilisant Comsol Multiphysics sont réalisées pour étudier les différentes efficacités de chauffe d'un fil sur différents types de substrats. Les conditions limites de ces simulations sont présentées sur la Figure 4.2.

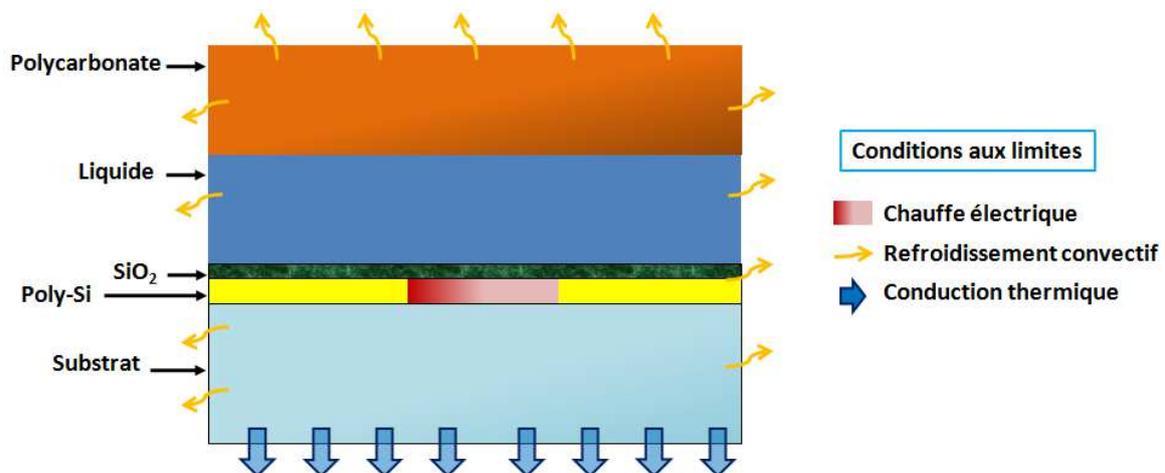


Figure 4.2 : Schéma de la structure simulée en 2D pour l'étude de l'efficacité thermique de chauffe d'un fil.

Pour pouvoir comparer l'effet du substrat sur l'efficacité de la chauffe, la structure présentée est similaire pour les 3 types de substrat que ce soit le silicium, le verre ou le plastique. Sur le substrat repose une couche de silicium polycristallin de 300 nm d'épaisseur, sur laquelle est déposé un oxyde d'une épaisseur de 50 nm. Le canal, d'une hauteur de 500 μm , est fermé par une couche de plastique en polycarbonate (PC) de 500 μm d'épaisseur. La puissance du fil chaud est supposée dissipée totalement dans le dispositif. Ainsi, la puissance électrique utilisée pour chauffer le fil est supposée totalement convertie en puissance thermique. Les conditions limites de refroidissement sont fixées par conduction au niveau du substrat et par convection avec l'air sur les bords de la puce.

Les différences d'efficacité sont données sur la Figure 4.3 pour différents types de substrat. On trace l'élévation maximale de température moyenne dans le fil en fonction de la puissance de chauffe appliquée dans le fil.

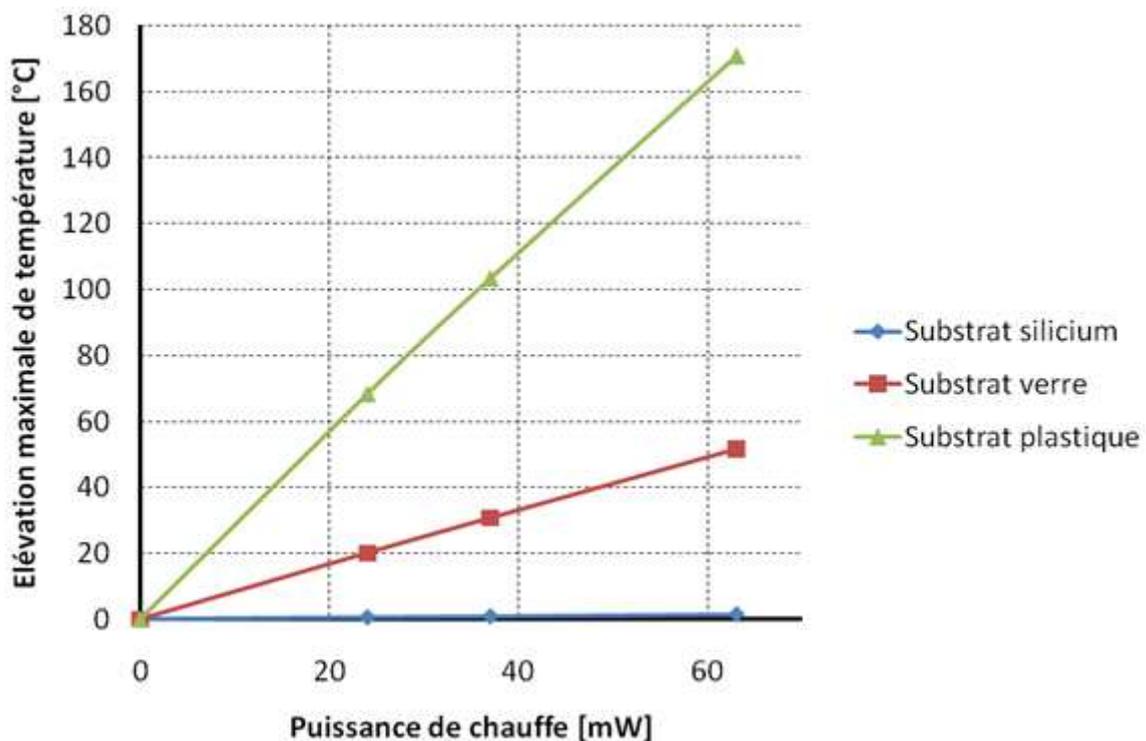


Figure 4.3 : Comparaison des différents matériaux de substrat étudiés lorsque le fil du débitmètre est chauffé.

On constate que l'élévation maximale de température est linéaire en fonction de la puissance de chauffe. Pour une puissance de chauffe de 63 mW, l'élévation maximale de température est de 0.62 °C pour un substrat en silicium, de 51.6°C pour un substrat en verre, et 171°C pour un substrat en plastique. L'efficacité de chauffe sur un substrat en silicium est de 0.66%, celle sur un substrat de verre est de 41% et celle sur un substrat plastique est de 71%

Les gains d'efficacité de chauffe calculés et présentés sur la Figure 4.4.

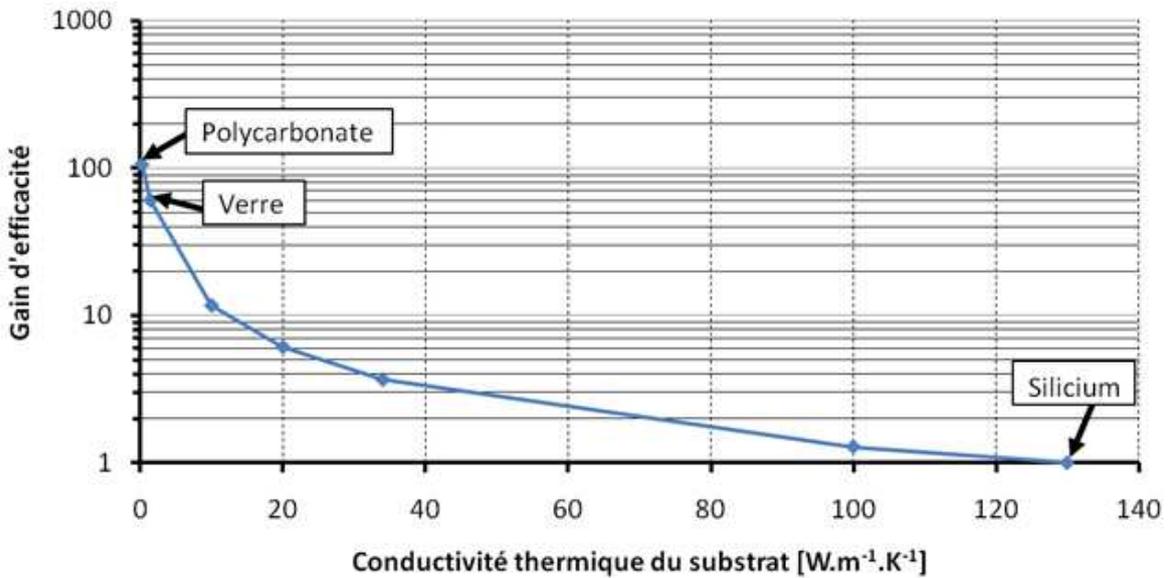


Figure 4.4 : Evolution de l'efficacité de chauffe par rapport à un substrat de silicium en fonction de la conductivité thermique du substrat.

Le silicium a une conductivité thermique de $130 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$. L'efficacité de chauffe est de 0.66%. Plus on diminue la conductivité thermique du substrat, plus le gain en efficacité de chauffe augmente. Un gain d'efficacité de 61 est observé pour le verre.

En ajoutant un oxyde d'isolation thermique de $5 \mu\text{m}$ entre la couche de polysilicium et le substrat en silicium, on obtient une température de 1.49°C pour une puissance de chauffe de 63 mW , ce qui nous donne une efficacité de chauffe de 2.8% et donc un gain d'efficacité de 4.27.

4.1.2 Incertitude de mesure

Le capteur de débit mesure en réalité la vitesse du liquide. Cette vitesse de liquide est liée au débit par la section du canal. En connaissant la plage de mesure de vitesse du débitmètre, il est possible d'ajuster la section du canal afin d'obtenir les débits demandés dans les spécifications. Pour remonter au débit en mesurant la vitesse du liquide, il faut utiliser l'équation 4.4:

$$Q = vS \quad 4.4$$

Avec Q le débit de liquide de vitesse v dans les canaux de section S .

D'après cette formule, on peut déduire l'incertitude relative sur la dose de médicament injectée qui dépend de l'incertitude relative sur la vitesse et de la section du canal.

$$\frac{\Delta Q}{Q} = \frac{\Delta v}{v} + \frac{\Delta S}{S} \quad 4.5$$

L'équation 4.5 permet de comprendre que l'incertitude de mesure à l'aide du débitmètre n'est pas la seule source d'incertitude. La fabrication de canaux d'une section bien définie permet aussi de réduire l'incertitude sur la mesure de la dose de médicament injectée.

En fraisant des canaux de section carrée de $500\mu\text{m}$ de côté dans un substrat en plastique, des résolutions de $50\mu\text{m}$ de profondeur et de $50\mu\text{m}$ de largeur sont atteignables. Ainsi, l'incertitude sur la section du canal est de 1%. Dans ce cas, si l'incertitude sur le débit doit être de 5%, l'incertitude sur la mesure de vitesse ne doit pas être supérieure à 4%.

Le but est donc de réaliser un capteur de débit permettant de mesurer la vitesse du liquide avec une incertitude relative de 4%. Des simulations du fonctionnement du débitmètre ont été réalisées afin de vérifier la faisabilité d'un tel capteur.

4.1.3 Simulations temporelles de la détection

Pour la suite de cette partie, le substrat choisi est un substrat de verre, ce qui diminue la conductivité thermique du substrat d'un facteur 93. Les simulations thermo-fluidiques de la détection de débit sont faites en utilisant le modèle décrit dans l'étude de conduction thermique du substrat. Dans ces simulations, une vitesse est donnée au liquide. Cette vitesse induit un débit en fonction de la section du canal.

4.1.3.1 Puissance de chauffe impulsionnelle

Une puissance de chauffe constante n'est pas suffisante pour atteindre les spécifications de puissance électrique consommée par le capteur. Afin de réduire la consommation électrique du capteur, une puissance de chauffe impulsionnelle est appliquée au fil. La puissance consommée est ainsi, divisée par le rapport cyclique du signal de chauffe.

Ces impulsions sont caractérisées par une période de temps T , une tension de chauffe V_C pendant un temps t_C , une tension de refroidissement V_R et un rapport cyclique $r = \frac{t_C}{T}$ (Figure 4.5).

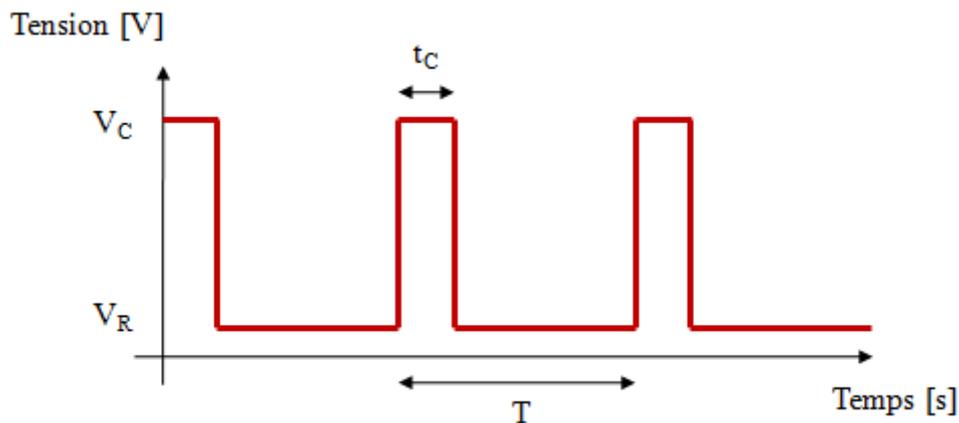


Figure 4.5 : Caractéristiques des impulsions utilisées pour l'alimentation du montage.

L'objectif des impulsions est de chauffer et refroidir périodiquement le fil afin d'en mesurer les vitesses de chauffe et de refroidissement. Ces vitesses dépendent du débit de liquide dans le canal microfluidique. L'application d'une tension V_R permet de mesurer le refroidissement. Cette tension ne doit pas induire de chauffe trop élevée dans le fil chaud lors du refroidissement. Le but d'introduire une alimentation impulsionnelle est de réduire la puissance consommée par le capteur. De plus, pour une même fréquence d'impulsions, le fil

aura d'autant plus de temps pour refroidir que le rapport cyclique des impulsions sera faible. Ainsi, il est possible d'éviter l'éventuel échauffement du fil dû au mauvais refroidissement pendant le temps à l'état bas d'une impulsion. Cet échauffement pourrait dégrader le temps de réponse du capteur. En effet, le temps de stabilisation du capteur induirait un temps supplémentaire pour la mesure réelle de débit.

4.1.3.2 Résultats des simulations

Des simulations temporelles ont été effectuées afin de déterminer le temps de chauffe du fil chaud soumis à une puissance de 16mW en fonction de la vitesse du liquide dans les canaux microfluidiques. L'influence de la vitesse du liquide sur la chauffe du fil chaud est présentée sur la Figure 4.6.

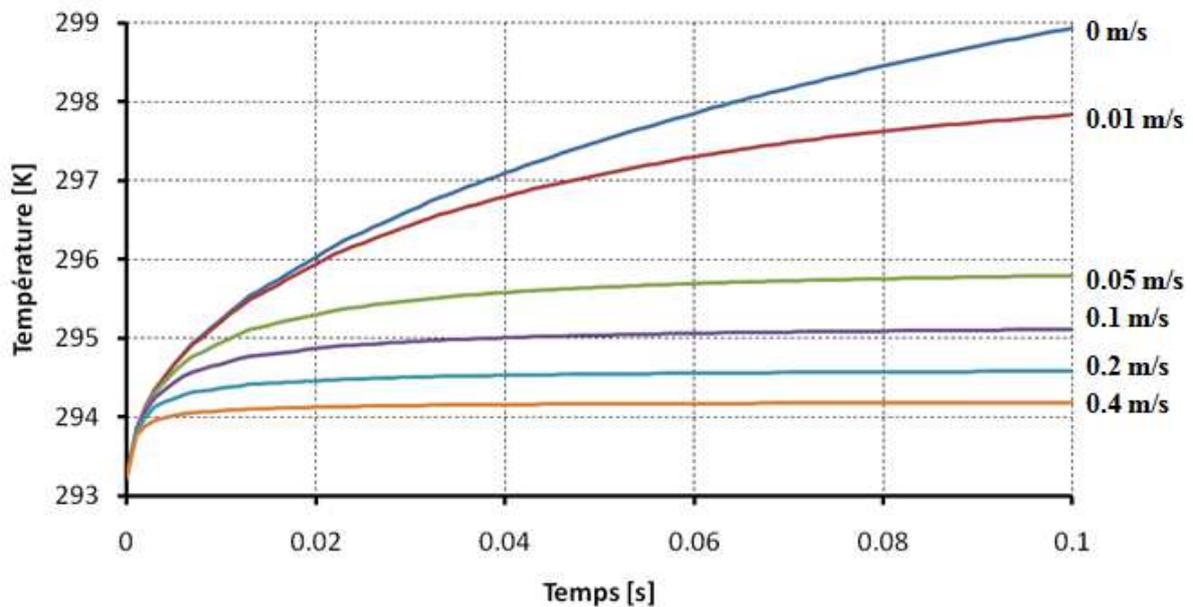


Figure 4.6 : Simulations de la chauffe du fil pour une puissance de chauffe de 16mW et pour différentes vitesses de liquide pour une largeur de 500µm.

On constate que plus la vitesse du liquide est importante, plus le temps de chauffe est court. Un temps maximal de 0.1s est choisi pour obtenir une fréquence d'échantillonnage supérieure à 10Hz. Au bout de 0.1s, 90% de la température de saturation est atteinte pour des valeurs de vitesse supérieures à 0.05m/s. Pour des vitesses inférieures à 0.01m/s, la température de saturation n'est pas atteinte.

Des simulations temporelles avec des impulsions de puissance dans le fil chaud ont été réalisées et sont présentées sur la Figure 4.7.

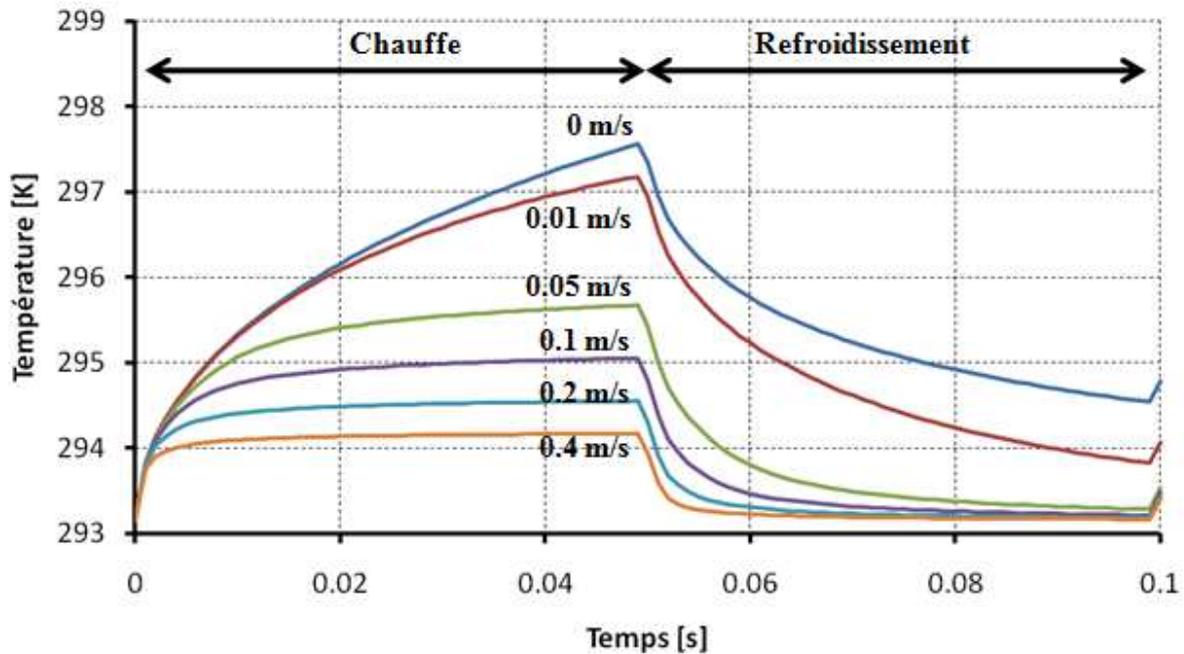


Figure 4.7 : Température du fil chaud pour une puissance instantanée de chauffe de 16mW, un rapport cyclique de 0.5 et pour différentes vitesses de liquide et pour une largeur de fil chaud de 500 μ m.

La puissance instantanée appliquée sur le fil chaud de largeur de 500 μ m est de 16mW, correspond à des impulsions de période de 0.1s et de rapport cyclique égal à 0.5. Pour une vitesse de liquide de 0.01m/s, le temps de refroidissement est plus long que le temps de chauffe. Pour une vitesse nulle, la température au bout de 0.1s est de 294.8K.

Dans ce cas, le substrat n'a pas le temps de refroidir. Il chauffe donc petit à petit jusqu'à atteindre une température moyenne constante. Cet effet est d'autant plus visible que la vitesse du liquide est faible. En effet, plus le fluide est lent, moins il est efficace à refroidir le fil chaud.

La Figure 4.8 présente la température atteinte au bout de 0.05s lors de la chauffe du fil en fonction de la vitesse du liquide dans le canal.

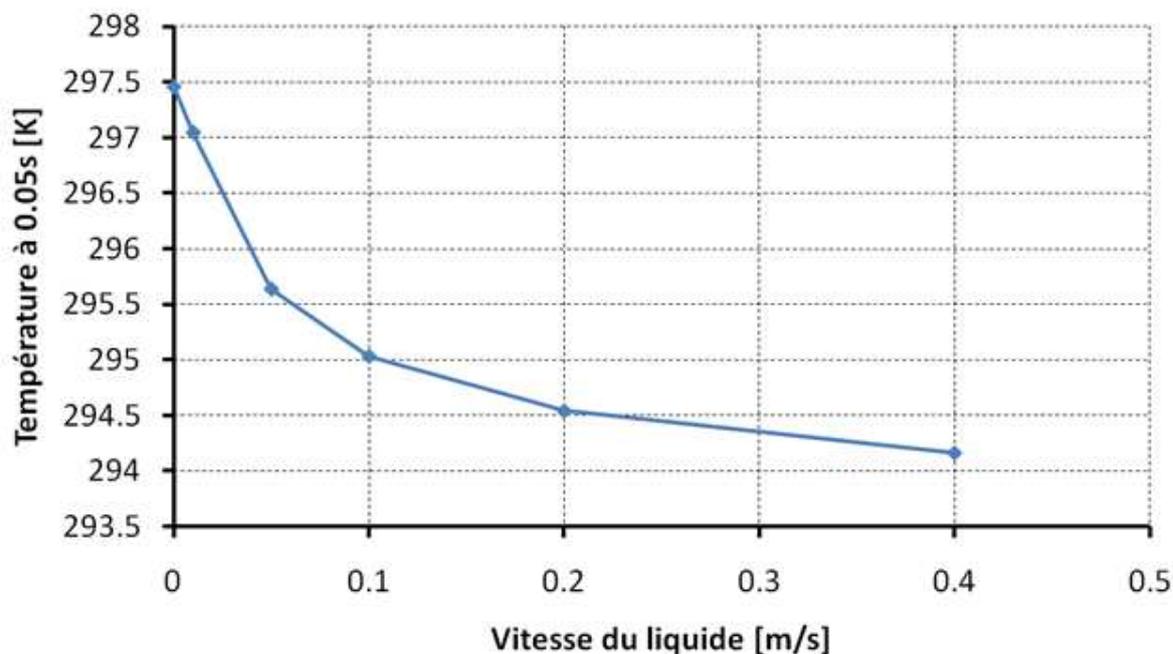


Figure 4.8 : Température du fil au bout de 0.1s en fonction de la vitesse du liquide dans la canal.

On voit sur la Figure 4.8 que dans le cas de vitesses trop importantes, la température de saturation est trop faible pour mesurer une variation de température. Il est donc impossible de déterminer le temps de montée ou le temps de descente en température. Le capteur est donc capable de détecter la vitesse du liquide sur une plage de fonctionnement allant théoriquement de 0 m/s à 0.4m/s.

Afin de supprimer cette élévation de température, il est possible de diminuer la puissance de chauffe du fil chaud, ce qui diminuera la consommation. Il est aussi possible d'augmenter le refroidissement du capteur en augmentant la période d'échantillonnage et en diminuant le rapport cyclique des impulsions. Des simulations sont réalisées en polarisant le capteur par des impulsions d'alimentation de rapport cyclique égal à 0.1 (Figure 4.9).

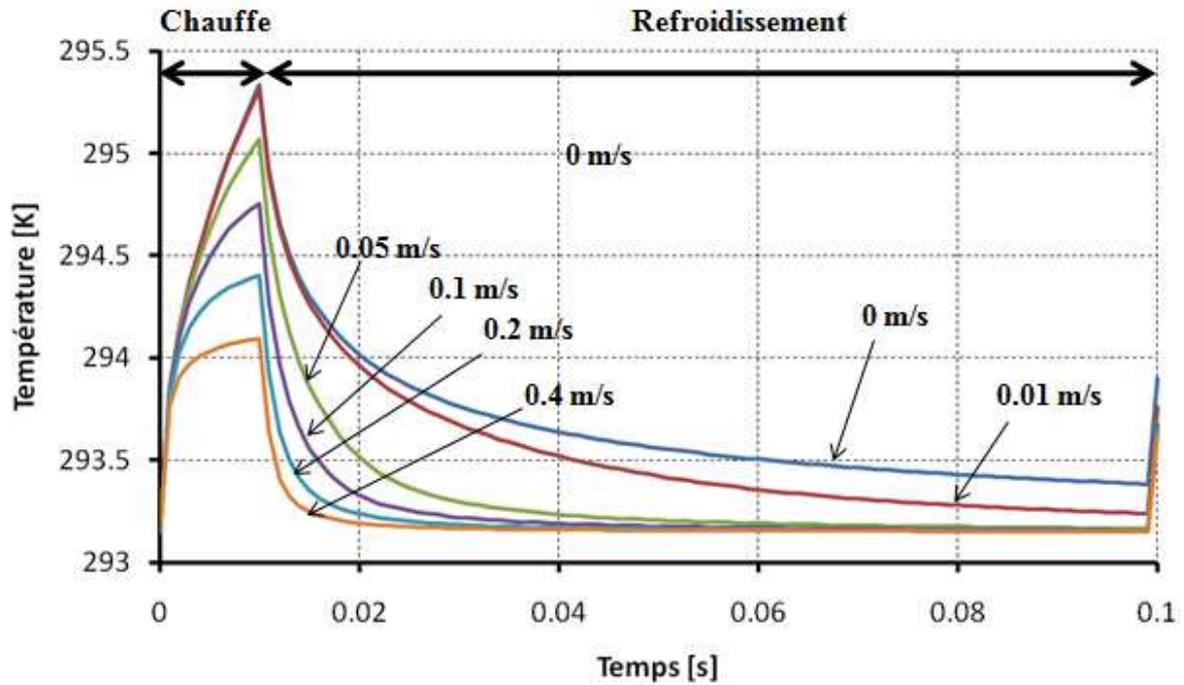


Figure 4.9 : Température du fil chaud pour une puissance instantanée de chauffe de 16mW, un rapport cyclique de 0.1 et pour différentes vitesses de liquide et pour une largeur de fil chaud de 500 μ m.

La diminution du rapport cyclique de l'impulsion de chauffe permet de réduire le temps d'échantillonnage. Elle permet également de réduire l'échauffement du fil chaud. Ainsi, la température atteinte est plus faible. Au bout de 0.1s, la température du fil pour une vitesse de liquide nulle est de 293.4K. La Figure 4.10 présente la température de fin de chauffe en fonction de la vitesse du liquide.

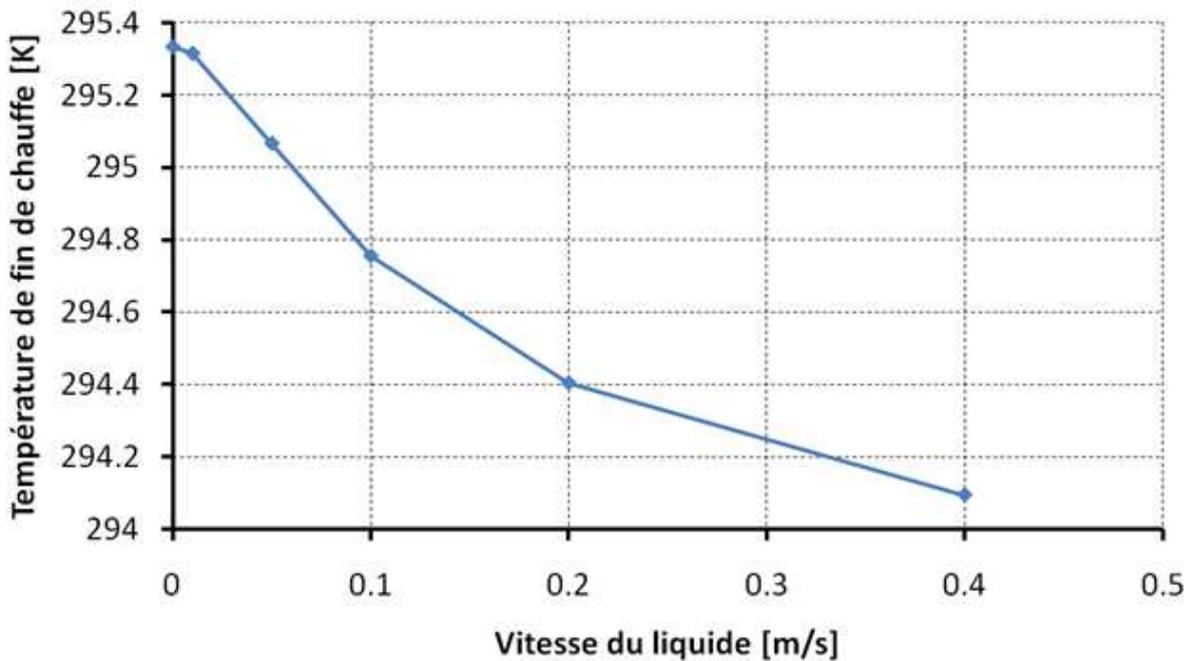


Figure 4.10 : Température de fin de chauffe en fonction de la vitesse du liquide pour une puissance instantanée de 16mW.

La température du fil atteinte lors de la chauffe est la même pour des vitesses de liquide inférieures à 0.05m/s. En effet, d'après la Figure 4.6, la température du fil est la même au bout de 0.01s. Pour des vitesses supérieures à 0.05m/s, la température du fil atteinte lors de la chauffe diminue avec la vitesse du liquide.

Pour des vitesses allant de 0.05m/s à 0.4m/s, le fil est totalement refroidi. Le temps mis pour le refroidissement du fil varie en fonction de la vitesse du liquide. Il est donc possible de déterminer la vitesse du liquide dans le canal en mesurant le temps que met le fil à se refroidir.

4.1.3.3 Conclusion

L'utilisation d'un substrat de verre permet de palier aux problèmes de conduction thermique élevée du silicium.

L'application d'une puissance de chauffe constante consomme une énergie électrique trop élevée. Les simulations ont permis de déterminer la faisabilité de la mesure de débit par l'application d'une puissance de chauffe impulsionnelle. Cette technique permet de diviser l'énergie consommée par le rapport cyclique des impulsions.

Afin de vérifier ces simulations, des mesures de débits ont été effectuées et sont présentées dans la section suivante.

4.2 Co-intégration électronique et fluidique

Des capteurs de débit à fil chaud sont fabriqués et testés. Les mesures de débit sont décrites dans cette section.

4.2.1 Fabrication de canaux microfluidiques

Le plastique choisi est un substrat de polycarbonate (PC) possédant une température de fusion de 130°C. Ce matériau est transparent dans le spectre visible ce qui facilite l'observation du liquide passant dans les canaux microfluidiques. Sa température de fusion et sa résistance chimique au développeur, au remover et au mélange piranha (utilisé pour le nettoyage comme vu dans le Chapitre 1) le rend compatible avec les procédés de photolithographie et de dépôt ou de gravure. Les équipements de microfabrication nécessitent souvent des substrats circulaires similaires aux plaquettes de silicium. Afin de réaliser des substrats de diamètre de 100 mm et d'épaisseur de 1mm, une plaque rectangulaire de polycarbonate de dimensions 2m x 1m x 1mm est découpée en morceaux carrés de 105mm de côté. Ces morceaux sont ensuite empilés les uns contre les autres et placés dans un tour. Un film plastique de protection collé sur les deux faces permet de ne pas rayer les surfaces pendant cet usinage.

Dans ces plaquettes de PC sont gravés les canaux microfluidiques (Figure 4.11) à l'aide d'une machine de fraisage automatisée.

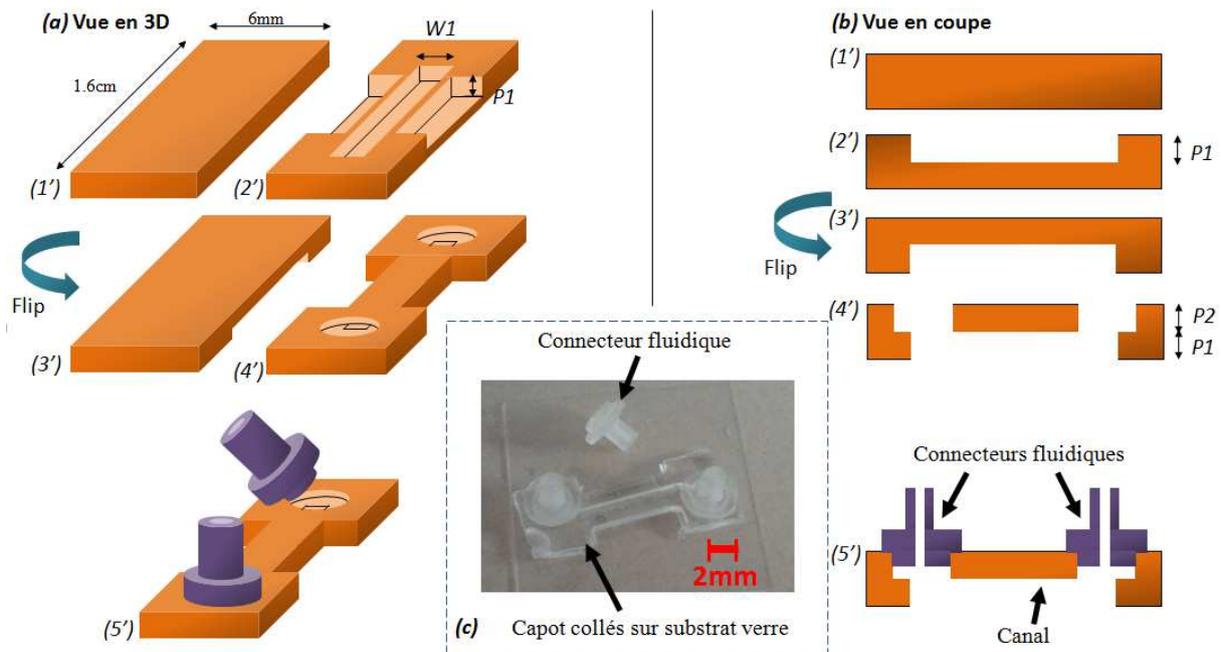


Figure 4.11 : Etapes de fabrication des canaux microfluidiques dans un substrat plastique.
 (a) Vue en 3D (b) Vue en coupe (c) Image des canaux avec connecteurs fluidiques.

Les pièces réalisées grâce à cette fabrication sont des capots fluidiques comprenant des canaux microfluidiques. Ces capots sont ensuite collés sur un substrat de silicium, de verre ou de plastique afin de réaliser l'étanchéité des canaux. La Figure 4.11 présente les étapes de fabrication utilisées pour la fabrication de ces capots. **Etape (1')**, la réalisation se fait dans une plaquette de plastique de 100mm de diamètre. Un seul capot est représenté par souci de simplicité.

Etape (2'), le fraisage du substrat plastique permet de réaliser le canal au centre du dispositif. La profondeur ($P1$) et la largeur de ce canal ($W1$) peuvent être ajustées en variant la profondeur de fraisage, le diamètre et le trajet de la fraise. Les canaux ainsi fabriqués sont profonds de $500\mu\text{m}$, larges de $500\mu\text{m}$ et longs de 11mm. Sur les côtés du canal, un fraisage rectangulaire est réalisé à la même profondeur et constitue une préparation à l'ouverture du substrat. Cette étape est nécessaire pour l'accès à des plots de connexions électriques lorsque des composants électroniques sont présents à la surface du substrat. Deux trous sont créés aux extrémités du canal et font office d'entrée et de sortie. Le substrat est retourné (**Etape (3')**) pour graver la surface opposée. En fraisant cette nouvelle face à l'**Etape (4')**, des ouvertures dans le plastique sont créées permettant d'accéder à la surface du substrat. Ainsi, la profondeur de fraisage $P2$ est égale à la différence entre l'épaisseur du substrat et la profondeur de gravure $P1$ de l'étape (2'). Des connecteurs fluidiques en plastique sont fabriqués par stéréolithographie puis collés au dessus des trous à l'**Etape (5')**. La stéréolithographie est décrite plus en détail dans la suite de ce chapitre. Un épaulement est conçu afin d'aligner correctement ces connecteurs avec le substrat. Il est possible de connecter et de déconnecter un tuyau de 1mm de diamètre interne à ces connecteurs d'un diamètre externe de 1.5mm et d'une hauteur de 2mm. De cette façon, une interconnexion

fluidique réversible et étanche est réalisée par la déformation élastique du tuyau sur le connecteur.

Cette fabrication permet de réaliser des canaux microfluidiques dans un substrat plastique. De plus, le motif décrit par la fraise peut être adapté à la géométrie du dispositif. La Figure 4.12 montre les canaux microfluidiques fraisés dans le polycarbonate.

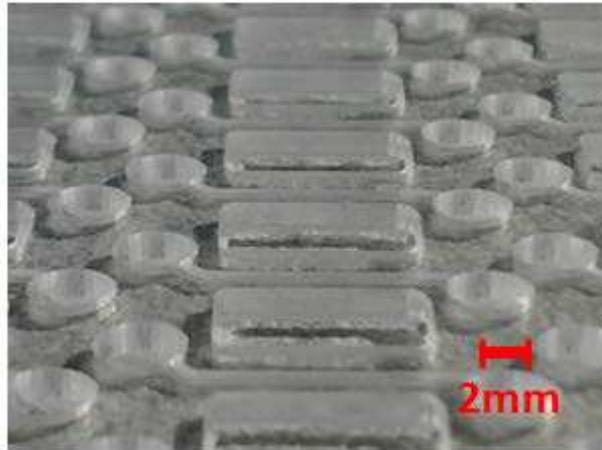


Figure 4.12 : Images montrant des exemples de réalisation de canaux microfluidiques fabriqués par fraisage de substrat plastique.

Sur une plaquette de plastique de 100mm de diamètre, il est possible de réaliser une cinquantaine de capots fluidiques en plastique de ce type (Figure 4.12).

4.2.2 Fabrication du débitmètre – Semiconducteur sur verre

Des substrats de silicium et de verre sont utilisés pour comparer leurs performances thermiques. Le fil chaud est réalisé par dopage d'une couche de silicium polycristallin. Etant donné que le fil est large de $500\mu\text{m}$, on choisit de fabriquer le canal aussi large que le capteur. La largeur du canal choisie est de $500\mu\text{m}$.

La fabrication du dispositif est présentée sur la Figure 4.13.

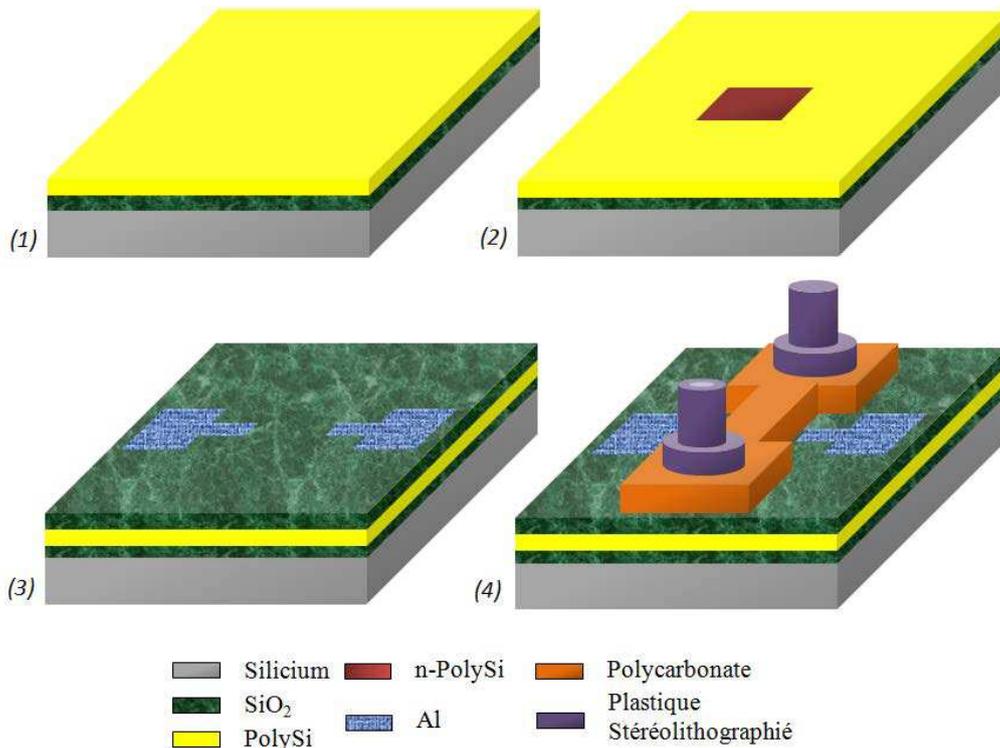


Figure 4.13 : Présentation des étapes de microfabrication du capteur de débit sur verre.

Les étapes technologiques de microfabrication du débitmètre sont les mêmes que les étapes d'intégration de capteurs dans la membrane de la micropompe [49].

Une oxydation thermique est réalisée à l'**Etape (1)** en surface d'une plaquette de silicium formant un oxyde de silicium d'une épaisseur de 5 μ m. Cette oxyde permet de créer une barrière thermique limitant la conduction de chaleur dans le substrat de silicium. Un dépôt chimique en phase vapeur à basse pression (LPCVD) d'une épaisseur de 300nm est réalisé pour former la couche active du dispositif. Une implantation ionique d'ions phosphore définie à l'**Etape (2)**, la zone de chauffe du capteur. Cette zone de chauffe est un carré de 500 μ m de côté. Afin d'isoler électriquement la couche active des pistes de connexion électrique, l'étape précédente est suivie d'un dépôt chimique en phase vapeur amélioré par plasma (PECVD) d'une couche d'oxyde de silicium d'une épaisseur de 200nm. Les pistes électriques de connexion d'une épaisseur de 650nm sont pulvérisées puis structurées à l'**Etape (3)** en prenant soin préalablement de graver chimiquement, par acide fluorhydrique, des ouvertures dans l'oxyde pour réaliser les contacts électriques entre l'aluminium et la zone de chauffe. Le canal fluide décrit précédemment est ensuite scellé par adhésif à l'**Etape (4)** afin d'absorber les variations d'altitude en surface des dispositifs et de rendre le canal étanche.

Pour fabriquer les débitmètres sur un substrat en verre, l'oxydation thermique de départ est supprimée car le substrat joue déjà le rôle d'isolant thermique. Les étapes suivantes sont conservées. Cependant, le recuit thermique d'activation des dopants implantés dans la couche de silicium polycristallin est réalisé à une température de 950°C. Le verre choisi pour le substrat est du quartz qui possède une température de fusion de plus de 1200°C.

4.2.3 Scellement du canal microfluidique

Le scellement des canaux microfluidiques est réalisé par sérigraphie d'un liseré de colle époxy de 500 μ m de large.

La sérigraphie est une technique de dépôt de matières visqueuses au travers d'un pochoir. Ce pochoir est généralement une trame de mailles en métal sur lequel un masque de polymère est ouvert aux endroits de dépôt. Une racle permet de faire passer la matière à travers le pochoir.

Afin de pouvoir structurer correctement le motif de colle, la viscosité dynamique de l'époxy doit être élevée (23Pa.s pour la colle utilisée). Les différences entre les coefficients de dilatation thermique du silicium (2.6 μ m/K), du verre (0.5 μ m/K) et du plastique (65-70 μ m/K) ne permettent pas de réaliser un scellement à l'échelle de la plaquette si une polymérisation de la colle en température est requise. La colle choisie polymérise à température ambiante et dans ce cas, il est possible de réaliser le scellement à l'échelle de la plaquette. La résistance aux contraintes de cisaillement de l'époxy est d'environ 80N/mm². De plus, lorsque le capot est collé sur des pistes métalliques, la colle ne doit pas interférer électriquement sur les pistes. Ainsi, une colle époxy d'une résistivité supérieure à 4.10¹² Ω .cm est choisie. La structuration du substrat ne doit pas non plus induire de fuites fluidiques lors du scellement des capots. Par ailleurs, les dimensions des canaux n'induisent en théorie pas de grandes pertes de charge.

4.2.4 Bilan de la fabrication des débitmètres

Des capteurs de débit à fil chaud ont été fabriqués sur substrat silicium et sur substrat de verre. Des canaux microfluidiques ont été fabriqués par fraisage de substrat plastique et par stéréolithographie. Le substrat agit comme pièce de scellement du canal microfluidique. Il peut être en silicium ou en verre. La technique de scellement utilisée adhère à ces différents matériaux et permet une résistance mécanique à la pression de 1.2bar. La structuration du substrat par des pistes en aluminium de 2 μ m d'épaisseur est absorbée par la couche d'époxy déposée par sérigraphie.

4.3 Mesure de débit

4.3.1 Banc de test

Le banc de caractérisation est présenté dans la Figure 4.14.

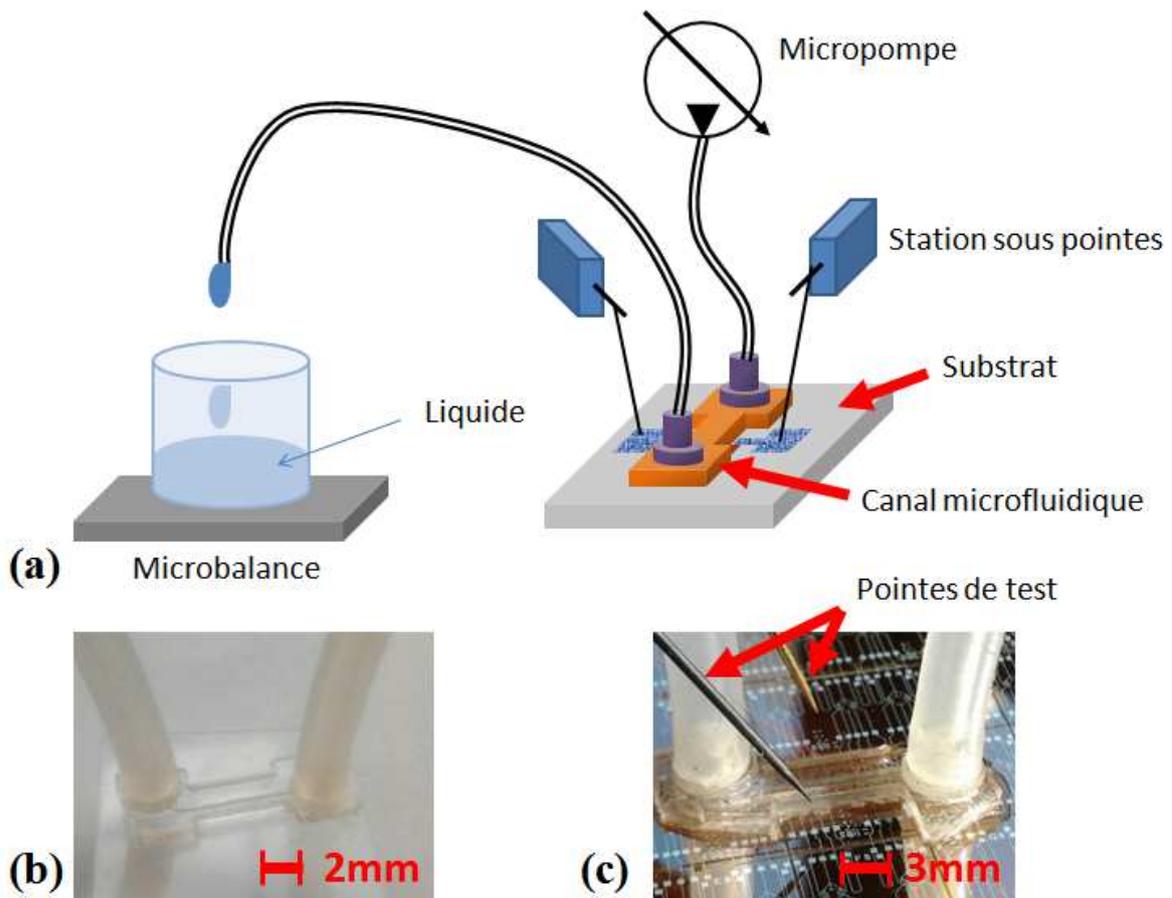


Figure 4.14 : Banc de caractérisation. (a) Schéma du banc de caractérisation fluide. (b) Image des tubes millimétriques connectés au package microfluidique. (c) Image du dispositif avec les pointes de test électrique.

Le dispositif est connecté fluidiquement à une micropompe qui injecte le fluide dans le canal microfluidique. Une microbalance permet de mesurer le débit injecté dans les canaux. L'ensemble est ensuite placé dans une station sous pointes permettant de connecter électriquement le dispositif à un circuit électronique de mesure. Le circuit électronique de mesure est présenté dans la section suivante.

Un banc de caractérisation a été mis en place pour permettre de vérifier la tenue en pression du canal microfluidique. Le canal est pressurisé par de l'air comprimé. Un capteur de pression permet de contrôler la pression appliquée. La sortie du canal est fermée par un interrupteur fluide et la pression est graduellement augmentée. Le montage de caractérisation est ensuite immergé dans de l'eau afin d'observer les possibles fuites au travers de bulles remontant à la surface. Le capteur de pression utilisé est capable de mesurer des pressions maximales de 1.2bar en relatif par rapport à la pression atmosphérique. En réalisant des mesures de fuite sur 7 puces capotées, une fiabilité de 85% est obtenue pour le scellement des capots, ainsi seule une puce n'a pas permis de monter la pression au-delà de 1bar en raison d'un mauvais étalement de la colle. La connexion fluide se faisant seulement par compression du tuyau sur le connecteur, une pression inférieure à 2bar suffit à créer des fuites à l'interface entre le tuyau et le connecteur fluide. Aucune fuite n'a cependant été observée lors de la circulation d'un débit de 7mL/min.

Les limitations en température de cet assemblage sont données par les limites de température du polycarbonate aux alentours de 130°C. L'époxy, quant à elle, opère jusqu'à des températures de 230°C. Les connecteurs fluidiques ont une limite de température similaire à celle du polycarbonate.

4.3.2 Circuit électronique

Etant donné que les analyseurs ne peuvent pas mesurer la résistance instantanée du fil chaud, un circuit électronique a été implémenté afin de caractériser temporellement la réponse du fil en fonction du débit de liquide injecté dans le canal. Ce circuit électronique comporte un pont de Wheatstone, un amplificateur différentiel et un trigger de Schmidt. Ces éléments sont présentés dans les sections suivantes.

4.3.2.1 Pont de Wheatstone

Un pont de Wheatstone est un montage électronique qui permet de mesurer une résistance électrique inconnue par équilibrage. Le schéma électrique du pont est donné Figure 4.15.

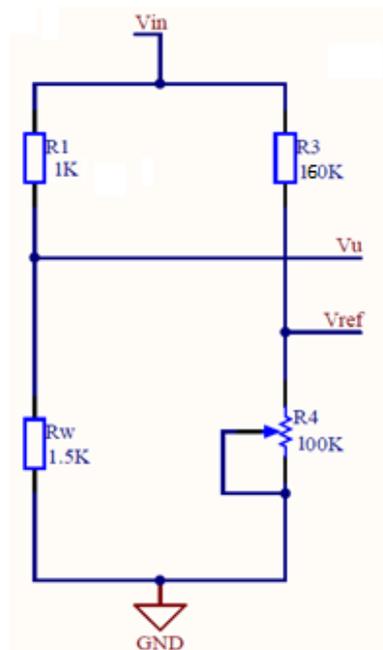


Figure 4.15 : Schéma électrique du pont de Wheatstone.

Le pont est constitué de trois résistances et un potentiomètre. Deux résistances (R_1 , R_3) ont des valeurs connues, la troisième (R_W) est la résistance du fil chaud dont on veut mesurer les variations. Le potentiomètre (R_4) permet d'équilibrer le pont. Le pont est alimenté par un générateur de tension. La tension de sortie du pont s'écrit :

$$V_S = V_U - V_{ref} = \left(\frac{R_W}{R_1 + R_W} - \frac{R_4}{R_4 + R_3} \right) V_{IN} \quad 4.6$$

Le pont est dit équilibré lorsque la tension de sortie V_S est nulle quelle que soit l'entrée V_{IN} . Afin d'équilibrer le pont, les résistances doivent respecter la relation suivante :

$$R_1 R_4 - R_W R_3 = 0 \quad 4.7$$

Lorsque le débit de liquide est nul, la résistance R_W est à sa valeur nominale on peut donc équilibrer le pont à l'aide du potentiomètre. Lorsque le liquide est en mouvement, la valeur de R_W change, ce qui déstabilise le pont. C'est cette variation de tension qui indique la température du fil chaud.

La sensibilité du pont de Wheatstone en fonction de la variation de la valeur de la résistance de chauffe est donnée par :

$$\frac{dV_S}{dR_W} = \frac{R_1}{(R_1 + R_W)^2} V_{IN} \quad 4.8$$

La sensibilité du pont de Wheatstone est la même que celle d'un diviseur de tension. L'avantage du pont de Wheatstone est de mesurer la variation de résistance du fil chaud en supprimant l'offset de tension à débit nul. Le résultat est un rapport signal sur bruit amélioré. De plus, une variation de tension d'alimentation a moins d'influence sur ce type de montage que sur un simple diviseur de tension.

Il est possible d'augmenter la sensibilité du pont en augmentant la tension d'alimentation du pont de Wheatstone et en modifiant la valeur des résistances R_W et R_1 . Lors de la chauffe du fil, la résolution en sortie du pont de Wheatstone est déterminée par la relation :

$$\Delta V_S = \alpha \gamma \frac{R_1 R_W^2}{(R_1 + R_W)^4} V_{IN}^3 \quad 4.9$$

Où α est le coefficient de température de la résistance de chauffe, γ la pente de la caractéristique de l'élévation de température en fonction de la puissance de chauffe $P = \frac{R_W}{(R_1 + R_W)^2} V_{IN}^2$ dans le fil de résistance R_W ($\Delta T = \gamma P$).

La résistance R_W du fil chaud est de 1600Ω. Ainsi, dans le cas de la chauffe de la résistance, pour obtenir une résolution minimale de 1mV, la résistance R_1 doit être comprise entre 10Ω et 3kΩ dans le cas de la chauffe et pour une tension d'alimentation de 10V (relation 4.9). Si on veut que le fil consomme un maximum de 25mW, la résistance du fil doit être inférieure à 1kΩ. Dans le cas du refroidissement du fil, sa résistance doit être comprise entre 130 et 7600 dans le cas du refroidissement et pour une tension d'alimentation de 1V. Ainsi, on choisit une résistance R_1 de 1kΩ.

Les résistances R_3 et R_4 sont choisies afin que cette partie du pont de Wheatstone consomme le minimum de puissance. On choisit donc R_3 à 160kΩ et R_4 à 100kΩ.

Le coefficient de température α de la résistance est très faible de l'ordre de 10^{-3} K^{-1} . Or, la consommation électrique du pont augmente avec la sensibilité. Il est donc préférable d'augmenter la sensibilité du signal de sortie en l'amplifiant (de l'ordre de quelques mV à la dizaine de mV) afin d'avoir une meilleure résolution et une meilleure sensibilité.

4.3.2.2 Amplificateur différentiel

L'amplification du signal est effectuée par un amplificateur différentiel d'instrumentation (amplificateur AD620). Il est particulièrement adapté aux capteurs. En effet, il possède un gain élevé et réglable à l'aide d'une simple résistance R_g . Il nécessite un très faible courant de polarisation (2nA) et il induit un faible bruit. Enfin, il consomme seulement 2.3mW ce qui le rend particulièrement intéressant pour notre application. Le montage électrique de l'amplificateur est donné sur la Figure 4.16.

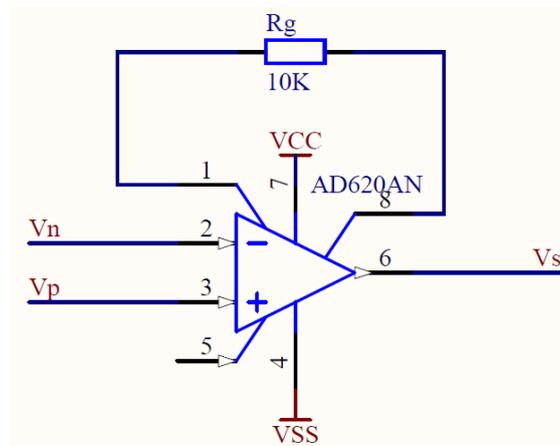


Figure 4.16 : Schéma électrique de l'amplificateur AD620.

La tension V_s en sortie de l'amplificateur s'écrit sous la forme suivante :

$$V_s = G(V_p - V_n) \quad 4.10$$

Avec $G = 1 + \frac{49400}{R_g}$ le gain de l'amplificateur et R_g la résistance à câbler en dehors du circuit qui permet de régler le gain entre 1 et 10000.

4.3.2.3 Trigger de Schmitt

Lors de la caractérisation pulsée, on a besoin de mesurer le temps de descente ou de montée de la température de la résistance, pour cela on fait appel à un trigger de Schmitt. Le trigger de Schmitt est un amplificateur opérationnel avec une boucle de contre-réaction sur l'entrée non-inverseuse, il fonctionne en mode saturé, et non en mode linéaire. La tension de sortie V_{out} ne peut prendre que deux valeurs V_{CC} ou GND. Le schéma électrique du trigger de Schmitt est donné sur la Figure 4.17.

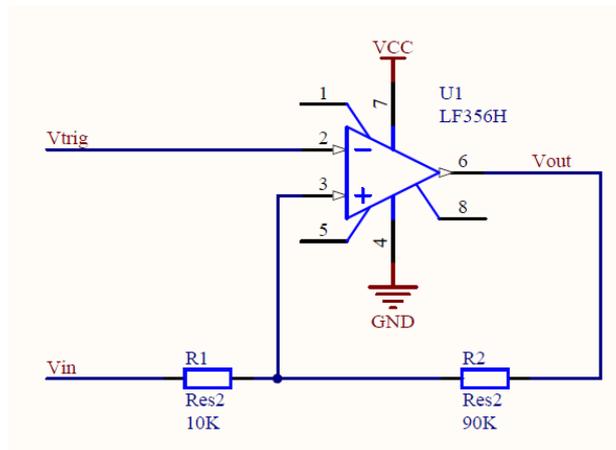


Figure 4.17 : Schéma électrique du trigger de Schmitt.

La tension de sortie réalise un cycle d'hystérésis et prend la valeur V_{CC} lorsque V_{IN} est supérieur à une tension V_a , et GND lorsque V_{IN} est inférieur à une tension V_b . La caractéristique du trigger est donnée sur la Figure 4.18.

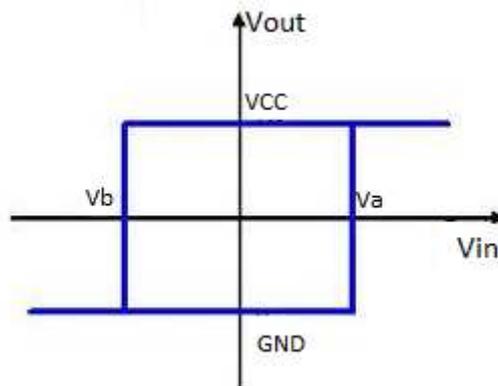


Figure 4.18 : Cycle d'hystérésis du trigger.

La tension V_{trig} permet de régler ces seuils de tension V_a et V_b . Les valeurs de V_a et V_b sont données par les formules suivantes.

$$V_a = V_{trig} \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) + V_{CC} \frac{R_1}{R_2} \quad 4.11$$

$$V_b = V_{trig} \left(1 + \frac{R_1}{R_2} \right) - V_{CC} \frac{R_1}{R_2} \quad 4.12$$

Ces trois composants sont intégrés dans le circuit électronique global en fonction de l'application demandée. Ce sont les briques de base du circuit électronique de mesure de la vitesse du liquide.

4.3.3 Caractérisation

Dans un premier temps, le dispositif est caractérisé avec une tension d'alimentation du pont continue dans lequel le trigger n'est pas utilisé. Dans un second temps, le pont est

alimenté par des impulsions périodiques de tensions afin de diminuer la puissance électrique consommé par le débitmètre.

4.3.3.1 Comparaison des substrats en silicium et en verre

Dans un premier temps, aucun des composants décrits précédemment n'est utilisé. En alimentant le fil chaud par une source de courant et en mesurant la tension le traversant sans amplification, on peut comparer les réponses des fils chauds positionnés sur un substrat de silicium et de verre (Figure 4.19).

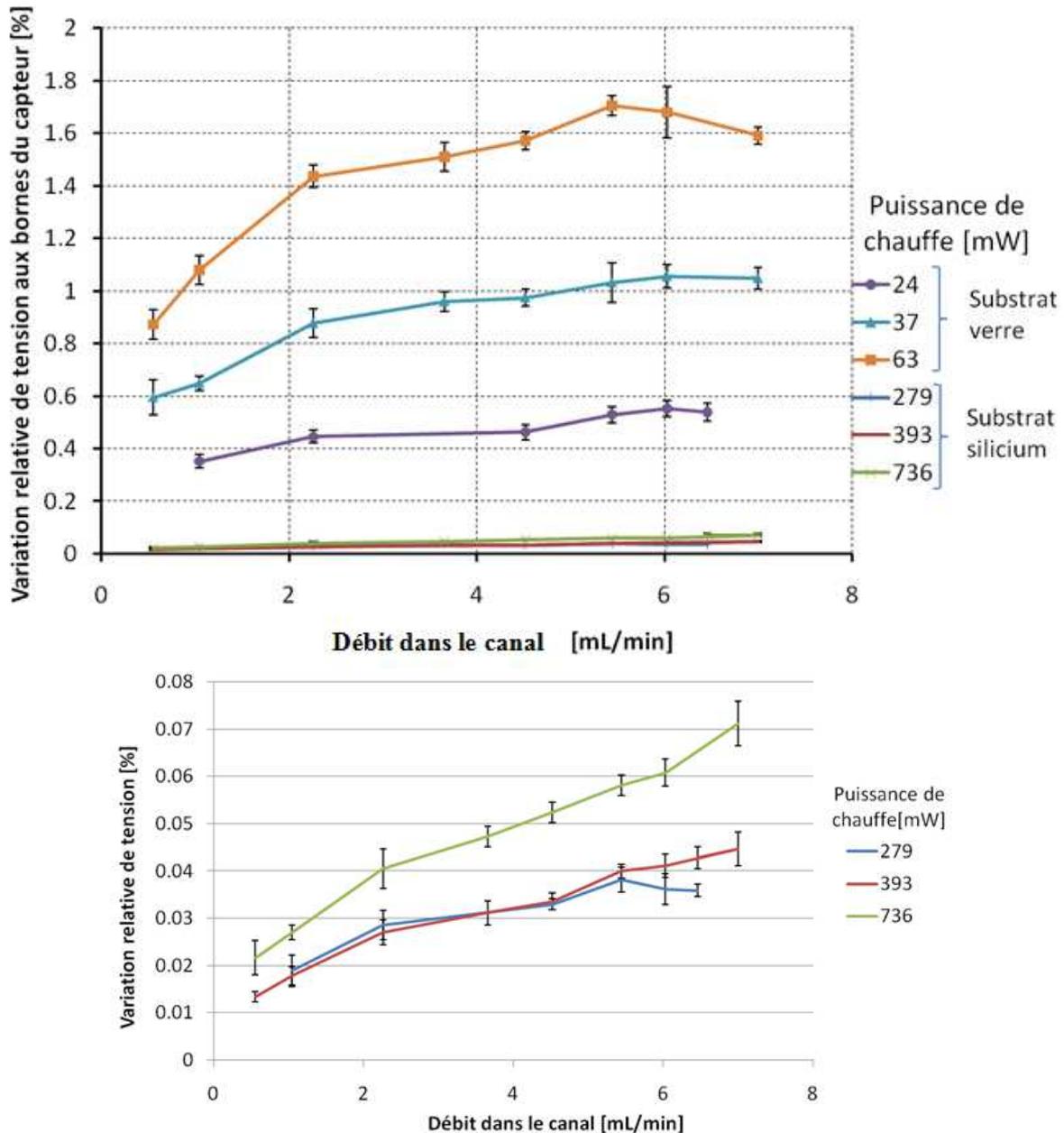


Figure 4.19 : Comparaison des réponses des fils chauds sur des substrats de silicium et de verre.

Dans le cas d'un substrat de silicium, la sensibilité $\frac{d\Delta V}{dQ}$ observée est de $7.4 \cdot 10^{-3} \text{ (mL/min)}^{-1}$ pour une puissance de 736mW. Dans le cas d'un substrat de verre, la sensibilité obtenue est de $8 \cdot 10^{-2} \text{ (mL/min)}^{-1}$ pour une puissance de chauffe de 37mW. Pour une puissance

de 63mW, la variation relative de résistance est tellement faible qu'elle ne peut être mesurée. Il est nécessaire d'augmenter la puissance de chauffe à plus de 250mW pour obtenir un signal mesurable.

A sensibilité égale, la puissance consommée par un fil positionné sur un substrat de silicium est plus importante que sur un substrat de verre. Le substrat de verre possède une plus faible conductivité thermique. Ainsi, il permet de diminuer la puissance consommée pour obtenir une meilleure sensibilité de mesure. Cette mesure confirme la théorie définie dans la section précédente. Cependant, les valeurs de variation de tension de mesure sont faibles. Les variations maximales de tension pour un substrat de silicium sont de l'ordre de 0.5mV, et pour un substrat de verre sont de l'ordre de 9mV. Il est donc nécessaire d'amplifier la tension de sortie du capteur.

4.3.3.2 Caractérisation à tension constante

La caractérisation à tension constante consiste à mesurer la variation de tension en sortie de l'amplificateur différentiel en fonction du débit. Lors d'une alimentation à tension constante, le trigger n'est pas utilisé. Le schéma électrique du montage est donné sur la Figure 4.20.

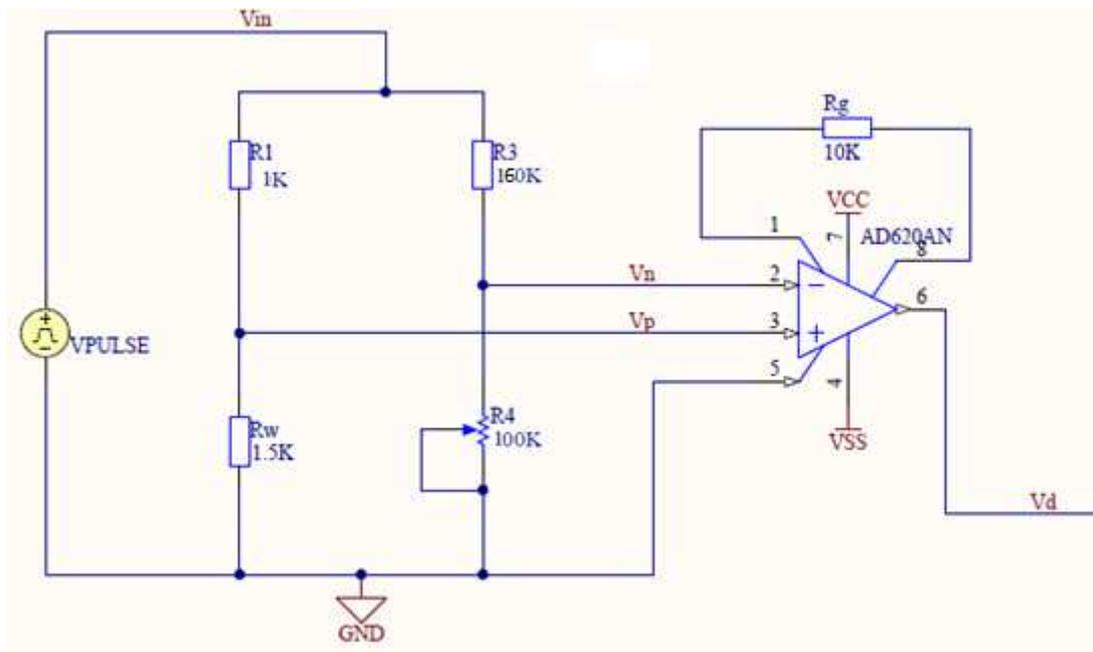


Figure 4.20 : Schéma électrique global de la détection de débit.

Dans ce cas, une puissance de 33mW est appliquée au fil et amplifiée d'un facteur 100. La tension de sortie du capteur est donnée en fonction du débit dans le canal sur la Figure 4.21.

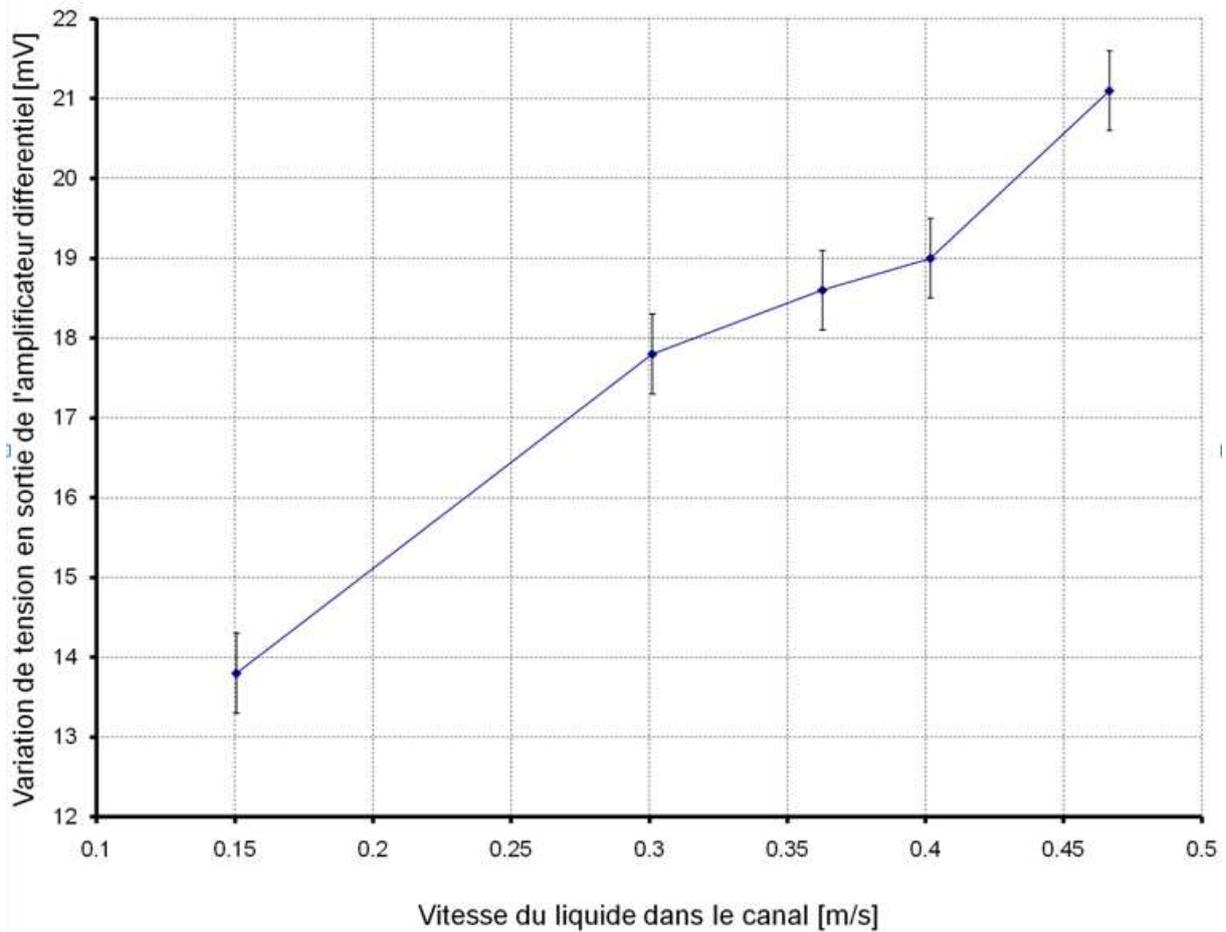


Figure 4.21: Caractéristique du capteur de débit en tension d'alimentation continue.

Comme vu dans les simulations temporelles, le temps de chauffe est de l'ordre de quelques dizaines de millisecondes. Aucun temps de stabilisation n'est nécessaire pour réaliser les mesures présentées.

La sensibilité du capteur de débit est de $22\text{mV}/(\text{m/s})$. Elle peut encore être améliorée en augmentant le gain de l'amplificateur. Cependant, le bruit est également amplifié. La résolution en tension de sortie est de $0,52\text{mV}$, en divisant cette résolution par la sensibilité on obtient une résolution en vitesse de $0,023\text{m/s}$.

Cette sensibilité couplée à la sensibilité du pont de Wheatstone permet de donner la sensibilité de la résistance en fonction de la vitesse du liquide dans le canal. On obtient une sensibilité intrinsèque de $0,14\Omega/(\text{m/s})$.

La consommation dépend de la puissance de chauffe de la résistance ainsi que du circuit électronique. L'amplificateur consomme $2,3\text{mW}$ en moyenne en plus de la consommation du pont de Wheatstone qui est de 54mW . Ce qui donne une consommation globale de $56,3\text{mW}$. Cette puissance électrique consommée par le capteur est trop élevée par rapport aux spécifications données.

4.3.3.3 Caractérisation électrique à tension pulsée

Le schéma électrique du montage est donné sur la Figure 4.22.

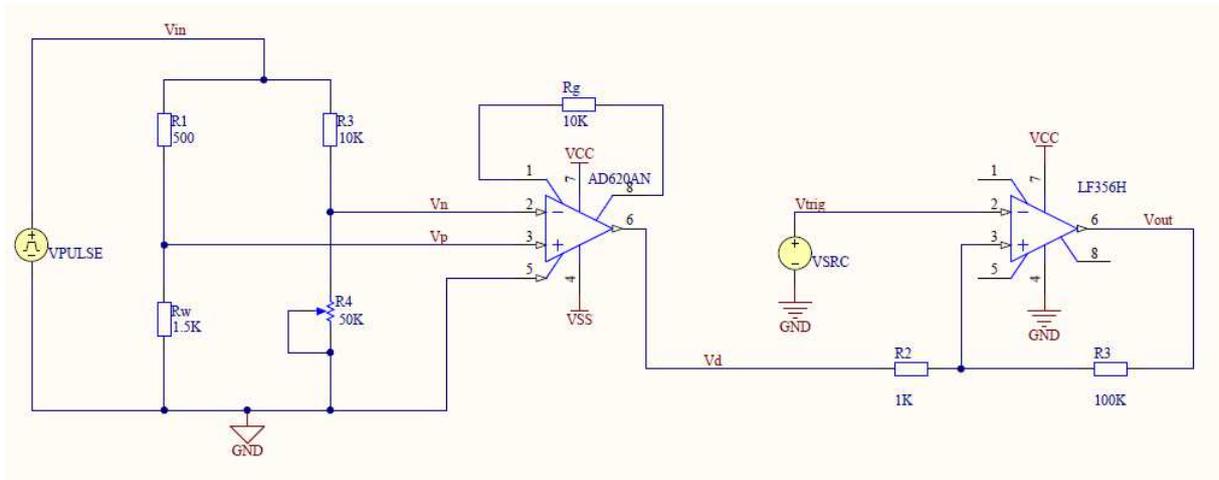


Figure 4.22 : Schéma électrique global de la détection de débit.

4.3.3.3.1 Chauffe

La chauffe s'effectue lorsque l'impulsion de tension est au niveau haut. La résistance est chauffée, sa valeur de résistance diminue (Cf. Chapitre 3) ce qui provoque une décroissance de tension en sortie du pont et donc en sortie de l'amplificateur comme observé sur la Figure 4.23. On applique des impulsions de période 100ms avec un rapport cyclique de 40% entre 0V à 8V. La puissance instantanée appliquée dans le fil est de 16mW. La mesure s'effectue donc seulement lors de la chauffe. La tension de sortie de l'amplificateur est présentée sur la Figure 4.23.

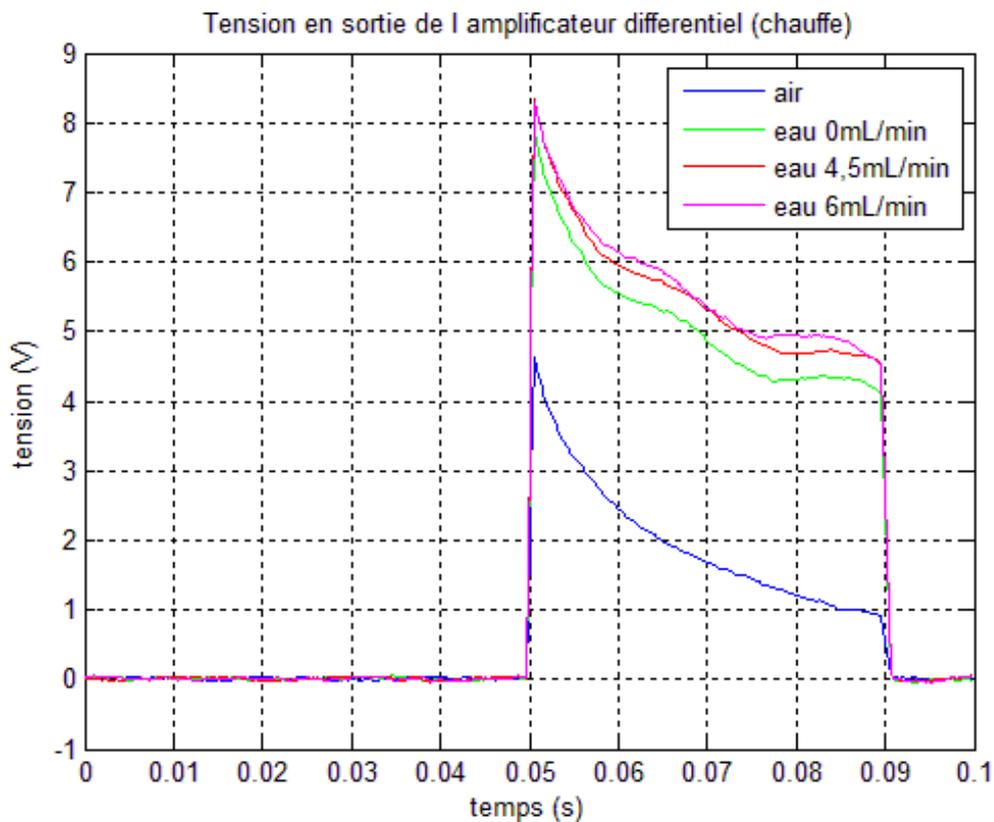


Figure 4.23 : Caractérisation en mode impulsif (chauffe), en sortie de l'amplificateur.

A 50ms, la tension de sortie du montage électronique devrait être la même, quelle que soit la valeur du débit dans le canal. Le décalage entre les courbes montre que ce n'est pas le cas. Lorsque la résistance est refroidie par la circulation de l'eau, on observe une translation vers le haut du point à 50ms. Le fil chaud n'a pas le temps de se refroidir complètement. Ainsi, la température moyenne du fil atteint un équilibre qui est différent pour chaque vitesse de liquide (c'est l'effet observé en chauffe continue). La température instantanée quant à elle oscille autour de cette valeur moyenne stabilisée. Ainsi, les réponses montrent une superposition de la réponse statique et de la réponse dynamique du capteur.

La tension de sortie du trigger de Schmitt est présentée dans la Figure 4.24.

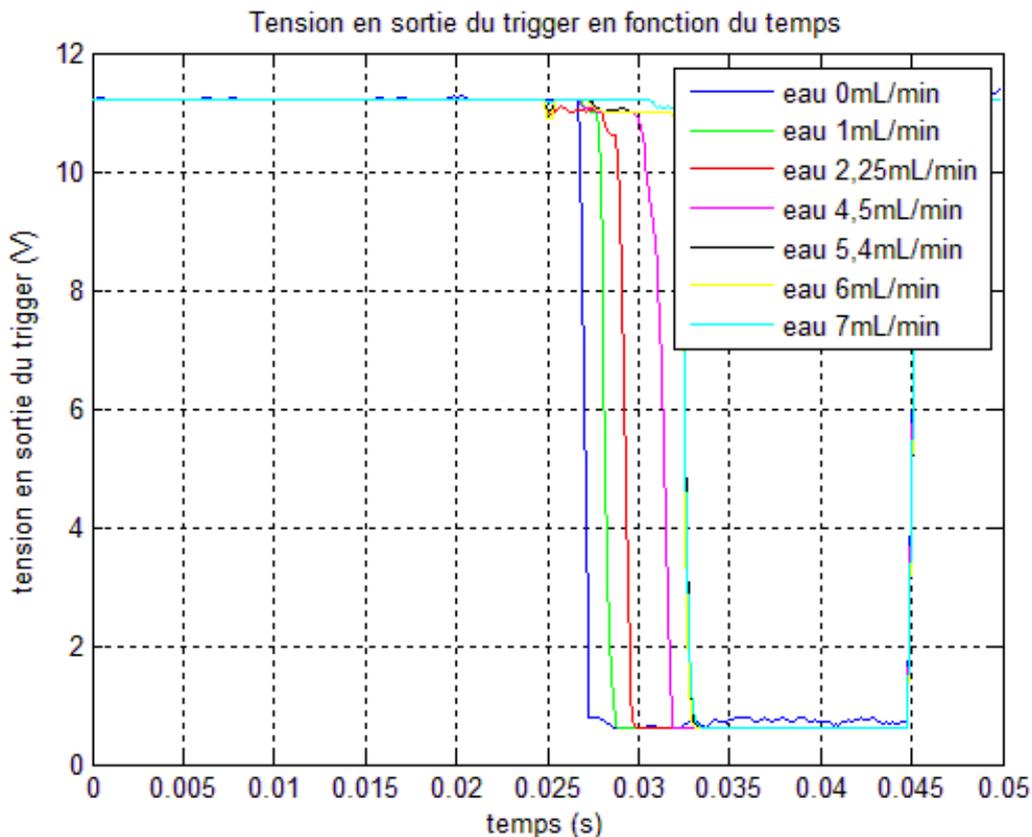


Figure 4.24 : Caractérisation en mode impulsionnel en sortie du trigger de Schmitt (chauffe).

Le temps de commutation du trigger diminue, lorsque le débit augmente. Il est donc possible de tracer la caractéristique du temps de commutation du trigger en fonction du débit (Figure 4.25).

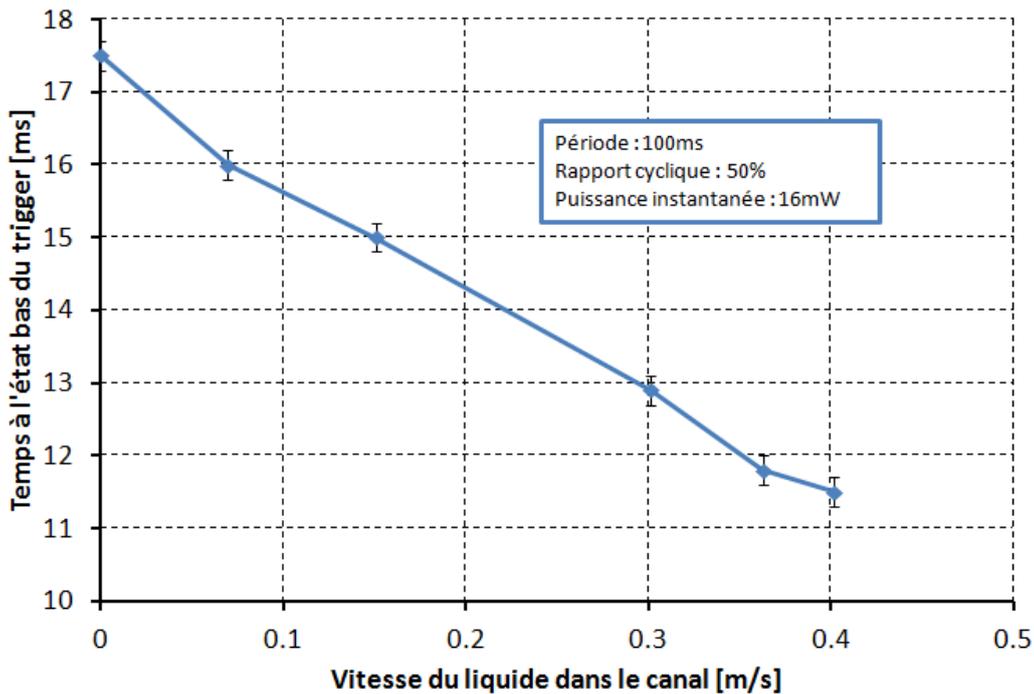


Figure 4.25 : Temps de commutation du trigger en fonction du débit (chauffe).

Les caractéristiques du capteur en chauffe sont déterminées à partir de la courbe de la Figure 4.25. Dans le cas de la chauffe avec le circuit électronique utilisé, on trouve une sensibilité de $14.7\text{ms}/(\text{m/s})$. La sensibilité peut être augmentée au détriment de la consommation et de la rapidité.

Le trigger possède un temps de montée et de descente de $2\mu\text{s}$ et celui de l'amplificateur différentiel est de $12\mu\text{s}$. De plus le bruit de la résistance observé lors des mesures réduit la résolution, il est d'environ 50mV après l'amplificateur soit $200\mu\text{s}$ de bruit après le trigger. Ce qui nous donne une résolution de 0.013m/s . C'est donc le bruit qui limite la résolution du capteur et non l'électronique. La caractéristique du capteur est linéaire entre $0\text{mL}/\text{min}$ et 0.4m/s .

Dans le cas pulsé, il faut prendre en compte le rapport cyclique du signal pour avoir la puissance consommée dans la résistance. Ainsi, le pont de Wheatstone consomme seulement 19mW . De plus, le trigger utilisé consomme 75mW et l'amplificateur consomme 2.3mW , soit une consommation globale de 97.3mW . La consommation est supérieure à la consommation du montage alimenté en continu. Cette surconsommation est due au trigger qui n'est pas adapté à ce type de mesure. Il existe des triggers avec une consommation beaucoup plus faible de l'ordre de 1mW qui pourrait satisfaire notre application et réduire la consommation électrique à 22.3mW .

Pour la chauffe, l'échantillonnage de mesure est de 100ms . Cette valeur est encore élevée car les spécifications sont de 30ms . Il est nécessaire de diminuer la fréquence d'échantillonnage pour augmenter le temps de réponse du capteur.

4.3.3.2 Refroidissement

La variation de température de la résistance lors du refroidissement est maintenant étudiée. Le refroidissement s'effectue lorsque le signal est à l'état bas. Dans le cas de l'étude du refroidissement, le rapport cyclique est réduit afin de réduire le temps de réponse du capteur. Cependant, la tension d'alimentation de chauffe est légèrement augmentée afin d'augmenter la chauffe de la résistance. Une tension de refroidissement permet de mesurer la résistance lors du refroidissement. Ainsi, des impulsions de période 10ms avec un rapport cyclique de 10% de 1V (0.2mW sur 90% du temps) à 11V (28mW sur 10% du temps) sont appliquées au pont de Wheatstone. La réponse en tension du fil est donnée sur la Figure 4.26.

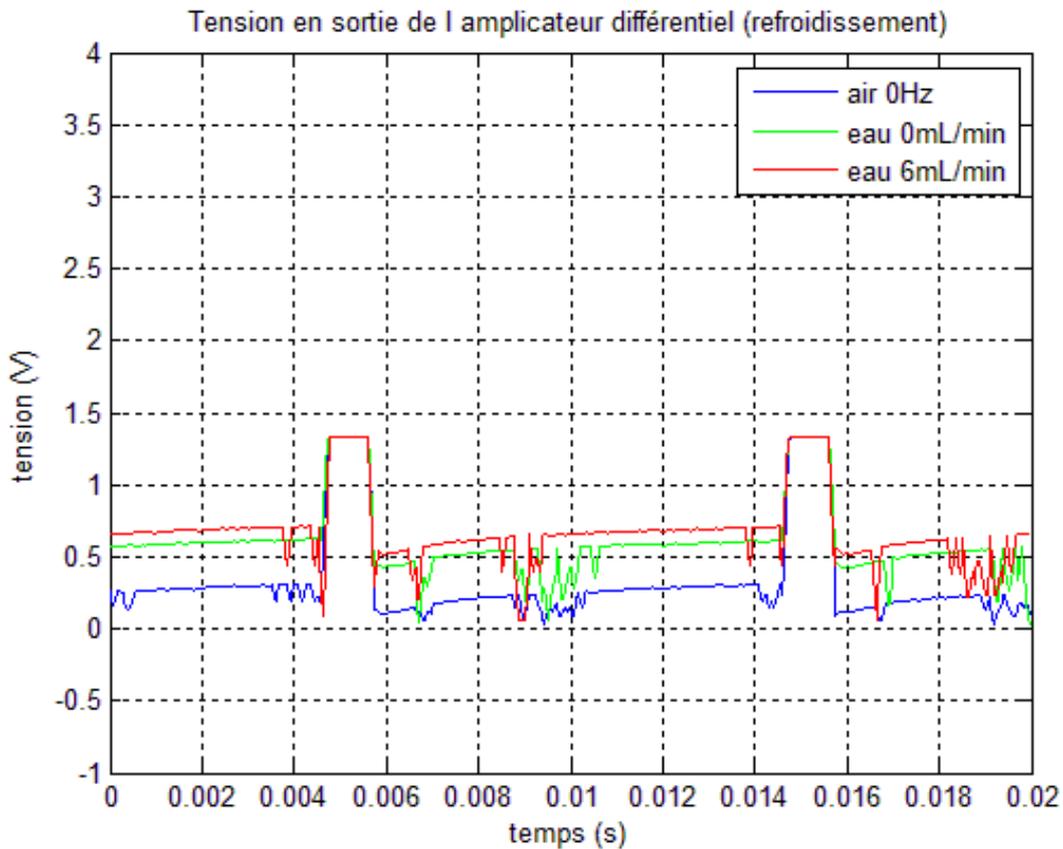


Figure 4.26 : Tension de sortie de l'amplificateur dans le cas du refroidissement en mode impulsif.

Le refroidissement provoque l'augmentation progressive de la tension en sortie de l'amplificateur. Lors de la chauffe, la tension en sortie de l'amplificateur sature. On remarque que la résistance n'est pas totalement refroidie lorsque la chauffe est déclenchée. Ainsi, comme dans le cas de la chauffe, la tension de sortie de l'amplificateur montre une superposition de la réponse statique et de la réponse dynamique. La tension de sortie du trigger est présentée sur la Figure 4.27.

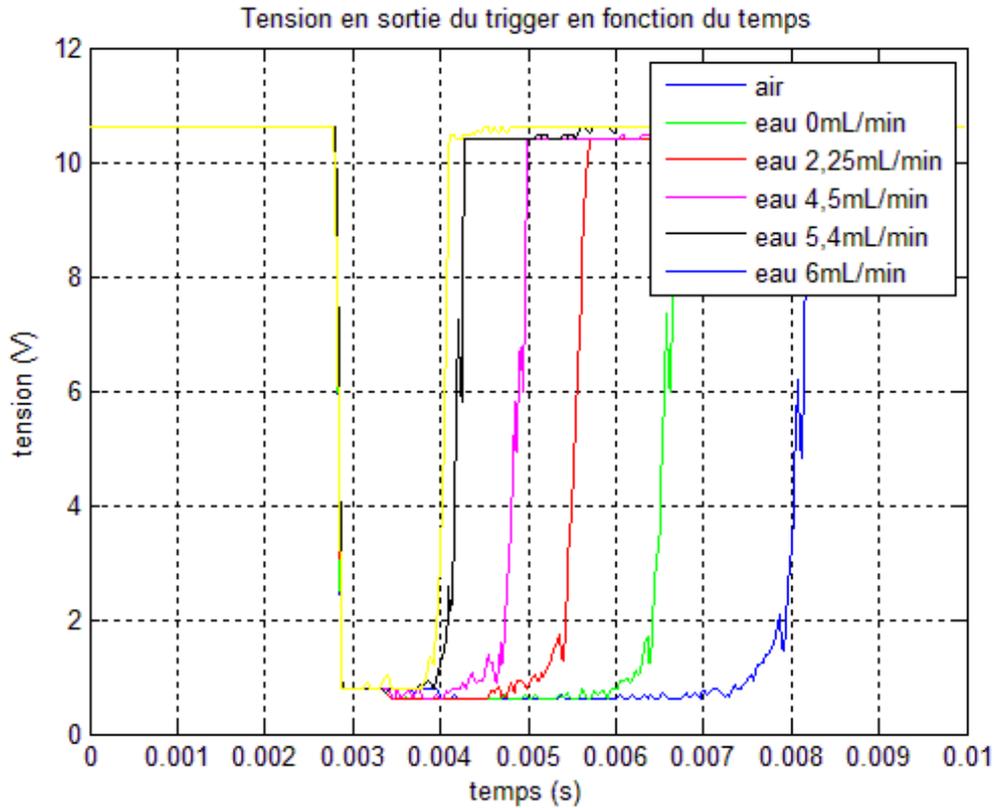


Figure 4.27 : Tension de sortie du trigger dans le cas du refroidissement en mode impulsif.

Si l'on observe le signal après le trigger, tout comme dans le cas de la chauffe, le temps de commutation du trigger diminue lorsque le débit augmente. La caractéristique du temps de commutation du trigger en fonction du débit est donnée sur la Figure 4.28.

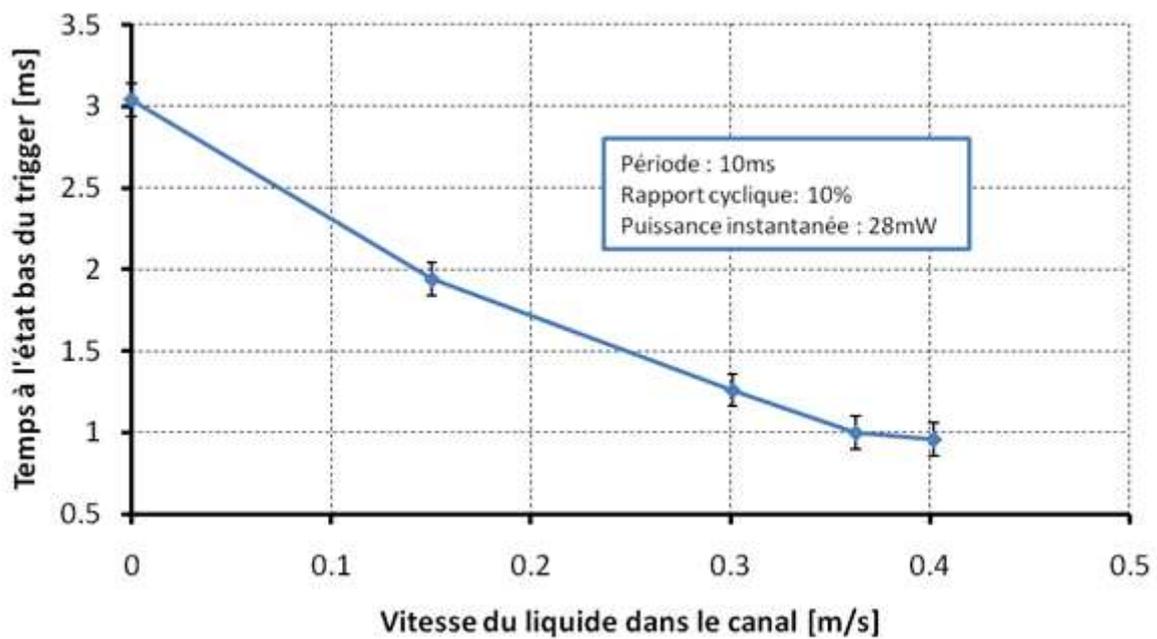


Figure 4.28 : Temps de commutation du trigger en fonction du débit dans le canal.

Les caractéristiques du capteur en refroidissement sont déterminées à partir de la courbe de la Figure 4.28. Dans le cas du refroidissement avec le circuit électronique utilisé, on trouve une sensibilité de $5.2\text{ms}/(\text{m/s})$. La sensibilité est plus faible que dans le cas de la chauffe. Cela est dû au changement de puissance appliquée et au changement de rapport cyclique.

Le bruit de la résistance observé lors des mesures diminue la résolution. En effet, il est d'environ 50mV après l'amplificateur, soit $200\mu\text{s}$ de bruit après le trigger. La résolution est donc de 0.013m/s . La résolution est plus faible que pour la chauffe, car la puissance ainsi que le temps de chauffe ont été diminués.

La caractéristique du capteur est linéaire entre 0m/s et 0.3m/s . C'est la même plage de linéarité que pour la chauffe.

Le pont de Wheatstone consomme seulement 4.6mW . En utilisant un trigger faible consommation, la consommation arrive à 7.9mW .

Pour le refroidissement, la période entre chaque mesure est de 10ms . La rapidité a été augmentée d'un facteur 10 par rapport à l'étude de la chauffe. Ce temps de réponse est acceptable et est plus faible que les spécifications demandées.

La présence de liquide dans le canal peut être détectée. Ainsi, le changement de phase entre le liquide et l'air est détectable par cette technique.

4.3.4 Conclusion et perspectives

Un banc de test ainsi que l'implémentation d'une électronique de traitement ont permis de caractériser les débitmètres à fil chaud fabriqués. Ces caractérisations ont permis de démontrer l'avantage de l'utilisation du verre comme substrat du fil chaud. De plus, le circuit électronique nécessite une amplification car les variations de résistances sont faibles pour être mesurées directement.

L'alimentation du circuit électronique par des impulsions permet de réduire la puissance électrique consommée par le capteur, en fonction du rapport cyclique utilisé. Un trigger permet de déterminer les temps de chauffe et de refroidissement sur une plage de débits allant de 0m/s à 0.4m/s .

En raison de la différence de conduction thermique entre le liquide et l'air, il est possible de détecter l'arrivée du liquide dans le canal et de différencier ces deux fluides.

Une température de 305.6K est atteinte pour une vitesse nulle de liquide et une puissance de chauffe de 16mW . La Figure 4.29 présente la puissance de chauffe pour atteindre la température de 305.6K en fonction de la largeur du fil chaud.

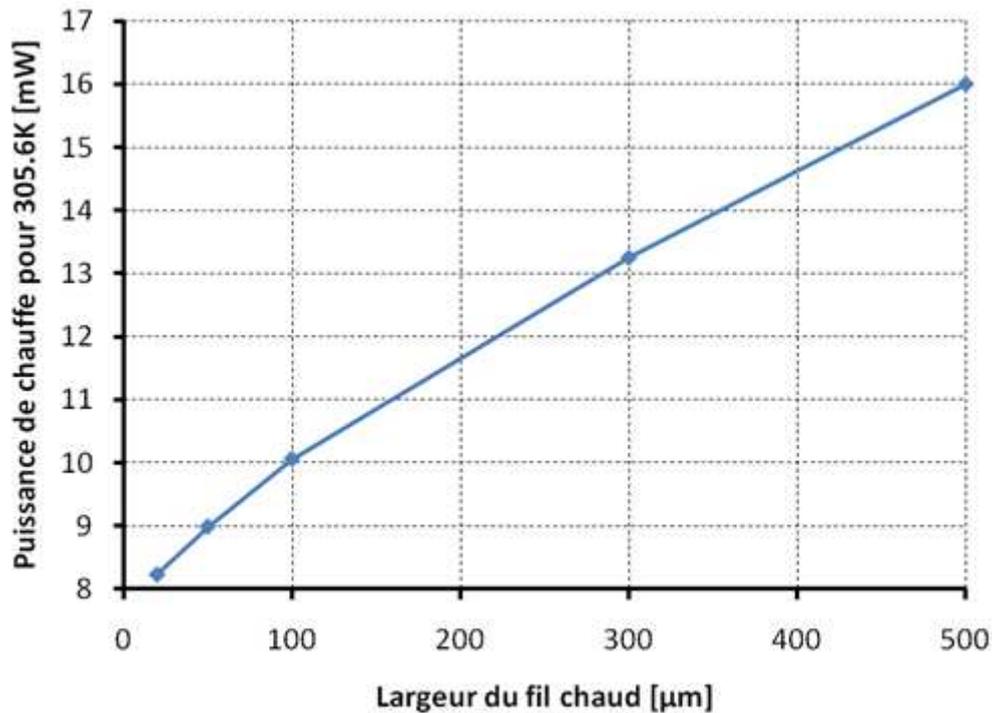


Figure 4.29 : Puissance de chauffe nécessaire pour atteindre la température de 305.6K en fonction de la largeur du fil chaud.

Plus le fil est large, plus il nécessite de puissance de chauffe élevée pour atteindre la température visée. Plus il est large, plus il y a de surface de contact avec le liquide pour refroidir le fil. Pour une largeur de fil chaud de 20µm, la puissance nécessaire pour atteindre 305.6K est de 8.23mW, valeur environ divisée par 2 par rapport à une largeur de fil chaud de 500µm.

La température de saturation est tracée en fonction du débit sur la Figure 4.30.

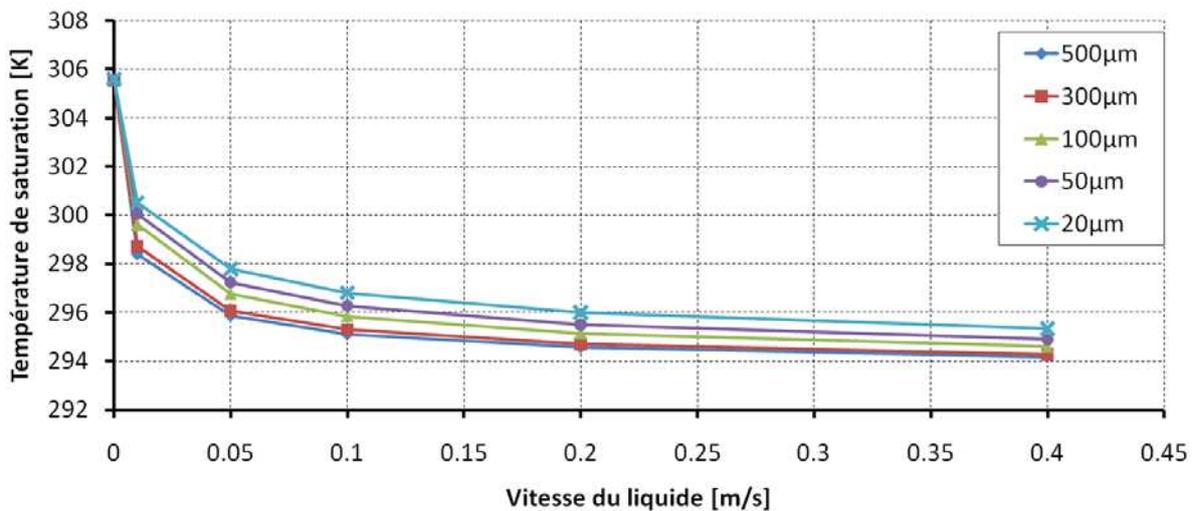


Figure 4.30 : Température de saturation en fonction du débit de liquide pour différentes puissances de chauffe, pour différentes largeurs de fil chaud.

On peut ainsi observer l'influence du débit sur la température de saturation du fil. On constate une diminution de la température de saturation lorsque le débit augmente. Le liquide qui arrive dans le canal est à température ambiante. En passant sur le fil, il récupère l'énergie

apportée par le fil en s'échauffant. Plus la vitesse du liquide est élevée, plus un volume important de liquide passe sur le fil chaud en un temps donné. Ainsi, une énergie plus importante est transférée au liquide ce qui diminue la température du fil chaud. Le temps de chauffe en est ainsi également réduit. Plus la largeur de chauffe est importante et plus la surface entre le fil et le liquide est importante. Ainsi, la température de saturation pour le fil d'une largeur de $500\mu\text{m}$ est moins élevée que pour le fil de $20\mu\text{m}$.

Le temps de chauffe est défini comme le temps nécessaire au fil pour atteindre 90% de la température de saturation. Ce temps est tracé en fonction du débit du liquide sur la Figure 4.31.

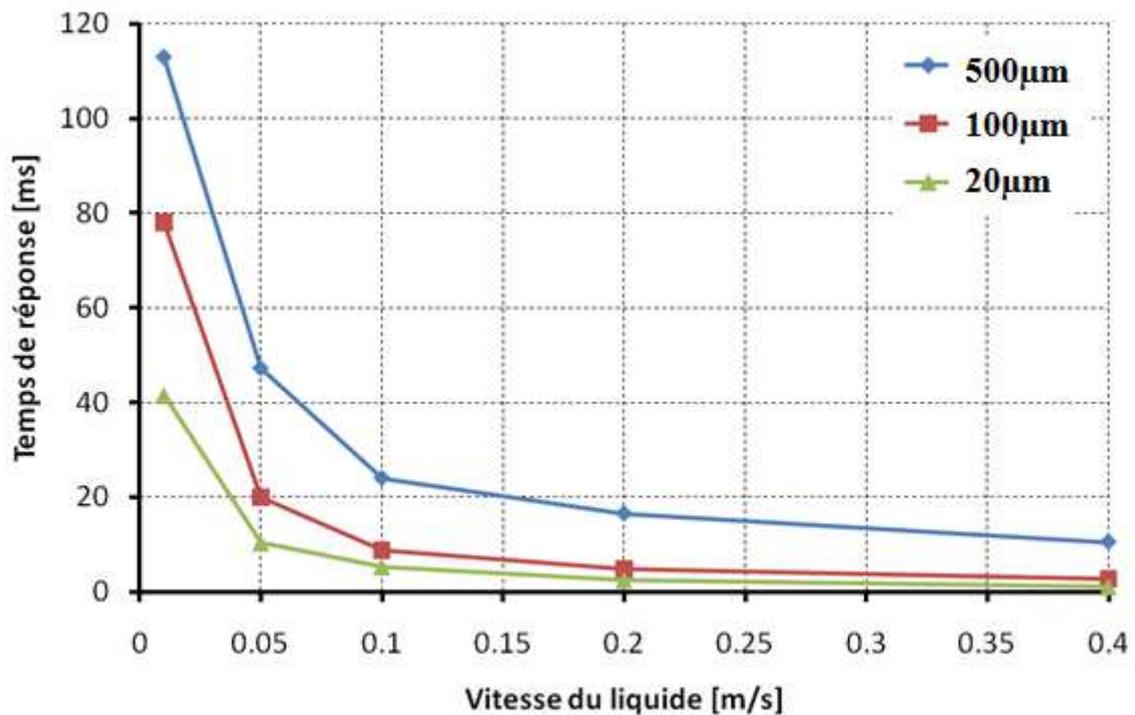


Figure 4.31 : Temps de chauffe du fil chaud à 90% de la température de saturation pour une puissance de chauffe de 16mW.

On remarque que le temps de chauffe tend vers une asymptote pour des vitesses de liquide élevées. Dans ce cas, les temps de chauffe sont de plus en plus proches. Il est donc plus difficile de détecter une variation de débit lorsque les vitesses de liquide sont élevées.

Pour des vitesses de liquide inférieures à 0.01m/s , le temps de chauffe est de l'ordre de la centaine de millisecondes. Pour des vitesses de liquide élevées, le temps de réponse sature et il est difficile de faire la distinction entre les vitesses. On obtient ainsi une plage de débit dans laquelle le capteur est capable de mesurer le débit passant dans les canaux microfluidiques

Une largeur de fil de $20\mu\text{m}$ permet d'obtenir un débitmètre plus rapide que celui caractérisé ($500\mu\text{m}$ de large). La puissance de chauffe nécessaire est également moins importante ce qui permet de diminuer la puissance électrique consommée par le capteur.

4.4 Conclusion générale

Ce capteur de débit innovant fait l'objet d'un dépôt de brevet.

Un tableau récapitulatif (Tableau 4.2) présente les performances du capteur fabriqué par rapport aux capteurs existants. Le capteur de débit étudié est comparé à celui de Sensirion.

Tableau 4.2 : Récapitulatif des performances des différentes techniques de mesure.

	Sensibilité [(m/s) ⁻¹]	Résolution [m/s]	Plage de fonctionnement [m/s]	Consommation possible [mW]	Temps d'acquisition [ms]	Détecte le liquide
En continu	22mV/(m/s)	0,023	[0 ; 0.46]	56.3	?	?
Pulsé en chauffe	14.7ms/(m/s)	0.013	[0 ; 0.4]	22.3	100	Oui
Pulsé en refroidissement	5.2ms/(m/s)	0.013	[0 ; 0.3]	7.9	10	Oui
Sensirion ASL160	?	[10 ⁻⁵ ; 10 ⁻⁶]	[0.005 ; 0.021]	180	30	?

Des canaux microfluidiques sont réalisés dans un premier temps pour le prototypage ce qui permet de fabriquer rapidement des dispositifs tels que le débitmètre afin de les tester dans une première phase de conception. L'intégration du capot fluide par fraisage et des connexions fluidiques par stéréolithographie a été réalisée [50]. La problématique de connexions fluidiques est un point clé dans le développement du capteur de débit.

L'utilisation d'un matériau isolant thermique tel que le verre en tant que substrat a permis d'améliorer les performances du capteur de débit. La puissance de chauffe nécessaire à la mesure est réduite d'un facteur d'environ 80 par rapport à l'utilisation d'un substrat en silicium. De plus, l'alimentation du détecteur se fait par des impulsions de tension ce qui permet de diminuer encore plus la puissance consommée par le capteur (une dizaine de mW). Le capteur en mode pulsé permet de réduire la consommation électrique du capteur d'un facteur 2 à 3 pour les mêmes performances de mesures.

En augmentant la fréquence des impulsions, il est possible d'augmenter la cadence de l'échantillonnage de mesure ce qui permet d'améliorer le temps de réponse du capteur. De plus, la différence entre les conductivités thermiques de l'eau et de l'air permet d'obtenir une réponse caractérisant l'arrivée du liquide sur le fil chaud. Il est donc possible de détecter la présence du liquide dans les canaux.

Pour des canaux de section carrée de 500µm de côté, dans le cas de la mesure de débit par impulsions, le capteur atteint une résolution de 0.2mL/min. La mesure de débit à 4mL/min est donc précise à 5%, comme le demandaient les spécifications.

Bilan et perspectives

Afin d'intégrer des capteurs dans la membrane d'une micropompe MEMS, une étude des technologies existantes a été réalisée pour permettre le choix des principes de fonctionnement des différents capteurs. Ces capteurs de température, de contraintes et de débit ont été conçus, fabriqués et caractérisés.

Réalisations

Choix technologique et intégration électronique

Un état de l'art des technologies existantes de capteurs est présenté. Les capteurs choisis sont tous des résistances réalisées dans une couche de matériau semi-conducteur : le polysilicium. En dopant le polysilicium dans une zone définie, on réalise une résistance. Cette résistance varie en fonction de la température, de la contrainte et de la vitesse de l'écoulement fluide à sa surface. Les paramètres de dopage par implantation ont été déterminés pour assurer des contacts ohmiques entre l'aluminium et le polysilicium.

Capteurs de contraintes

La conception, la fabrication et la caractérisation des capteurs de contraintes ont été étudiées. Des simulations FEM donnent les contraintes radiales et circonférentielles et permettent la calibration des capteurs par une méthode de détermination des coefficients piezorésistifs. Les positions des capteurs où la contrainte est maximale sont déterminées. Elles correspondent aux variations de la résistance les plus fortes. Ces coefficients piezorésistifs permettent de calculer les contraintes radiales et circonférentielles pour une certaine position sur l'axe radial de la membrane. Deux capteurs orientés de deux manières différentes (radiale et circonférentielle) mesurent les contraintes. Les contraintes de Von Mises sont extraites en fonction de la variation relative de résistance ce qui permet de contrôler la rupture du matériau.

La sensibilité de ces capteurs est de l'ordre de 10^{-10}Pa^{-1} . Ainsi, il est possible de mesurer des contraintes de 270MPa à 300MPa avec une résolution de 100MPa.

Capteurs de température

La conception, la fabrication et la caractérisation des capteurs de température ont été étudiées. Les capteurs de température permettent de mesurer le profil de température d'une membrane actionnée thermiquement. Les capteurs étant sensibles à la contrainte dans la membrane, il est préférable de les intégrer au dessus d'une masse centrale rigide en surface de laquelle les contraintes sont nulles. Ainsi, les capteurs ne seront sensibles qu'aux variations de la température.

Les capteurs proches du centre de la membrane permettent de mesurer une température entre 20°C et 50°C avec une erreur de 5% lors de l'actionnement thermique. Les capteurs permettent donc de contrôler l'actionnement entre 45°C et 50°C avec une précision respectant les spécifications données. Leur sensibilité est de l'ordre de -10^{-3}°C^{-1} et ils possèdent une résolution d'environ 0.5°C.

Capteurs de débit

Le développement d'un débitmètre à fil chaud innovant est présenté. Il comprend une fabrication par dépôt et dopage d'un semi-conducteur sur un substrat de quartz. Des simulations FEM ont permis d'étudier la conduction thermique dans le substrat support du fil chaud. L'utilisation du quartz en tant que support isolant thermique résulte de cette étude. Les canaux sont réalisés par prototypage rapide dans du plastique et la sérigraphie de colle en permet le scellement sur la plaquette contenant les capteurs à fil chaud. Des connecteurs fluidiques permettent de faire le lien entre les tuyaux macroscopiques et les canaux microscopiques du capteur. Cette technique de prototypage rapide est adaptative à différentes structures de canaux et de connecteurs.

Pour des canaux de section carrée de 500µm de côté, dans le cas de la mesure de débit par impulsions, le capteur atteint une résolution de 0.2mL/min. La mesure de débit à 4mL/min est donc précise à 5%, comme le demandaient les spécifications.

Perspectives

Dans cette section, sont étudiées quelques voies d'améliorations qui peuvent être apportées à chacun des capteurs étudiés précédemment. Puis, une version de micropompe pré-industrielle est proposée qui intègre les différents capteurs. Ensuite, des applications différentes de celles visées dans les spécifications sont envisagées.

Amélioration des capteurs

Les capteurs décrits dans ce manuscrit ont été conçus, fabriqués et caractérisés. Ils constituent une première version des détecteurs qui seront intégrés au sein de la micropompe MEMS. Des améliorations peuvent être apportées afin de d'optimiser la mesure de ses capteurs. Ces améliorations sont décrites dans la suite de cette section.

Capteurs de contraintes

Afin d'améliorer les capteurs de contraintes, des mesures supplémentaires sont nécessaires. Les jauges piezorésistives doivent être montées en pont de Wheatstone pour augmenter la sensibilité de la mesure et vérifier si la théorie de mesure par pont de Wheatstone est valable.

Pour permettre une meilleure corrélation entre les simulations et les caractérisations, un raffinement du modèle permettrait de trouver des valeurs de contraintes plus proche de la réalité. Pour cela, l'ajout de la masse centrale et des couches supérieures de la membrane rapprocherait le modèle actuellement simulé de la réalité.

Une calibration de chaque capteur peut être réalisée afin de connaître leurs coefficients piezorésistifs respectifs. Elle permet de supprimer les écarts entre les coefficients piezorésistifs des différents capteurs.

Un dopage faible par des ions bore peut améliorer la sensibilité des capteurs. Cependant, il faut être vigilant dans la reproductibilité du procédé de fabrication. Pour de faibles valeurs de concentration de dopants, une variation dans la valeur de concentration a un impact fort sur les coefficients piezorésistifs.

Capteurs de température

Afin de mesurer la température maximale dans la membrane induite par l'actionnement thermique, il est préférable de placer les capteurs de température au dessus de la masse centrale. De plus, cette masse est infiniment rigide et ne subit pas de variation de contraintes. Ainsi, la mesure de température n'est pas perturbée par la variation de résistance due à une variation de contrainte dans le matériau.

Un montage électrique utilisant un pont de Wheatstone peut améliorer la sensibilité de la mesure de température. Deux thermo-résistances peuvent être placées sur la masse centrale. Leurs résistance varie en fonction de la température. Les deux autres résistances du pont agissent comme référence et doivent être positionnées à égale distance du centre de la membrane et le plus loin possible de son bord extérieur. La température induite par l'actionnement aura ainsi un minimum d'influence sur ces résistances.

Capteurs de débit

Le principe de détection par fil chaud permet la mesure de débit mais ne permet pas de déterminer le sens de circulation du liquide. En combinant le principe de détection par fil chaud avec celui de la calorimétrie, il est possible de détecter le sens du liquide. Des thermo-résistances peuvent donc être placées de part et d'autre du fil chaud. La différence de température entre ces deux thermo-résistances permet de donner le sens du liquide.

En utilisant une thermo-résistance éloignée de la zone chauffée par le fil chaud, il est possible de mesurer la température du liquide. Cette donnée permet de rendre le capteur de débit indépendant de la température du liquide et donc de mesurer le débit de liquides froids ou chauds dans les canaux.

En réduisant la largeur du fil chaud, le temps de réponse de la mesure de débit est amélioré. Cependant, pour une même puissance de chauffe, la sensibilité de la mesure est dégradée. Il faut donc trouver un compromis entre la rapidité de mesure et la sensibilité du capteur. De plus, en réduisant la largeur du fil chaud, l'encombrement est fortement réduit. On peut diviser par 10 la largeur du fil.

En diminuant le rapport cyclique, on diminue le temps de chauffe et on augmente le temps de refroidissement du fil chaud. On peut ainsi éviter l'échauffement du fil chaud en lui permettant de se refroidir complètement après chaque impulsion de chauffe. La mesure est ainsi purement liée au temps de refroidissement du fil.

Il est également possible d'utiliser des matériaux isolant thermique tels que la céramique ou le plastique afin d'améliorer l'efficacité du débitmètre. Dans ce cas, il faut que le substrat résiste aux températures de dépôt du semi-conducteur et de l'activation des dopants.

Du prototypage à la vision préindustrielle

Les techniques de prototypage de canaux microfluidiques décrites sont des techniques à faible coûts. Cependant, le fraisage du polycarbonate n'est pas une technique aussi précise que des procédés de gravure profonde de silicium tel que le micro usinage de volume (ex : DRIE). De plus, la capacité à fabriquer des canaux de profondeur et de largeur précises est un facteur important pour la fabrication de débitmètres. Même si le plastique est utilisé dans des dispositifs médicaux tels que les cathéters, les matériaux comme le verre ou le silicium sont plus stables et biocompatibles.

Ainsi, une micropompe possédant des canaux en silicium est adoptée et présentée sur la Figure 1.

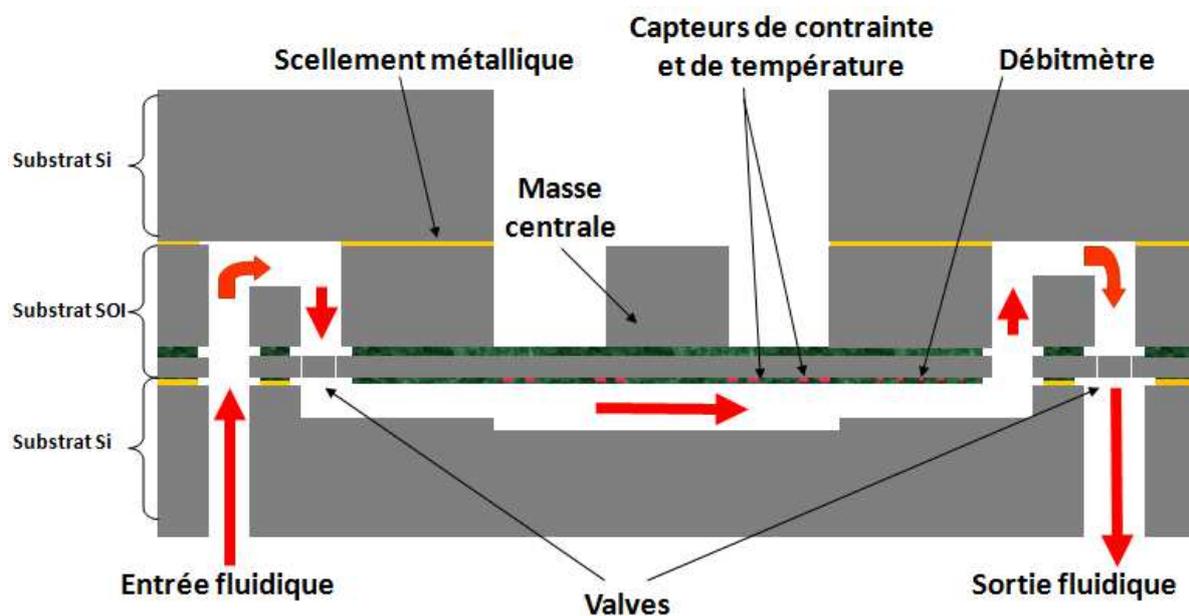


Figure 1 : Schéma d'une vue en coupe de la micropompe.

La micropompe est constituée de 3 plaquettes de silicium. Deux substrats contiennent les canaux microfluidiques. Le dernier est un substrat de silicium sur oxyde (SOI : Silicon On Insulator) dans lequel les éléments mécaniques ainsi que les capteurs sont fabriqués. Des valves passives mécaniques sont intégrées dans les canaux, en amont et en aval de la membrane. Elles permettent de diriger le liquide dans un unique sens. Des capteurs de

contraintes sont intégrés dans la membrane et un capteur de débit permet la mesure de la dose injectée. La masse centrale de la membrane sert de pièce d'accroche pour l'actionneur.

Cet empilement est scellé par thermo-compression, comme abordé dans le chapitre 1. Préalablement au scellement, il est nécessaire de planariser la surface de la plaquette contenant la membrane, les valves et le capteurs (Figure 9).

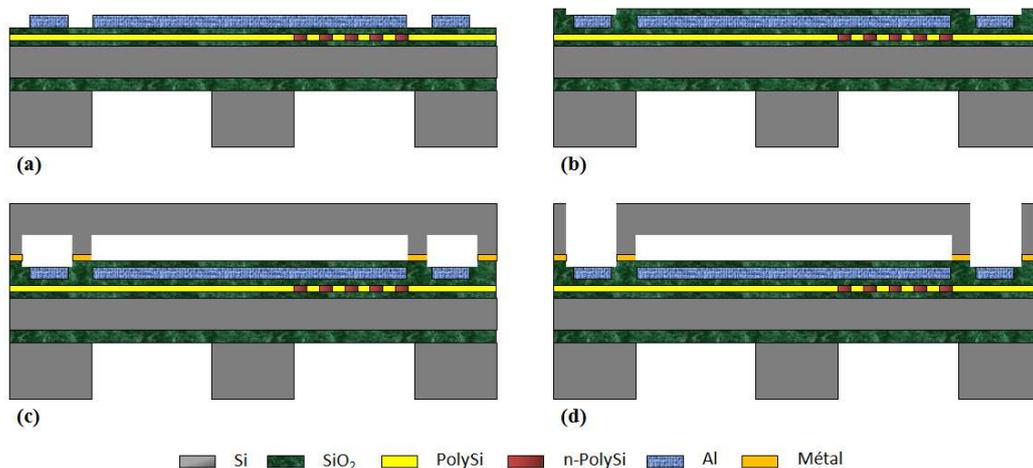


Figure 2 : Procédé de scellement par thermo-compression de la membrane.

En effet, la structuration des pistes électriques nécessaires à l'alimentation des capteurs ne permet pas de réaliser un scellement étanche. Ainsi, une couche d'oxyde est déposée en surface puis polie par polissage mécano-chimique (CMP : Chemical Mechanical Polishing) (Figure 9(b)). Une gravure de cet oxyde au niveau des plots de connexions électriques est ensuite réalisée pour accéder électriquement aux capteurs. Les canaux sont gravés dans une seconde plaquette de silicium (Figure 9(c)). Dans le même temps, une gravure du silicium est réalisée au dessus des plots de connexions électriques. Cette étape est nécessaire pour l'accès aux plots après scellement. Le scellement est réalisé par thermo-compression à l'aide d'une couche de métal. Afin d'ouvrir l'accès aux plots de connexions électrique, une découpe à la scie est réalisée au dessus des plots électriques (Figure 9(d)) n'ouvrant aucun accès aux canaux microfluidiques.

Ce dispositif pré-industriel fait l'objet d'une collaboration entre l'IMEP-LAHC, le CEA-LETI et Eveon. La conception a été réalisée à l'IMEP-LAHC et le dispositifs est en cours de fabrication au CEA-LETI.

Glossaire

L'industrie pharmaceutique est le secteur économique qui englobe le développement, la fabrication, la validation et la commercialisation de médicaments et de dispositifs d'administration à destination humaine ou animale

La forme galénique d'un médicament correspond à l'aspect physique final du médicament dans lequel sont regroupés les principes actifs et les excipients (matières inactives). Parmi les plus courantes, on trouve les gélules, les comprimés, les solutions buvables ou les solutions injectables.

Un dispositif médical est un instrument, appareil, équipement ou encore un logiciel destiné, par son fabricant, à être utilisé chez l'homme à des fins, notamment, de diagnostic, de prévention, de contrôle, de traitement, d'atténuation d'une maladie ou d'une blessure.

L'observance est une grandeur évaluable caractérisant, lors d'un traitement, le respect par le patient des prescriptions et des posologies.

L'injection de « bolus » est l'injection en une seule fois d'une quantité importante de médicament (1mL).

Une micropompe fabriquée par des techniques de microfabrication.

La microfabrication est l'ensemble des techniques de fabrication utilisées en microélectronique. Généralement, des plaquettes de silicium ou de verre sont utilisés. La microfabrication permet de réaliser des composants électroniques. En incluant les procédés de libération de structures, la microfabrication permet de produire des microsystèmes (MEMS).

Les pertes de charges correspondent à l'énergie dissipée par le frottement d'un liquide s'écoulant dans un canal. Elles se traduisent par une perte de pression entre l'amont et l'aval du canal.

Les MEMS (MicroElectroMechanical System) sont des microsystèmes électromécaniques. Ce sont des dispositifs fabriqués par des technologies similaires à celles utilisées pour les circuits intégrés. Ils sont composés de structures mécaniques de taille micrométrique alimentées par une source d'énergie électrique. Ils sont souvent combinés à des circuits digitaux ou analogiques.

Coefficient d'expansion thermique (CET) est le coefficient reliant la variation relative de longueur d'un matériau avec la variation de température qu'il subit.

Les contraintes de Von Mises sont les contraintes extraites du critère de Von Mises exprimant une contrainte maximale au-delà de laquelle le matériau soumis à ces contraintes entre dans le domaine plastique.

Les simulations par éléments finis (FEM) sont des simulations utilisant la méthode par éléments finis qui consiste à résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles en discrétisant le système.

Un capteur est un dispositif traduisant une grandeur physique, appelée « mesurande », en une autre grandeur exploitable appelée signal d'information.

Une thermo-résistance est un type de conducteur ou un semi-conducteur ohmique dont la résistance varie significativement avec la température.

La mesure 4 pointes est une technique de mesure qui permet de déterminer, par mesure électrique, la résistivité de films minces en s'affranchissant de la résistance de contact des plots de connexion électrique.

La diode à jonction PN désigne une diode possédant une zone de variation brusque de dopage, passant d'un dopage P à un dopage N. Une diode à jonction abrupte possède une variation brusque de dopage.

Un transistor est un dispositif à semi-conducteur composé d'une électrode d'entrée, la grille et de deux électrode de sortie, la source et le drain. Il permet de contrôler le courant sur une des électrodes de sorties à l'aide de la polarisation de la grille agissant comme une électrode de contrôle (par la tension et le courant de grille).

Les thermocouples sont composés de deux jonctions entre deux matériaux différents. Lorsque la température des deux jonctions est différente, une Force ElectroMotrice (FEM) apparaît : c'est l'effet thermoélectrique (ou effet Seebeck).

La piezoélectricité est la propriété d'un corps à se polariser en réponse à une contrainte mécanique. Cet effet est réversible, ce qui signifie que sous l'action d'un champ électrique, le corps se déforme.

La piezorésistivité est le changement de résistivité d'un matériau lorsqu'il est soumis à une contrainte mécanique. Une contrainte mécanique appliquée sur un matériau piezorésistif va donc modifier sa résistance pour deux raisons : sa variation géométrique et son changement de résistivité.

Le facteur de jauge est le coefficient qui traduit la proportionnalité entre la variation relative de résistance et la variation relative de longueur du matériau.

L'effet Coriolis est la déformation de la trajectoire d'un corps en mouvement dans un milieu en rotation uniforme.

L'effet Doppler est le phénomène de décalage de la fréquence d'une onde acoustique ou électromagnétique entre son émission et sa réception lorsque la distance entre l'émetteur et le récepteur varie au cours du temps.

Le packaging est défini comme le pont qui interconnecte les circuits intégrés avec les autres composants électroniques pour ajouter des fonctionnalités systèmes et former un produit électronique.

Les alcalis sont les espèces qui ont la capacité de se combiner à des ions OH^- pour former des hydroxydes.

La stéréolithographie est un procédé de fabrication de pièces plastiques par addition de couches successives. Ces couches sont réalisées par dépôt d'un fil de plastique fondu.

Un laser est un appareil qui produit une lumière spatialement et temporellement cohérente par effet laser. La matière absorbe l'énergie du laser et se vaporise ou se sublime, c'est un processus appelé vaporisation laser.

L'énergie de Fermi est une caractéristique propre à un système et qui traduit la répartition des électrons dans ce système. L'énergie de Fermi correspond à l'énergie maximale occupée par des électrons du système à une température de 0K.

Les structures TLM (Transmission Line Method) sont des structures linéiques d'épaisseur et de largeur connues, permettant de mesurer la résistivité d'une couche mince conductrice ou semi-conductrice par mesure électrique en variant la longueur du barreau étudié. Les résistances de contact et de connexions électriques peuvent également être déduites de ces mesures.

La sérigraphie est une technique de dépôt de matières visqueuses au travers d'un pochoir. Ce pochoir est généralement une trame de mailles en métal sur lequel un masque de polymère est ouvert aux endroits de dépôt. Une raclette permet de faire passer la matière à travers le pochoir.

Un substrat BESOI (Bonded and Etched-back Silicon On Insulator) est un substrat en silicium en surface duquel une couche de silicium est posée sur une couche d'oxyde de silicium. Un BESOI est obtenu par scellement d'une plaquette de silicium avec une plaquette de silicium oxydée. L'empilement est ensuite rodé puis poli jusqu'à atteindre l'épaisseur de silicium de surface désirée. Cette technique est opposée à la technique 'Smart Cut' et permet d'obtenir des couche de silicium plus épaisses.

La flèche de la membrane est la hauteur maximale atteinte par la membrane. Lorsqu'un champ de contrainte est appliqué sur la membrane, la flèche est obtenue en son centre.

ANNEXE 1 - Tableau récapitulatif des principales propriétés des matériaux utilisés.

Propriétés		Matériaux							
		<i>Si</i>	<i>Poly-Si</i>	<i>SiO₂</i>	<i>Al</i>	<i>Pyrex 7740</i>	<i>Polycarbonate</i>	<i>Eau</i>	<i>Air</i>
Propriétés électriques	<i>Résistivité électrique [Ohm.m]</i>	[10 ⁻⁵ ; 10 ²]	[10 ⁻⁵ ; 10 ²]		2.81.10 ⁻⁸		[10 ¹² ; 10 ¹⁴]	[20 ; 2000]	
	<i>Bande interdite [eV]</i>	1.11		8.9	-	-	-	-	-
Propriétés thermiques	<i>Conductivité thermique [W.m⁻¹.K⁻¹]</i>	130	134	1.4	237	1.13	0.2	0.6	0.023
	<i>Coefficient d'expansion thermique [μm.K⁻¹]</i>	2.6	2.6	0.5	23.1	3.5	[65 ; 70]	-	-
	<i>Capacité calorifique massique [J.kg⁻¹.K⁻¹]</i>	700	678	730	904		1180 @ 300K	4190	1006 @ 300K
	<i>Point de fusion [°C]</i>	1414		1650	660	[500 ; 600]	130	-	-
Propriétés mécaniques	<i>Module d'Young [GPa]</i>	170	160	70	70	64	[2 ; 2.4]	-	-
	<i>Coefficient de Poisson</i>	0.28	0.22	0.17	0.35	0.2	0.37	-	-
	<i>Masse volumique [kg.m⁻³]</i>	2329	2320	2200	2700	2230	1200	1000	1.19 @ 1bar

Bibliographie

- [1] "Site web d'Eveon." [Online]. Available: www.eveon.eu.
- [2] K. S. Gam, I. Yang, and Y.-G. Kim, "Thermal Hysteresis in Thin-Film Platinum Resistance Thermometers," *International Journal of Thermophysics*, vol. 32, no. 11–12, pp. 2388-2396, Jul. 2011.
- [3] Z. Bendekovic, P. Biljanovic, and D. Grgec, "Polysilicon temperature sensor," in *MELECON '98. 9th Mediterranean Electrotechnical Conference. Proceedings (Cat. No.98CH36056)*, vol. 1, pp. 362-366.
- [4] 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.
- [5] A. Szmyrka-Grzebyk and L. Lipiński, "Linear diode thermometer in the 4–300 K temperature range," *Cryogenics*, vol. 35, no. 4, pp. 281-284, Apr. 1995.
- [6] 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.
- [7] R.-L. Wang et al., "Temperature sensor using BJT-MOSFET pair," *Electronics Letters*, vol. 48, no. 9, p. 503, 2012.
- [8] J. C. Lachman and J. A. McGurty, "The use of refractory metals for ultra high-temperature thermocouples," *Temp. Meas. Control Sci. Ind.*, vol. Vol: 3: Pt, Jan. 1962.
- [9] M. Boutchich, K. Ziouche, P. Godts, and D. Leclercq, "Characterization of phosphorus and boron heavily doped LPCVD polysilicon films in the temperature range 293-373 K," *IEEE Electron Device Letters*, vol. 23, no. 3, pp. 139-141, Mar. 2002.
- [10] N. Szita, "A micropipettor with integrated sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 89, no. 1–2, pp. 112-118, Mar. 2001.
- [11] M. Olfatnia, T. Xu, J. M. Miao, L. S. Ong, X. M. Jing, and L. Norford, "Piezoelectric circular microdiaphragm based pressure sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 163, no. 1, pp. 32-36, Sep. 2010.

- [12] X.-H. Xu, Y. Feng, B.-Q. Li, and J.-R. Chu, "Integration of displacement sensor into bulk PZT thick film actuator for MEMS deformable mirror," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 147, no. 1, pp. 242-247, Sep. 2008.
- [13] E. Benes, M. Gröschl, W. Burger, and M. Schmid, "Sensors based on piezoelectric resonators," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 48, no. 1, pp. 1-21, May 1995.
- [14] T. N. Tun, T. S. Lok, T. C. Jui, R. Akkipeddi, and M. Rahman, "Contact pressure measurement using silicon-based AlxGa1-xAs semiconductor pressure sensors," *Sensors and Actuators A: Physical*. Elsevier B.V., 28-Feb-2005.
- [15] R. Sedaghati, J. Dargahi, and H. Singh, "Design and modeling of an endoscopic piezoelectric tactile sensor," *International Journal of Solids and Structures*, vol. 42, no. 21-22, pp. 5872-5886, Oct. 2005.
- [16] P. French, "Polycrystalline silicon as a strain gauge material," *Journal of Physics E: Scientific*, vol. 1055, 1986.
- [17] L.-T. Chen and W.-H. Cheng, "A novel plastic package for pressure sensors fabricated using the lithographic dam-ring approach," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 149, no. 1, pp. 165-171, Jan. 2009.
- [18] L. Löfdahl and M. Gad-el-Hak, "MEMS-based pressure and shear stress sensors for turbulent flows," *Measurement Science and*, vol. 665, 1999.
- [19] K. Tian, "Design, Fabrication, and Calibration of a Piezoresistive Stress Sensor on SOI Wafers for Electronic Packaging Applications," *IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies*, vol. 32, no. 2, pp. 513-520, Jun. 2009.
- [20] R. Smith, D. R. Sparks, D. Riley, and N. Najafi, "A MEMS-Based Coriolis Mass Flow Sensor for Industrial Applications," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 56, no. 4, pp. 1066-1071, Apr. 2009.
- [21] P. Enoksson, G. Stemme, and E. Stemme, "A silicon resonant sensor structure for Coriolis mass-flow measurements," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 6, no. 2, pp. 119-125, Jun. 1997.
- [22] J. Haneveld et al., "Modeling, design, fabrication and characterization of a micro Coriolis mass flow sensor," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 20, no. 12, p. 125001, Dec. 2010.

- [23] R. Oosterbroek, T. Lammerink, J. Berenschot, G. Krijnen, M. Elwenspoek, and A. Van Den Berg, "A micromachined pressure/flow-sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 77, no. 3, pp. 167–177, 1999.
- [24] A. D. DeHennis and K. D. Wise, "A fully integrated multisite pressure sensor for wireless arterial flow characterization," *Microelectromechanical Systems, Journal of*, vol. 15, no. 3, pp. 678–685, 2006.
- [25] D. Li, T. Zhao, Z. Yang, and D. Zhang, "Monolithic integration of a micromachined piezoresistive flow sensor," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 20, no. 3, p. 035024, Mar. 2010.
- [26] D. Li, T. Li, and D. Zhang, "A Monolithic Piezoresistive Pressure-Flow Sensor With Integrated Signal-Conditioning Circuit," *IEEE Sensors Journal*, vol. 11, no. 9, pp. 2122-2128, Sep. 2011.
- [27] Z. Liu, T. Hong, W. Zhang, Z. Li, and H. Chen, "Novel liquid flow sensor based on differential pressure method.," *The Review of scientific instruments*, vol. 78, no. 1, p. 015108, Jan. 2007.
- [28] "Site web d'Emtec." [Online]. Available: <http://www.emtec.com/index.php?topic=produkte&subtopic=messverfahren>.
- [29] Y. Kimura, M. Goma, A. Onoe, E. Higurashi, and R. Sawada, "Integrated laser Doppler blood flowmeter designed to enable wafer-level packaging.," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 57, no. 8, pp. 2026-33, Aug. 2010.
- [30] R. Tabrizchi and M. K. Pugsley, "Methods of blood flow measurement in the arterial circulatory system.," *Journal of pharmacological and toxicological methods*, vol. 44, no. 2, pp. 375-84, 2001.
- [31] J. König, A. Voigt, L. Büttner, and J. Czarske, "Precise micro flow rate measurements by a laser Doppler velocity profile sensor with time division multiplexing," *Measurement Science and Technology*, vol. 21, no. 7, p. 074005, Jul. 2010.
- [32] J. Chen, Z. Fan, J. Zou, J. Engel, and C. Liu, "Two-Dimensional Micromachined Flow Sensor Array for Fluid Mechanics Studies," *Journal of Aerospace Engineering*, vol. 16, no. 2, p. 85, 2003.
- [33] F. Mayer, M. R. Hornung, and R. S. Vanna, "Flow sensor," U.S. Patent US 6,813,944 B223-Oct-2004.

- [34] E. Meng, "A parylene MEMS flow sensing array," in *TRANSDUCERS '03. 12th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems. Digest of Technical Papers (Cat. No.03TH8664)*, 2003, vol. 1, pp. 686-689.
- [35] B. S. Makki, M. Moradi, A. Moafi, S. Mohajerzadeh, B. Hekmatshoar, and D. Shahrjerdi, "Fabrication of poly-Ge-based thermopiles on plastic," *Sensors Journal, IEEE*, vol. 4, no. 6, pp. 743-748, 2004.
- [36] Y. Fournier, T. Maeder, G. Boutinard-Rouelle, A. Barras, N. Craquelin, and P. Ryser, "Integrated LTCC Pressure/Flow/Temperature Multisensor for Compressed Air Diagnostics†," *Sensors*, vol. 10, no. 12, pp. 11156-11173, Dec. 2010.
- [37] J.-B. Sun, M. Qin, and Q.-A. Huang, "Flip-Chip Packaging for a Two-Dimensional Thermal Flow Sensor Using a Copper Pillar Bump Technology," *IEEE Sensors Journal*, vol. 7, no. 7, pp. 990-995, Jul. 2007.
- [38] P. Bruschi, M. Dei, and M. Piotta, "A single chip, double channel thermal flow meter," *Microsystem Technologies*, vol. 15, no. 8, pp. 1179-1186, Nov. 2008.
- [39] C. Fu and C. Lee, "Thermal pulsed micro flow sensor," *US Patent 6,289,746*, 2001.
- [40] I. Gaskin, E. Shapiro, and D. Drikakis, "Theoretical, Numerical, and Experimental Study of the Time of Flight Flowmeter," *Journal of fluids engineering*, vol. 133, no. 4.
- [41] M. Dijkstra, M. Deboer, J. Berenschot, T. Lammerink, R. Wiegerink, and M. Elwenspoek, "Miniaturized thermal flow sensor with planar-integrated sensor structures on semicircular surface channels," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 143, no. 1, pp. 1-6, May 2008.
- [42] C. Smith, "Piezoresistance effect in germanium and silicon," *Physical review*, vol. 919, 1954.
- [43] O. N. Tufte and E. L. Stelzer, "Piezoresistive Properties of Silicon Diffused Layers," *Journal of Applied Physics*, vol. 34, no. 2, p. 313, 1963.
- [44] G. Johns, "Modeling Piezoresistivity in Silicon And Polysilicon," *Journal of Applied Engineering Mathematics April*, vol. 2, pp. 1-5, 2006.
- [45] W. C. Young, *Roark's Formulas for Stress and Strain*. McGraw-Hill (Tx), 1989, p. 736.

- [46] 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 *EUROSENSORS XXVI, Krakow, POLAND*, 2012.
- [47] S. Timoshenko, “Analysis of bi-metal thermostats,” *Journal of the Optical Society of America*, vol. 11, no. 3, p. 233, Sep. 1925.
- [48] H. Jerman, “Electrically-activated, micromachined diaphragm valves,” in *IEEE 4th Technical Digest on Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, 1990, pp. 65-69.
- [49] A. Salette et al., “Thermal sensors cointegrated within a MEMS thermally actuated ultrathin membrane,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 22, no. 6, p. 065029, Jun. 2012.
- [50] A. Salette, R. Lefevre, C. Déhan, P. Morfouli, and L. Montès, “Adaptive and hybrid microfluidic package with plug and play fluidic connectors,” in *38th International Conference on Micro and Nano Engineering*, 2012.