

N° d'ordre : 2585

Année 1997

THÈSE

Présentée au Laboratoire d'Analyse
et d'Architecture des Systèmes du CNRS
en vue de l'obtention du
Doctorat de l'Université Paul Sabatier de Toulouse

Spécialité : Électronique : Microsystèmes

par Zouhair SBIAA

Maître es-sciences

Étude et réalisation d'une micropompe et de microvalves intégrées tout silicium

soutenue le 30 janvier 1997 devant le jury :

MM. A. Martinez	Président, Professeur INSA Toulouse
J. Samitier	Rapporteur, Professeur Université de Barcelone
A. Napieralski	Rapporteur, Professeur Université Technique de Lodz
R. Caen	Examineur, Professeur INSA Toulouse
M. Djafari-Rouhani	Examineur, Professeur, UPS Toulouse
E. Teillaud	Examineur, Pharmacien, Tilderm Systèmes
D. Esteve	Examineur, Directeur de Recherche au LAAS/CNRS
H. Camon	Directeur de Thèse, Chargé de Recherche au LAAS/CNRS

Rapport LAAS n° : 97033
Thèse préparée au Laboratoire d'Analyse
et d'Architecture des Systèmes du CNRS
7, Avenue du Colonel Roche
31077 Toulouse cedex 4 (France)

*A ma mère
A mon père
A mes soeurs.*

Avant propos ...

Ce mémoire présente la synthèse du travail de thèse que j'ai réalisé au Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes du CNRS. Je remercie son directeur, Monsieur Alain COSTES, de m'y avoir accueilli.

Je tiens à témoigner toute ma gratitude à Monsieur Henri Camon, chargé de Recherche au LAAS/CNRS, ainsi qu'à Monsieur Daniel Estève, Directeur de Recherche au LAAS/CNRS et coordinateur du projet européen BARMINT, pour l'excellence de leur encadrement, leur aide précieuse, ainsi que le soutien et la confiance dont ils m'ont honoré tout au long de ces années de travail en commun. Leurs compétences scientifiques ainsi que leurs nombreux conseils et encouragements sont pour beaucoup dans l'aboutissement de mes travaux.

Je remercie également Monsieur Augustin Martinez, Professeur à l'INSA de Toulouse et responsable du groupe M2I de l'honneur qu'il m'a fait en acceptant de présider le jury de thèse.

Que messieurs Andrzej Napieralski et Josep Samitier soient aussi remerciés pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce mémoire.

Que messieurs Éric Taillaud, Robert Caen et Mehdi Djafari-Rouhani trouvent ici la marque de ma reconnaissance pour avoir accepté de juger ce travail.

Je tiens à remercier Mr Emmanuel Scheid pour son aide précieuse lors du dépôt du silicium polycristallin, ces conseils sont pour beaucoup dans la réalisation des microvalves.

Je remercie également tous les partenaires du projet BARMINT et notamment TUL, UB, CNM, NMRC pour leur aide précieuse lors de la simulation et de la caractérisation de la micropompe.

Je remercie tout particulièrement le service TEAM (Norbert Fabre, Bernard Rousset, H.H. Pham, Paul Fadel, Thierry Do Conto, Françoise Rossel, Véronique Conédéra, Monique Benoît, Christian Solano) pour leur étroite collaboration en salle blanche, le service "Documentation" (Anne Bergez, Michèle Powell, Jean Catala, Arlette et Christian) pour leur aide et leur efficacité pour la réalisation de cet ouvrage, le service "Gestion" (Éliane Mathieu, Irène Pratviel, M. France Foulquier) pour leur amabilité et leur gentillesse, notre secrétaire Nicole Higounet pour son aide et sa cordialité, pour nos standardistes Mmes Bisson dont je n'oublierai pas leur sourire et leur délicatesse.

Enfin je voudrais remercier mes collègues et amis :

Amal, Nejma, Rachid, Zakaria, Yahya, Stéphane, Bekkay, Salah, Alexandre, Brigitte, Amine, Nouredine, Hervé, Dominique, Adama, Neil, Frédéric, Anne, Carole, Patrick et tous ceux qui m'ont prodigué leur amitié pendant mon séjour au laboratoire.

INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
CHAPITRE I : Microsystèmes et microactionneurs	6
I-1 La dynamique "microsystème"	7
I-1-1 Définition d'un microsystème	8
I-1-2 Situation industrielle actuelle	9
I-2 L'état actuel des techniques et des technologies	12
I-2-1 Technologies de base pour la réalisation des composants en microélectronique	12
I-2-1-1 Principaux procédés d'obtention de couches minces sur silicium	12
a) Les oxydes de silicium	13
b) Les nitrures de Silicium	14
c) Les couches de silicium polycristallin	15
I-2-1-2 La photolithographie	17
I-2-1-3 Les procédés de gravure	18
I-2-2 Les nouvelles technologies mises au point pour la réalisation des microsystèmes	18
I-2-2-1 Le dépôt de couches minces spécifiques aux microsystèmes	19
I-2-2-2 Les micro-usinages du silicium	20
a - Les produits de gravures du silicium	20
b - Les moyens de contrôle de la gravure	22
I-2-2-3 Le procédé LIGA	25
I-3 état de l'art en matière de microvalves et de micropompes	26
I-3-1 Les microvalves	27
I-3-1-1 Les microvalves actives	27
a- Microvalve piézoélectrique	27
b- Microvalve électrostatique	27
c- Microvalve thermopneumatique	28
e- Microvalve Bimétallique	29
d- Microvalve électromagnétique	29
f- Tableau comparatif des microvalves actives actuellement réalisées	30
I-3-1-2 Les microvalves passives	30
I-3-2 Les micropompes	31
I-3-2-1 Micropompe piézoélectrique	31
I-3-2-2 Micropompe électrostatique	32
I-3-2-3 Micropompe thermopneumatique	33
I-3-2-4 Micropompe pneumatique	33
I-3-2-5 Micropompe bimétallique	34
I-3-2-6 Micropompe électrohydrodynamique	34
I-3-2-7 Caractéristiques des différentes micropompes	35
I-4 Les chambres de mesures multicapteur	35
I-5 Spécification et conception d'une micropompe pour BARMINT	36
I-5-1 Domaine d'application	37
I-5-1-1 Administration de substances	37
I-5-1-2 Le prélèvement et l'analyse chimique	38
I-5-2 Spécification de la micropompe BARMINT	38
CHAPITRE II : La micropompe BARMINT	41
II-1 Le projet BARMINT	41
II-1-1 Les technologies sur silicium	41

II-1-2 Les outils de Conception Assistée par Ordinateur (CAO)	42
II-1-3 Les assemblages	42
II-1-4 Les participants au projet Barmint	43
II-1-5 Les modules fonctionnels	43
a. La micropompe	43
b. La réalisation d'un convertisseur photovoltaïque	44
c. La réalisation d'un multicapteur physico-chimique	45
d. la réalisation de l'électronique de traitement du signal	45
II-1-6 L'intégration et l'interconnexion verticale	46
II-2 Le corps de la micropompe	47
II-3 Les actionneurs intégrés	48
II-3-1 Actionneur thermopneumatique	48
a - Le process de fabrication	48
b - Spécification de l'actionneur thermique	50
II-3-2 Actionneur électrostatique	50
II-3-3 Actionneur bimétallique	52
II-3-4 Actionneur électromagnétique	52
II-4 Technologie de réalisation de la micropompe	53
II-5 Problèmes rencontrés	63

CHAPITRE III: Modélisation et simulation fonctionnelle de la pompe 67

III-1 Les caractéristiques de la simulation thermomécanique des microsystèmes	69
III-2 La modélisation thermique de la micropompe	71
III-2-1 Mise en place du modèle thermique	72
III-2-2 Les simulations thermiques de la micropompe	74
III-2-2-1 Conditions aux bords	75
III-2-2-2 Fonctionnement de la micropompe	77
III-2-2-3 Recherche d'une structure nouvelle optimisée	82
III-3 La simulation mécanique de la membrane de la micropompe	83
III-3-1 Hypothèses générales	84
III-3-1-1 Plaques minces avec faibles flèches (Kirchoff)	84
III-3-1-2 Plaques minces avec grandes flèches	84
III-3-1-3 Schématisation des hypothèses	84
a - Faibles flèches	85
b - Grandes flèches	86
III-3-2 Méthode des éléments finis :	87
III-3-2-1 Exemple d'une déformation d'une poutre modélisée par Ansys	88
III-3-2-2 Assemblage d'une structure	90
III-3-2-3 Estimation de l'erreur	90
III-3-3 Modélisation du comportement mécanique de la micropompe	91
III-3-3-1 Définition de la structure	91
III-3-3-2 Caractérisation des matériaux	91
III-3-3-3 Conditions aux limites	92
III-3-3-4 Programme de simulation	92
III-4 Simulation et interprétation	92
III-5 Performances de la micropompe BARMINT	97

CHAPITRE IV : Caractérisation de la micropompe	100
IV-1 L'assemblage de la micropompe BARMINT	101
IV-2 Tests préalables du fonctionnement des constituants de la micropompe	103
IV-2-1 Conception d'un banc d'essai	103
IV-2-2 Les résultats expérimentaux	104
IV-2-2-1 Caractéristiques thermiques de la résistance	104
a - Caractérisation électrique	104
b - Caractérisation thermique (thermographie infrarouge)	107
c - Mise au point d'une structure d'essai	108
d - Résultats expérimentaux	110
IV-2-2-2 Caractérisation mécanique de la membrane	112
a - Mise au point d'une structure d'essai	112
b - Erreur expérimentale	112
c - Résultats expérimentaux	113
IV-3 Perspectives BARMINT	115
CONCLUSION GÉNÉRALE	117
BIBLIOGRAPHIE	121
ANNEXES	128

INTRODUCTION GÉNÉRALE



Les composants intégrés à semiconducteurs ont acquis, en moins de cinquante ans, une importance considérable aux niveaux technique, industriel et économique. Le chiffre d'affaire mondial qu'ils représentent était de 850 milliards de francs en 1990 ; il s'accroît d'environ 15 % par an et devrait être comparable au début de l'an 2000 à celui de l'industrie automobile. 80 % de ce marché correspond à l'activité microélectronique des circuits intégrés, mémoires, microprocesseurs, composants logiques, analogiques, capteurs, qui sont pour certains, de véritables systèmes en miniatures concentrés sur des surfaces de l'ordre du centimètre carré, voire du millimètre carré.

Grâce à une fabrication appliquant des procédés collectifs, ces composants miniaturisés complexes sont beaucoup moins chers que ne le seraient des systèmes équivalents construits avec des procédés classiques. Cette miniaturisation et ce faible prix ont conduit à leur emploi généralisé dans toutes les branches industrielles et à leur diffusion dans tous les domaines, aussi bien professionnels que grand public.

La microélectronique n'existe donc que depuis une cinquantaine d'années. Au cours de cette période, tirée par les besoins et poussée par la technologie, ses caractéristiques ont beaucoup évolués au rythme des générations successives des produits, qui se renouvellent tous les deux ou trois ans. L'évolution de la microélectronique silicium repose aujourd'hui sur la réduction des dimensions et l'augmentation de la qualité des composants, ce qui nécessite le développement de procédés technologiques à faible bilan thermique et en particulier à basse température. Il en est de même des possibilités d'innovation qu'apporte la réalisation directe de circuits intégrés sur substrat hétérogène.

Le concept de "microsystème" est apparu à la fin des années 80. Il désigne un système miniaturisé, de dimensions maximales de quelques millimètres, comprenant : capteur, actionneur, module de traitement de signal et son alimentation. Son apparition résulte :

- d'une part, de la démarche d'innovation qui a multiplié les exemples de microcapteurs et de microactionneurs réalisés sur silicium. Le plus spectaculaire et le plus décisif est le micromoteur conçu et fabriqué à l'Université de Berkeley à la fin des années 80 {1}.
- d'autre part, du caractère diffusant des technologies microélectroniques qui laissent espérer la création d'un marché complémentaire à celui des circuits intégrés VLSI, traitement du signal {2}.

Le développement de ces microsystèmes, engagé depuis quelques années, se fonde aussi sur les technologies de fabrication des circuits intégrés auxquelles se sont ajoutées des opérations complémentaires de dépôts et de micro-usinages pour permettre la réalisation de fonctions mécaniques ou optiques, et non plus seulement électroniques. Appliquer aux microsystèmes, les procédés de fabrication de la microélectronique sont considérés comme l'un des moyens de diminuer le coût des fonctions et leur encombrement tout en améliorant la fiabilité. Réservées au départ à la réalisation des capteurs à semiconducteurs : effet Hall, capteurs de température, photodétecteurs..., ces techniques tendent de plus en plus à être appliquées à d'autres capteurs, moins proches de la microélectronique. Le domaine le plus concerné aujourd'hui est celui de la micromécanique avec l'arrivée des capteurs de pression et d'accélération intégrés sur silicium. Dans ce cas, on cherche plus à exploiter les possibilités de l'outil de fabrication qu'à puiser dans le réservoir de principes physiques nouveaux. On applique pour cela les deux règles de base sur lesquelles repose la puissance des microtechnologies:

- l'utilisation de procédés photolithographiques qui permettent de travailler la matière à l'échelle microscopique notamment dans les opérations de gravures et de dépôts.
- l'application de fabrications collectives grâce auxquelles on peut réaliser, en même temps sur un même substrat, un très grand nombre de capteurs identiques.

Les avantages qui en découlent sont :

- une réduction de coût à fonctions égales,
- l'accroissement en "intelligence" des objets,
- l'accès à des nouvelles applications : biomédical, par exemple.

Bien entendu, le succès pour les microsystèmes suppose un effort préalable d'innovation : sur les matériaux, les composants, les procédés de fabrication et les méthodologies de conception, puis un effort industriel, pour répondre aux besoins de la société, lancer des nouveaux produits,...

L'essor des microsystèmes se situe donc dans le prolongement des avancées réalisées en micro-électronique ces vingt dernières années, dont on peut faire un résumé comme suit:

Les années 50:

Toutes les recherches de cette décennie : mise au point des premiers transistors à base de germanium par AT&T Bell Laboratory, du circuit intégré sur silicium par Texas Instruments en 1958, élaboration du procédé clef "Planar" pour la fabrication des circuits intégrés par

Fairchild, convergent vers la conception et la fabrication de composants pour le traitement des signaux. Quelques premières applications concernant les capteurs : capteurs optiques tels que les photodétecteurs, phototransistors, capteurs de température et de champ magnétique...

Les années 70:

En marge du développement des circuits intégrés, l'amélioration des techniques de dépôt, de lithographie et de gravure donne naissance aux premières structures micromécaniques en silicium qui seront largement utilisées comme éléments sensibles dans les capteurs de pression et, un peu plus tard, dans les accéléromètres.

Vers la fin des années 70, la firme américaine Nova Sensor applique les procédés de la microélectronique à l'usinage de membranes, de poutres flexibles et se met à fabriquer de véritables assemblages mécaniques en silicium pour réaliser des capteurs de pression. D'autres sociétés se mettent à travailler le quartz.

Les années 80:

La mise au point industrielle des techniques de micro-usinage permet la fabrication en série des microcapteurs. Vers la fin de la décennie, de nouveaux produits micromécaniques arrivent à maturité avec une nouvelle génération de capteurs : pression, température, accélération, champ magnétique, mais aussi vibration, déplacement, détection de produits chimiques.

Vers la fin des années 80, le premier micromoteur électrostatique de 200 μm de diamètre tourne. Ce moteur est réalisé par un procédé de micro-usinage superficiel. C'est l'invention de ces actionneurs électrostatiques qui déterminera le démarrage et la relance des études et recherches pour la création des microsystèmes.

Les années 90:

Au début des années 90, on assiste à une mobilisation générale des instituts et des entreprises, avec l'appui des pouvoirs publics sur le thème des microsystèmes. C'est vrai au USA, en Allemagne, au Japon mais également en France. C'est ainsi qu'en 1991, la firme américaine Analog Devices lance le premier accéléromètre micro-usiné superficiellement avec son électronique intégrée sur une puce. Les experts considèrent sa commercialisation comme un tournant important dans l'histoire du micro-usinage superficiel, en particulier en raison de son haut niveau d'intégration.

Perspectives en l'an 2000:

On considère aujourd'hui que l'étape de faisabilité des microsystèmes est achevée et que s'engage l'étape d'industrialisation. D'importantes analyses prospectives ont été lancées aux USA, en Europe et au Japon et les volumes de productions grandissent rapidement tirés, par les besoins en Automobile et dans les périphériques informatiques. D'autres applications industrielles, médicales sont en vue : par exemple, les applications privilégiées par les Japonais sont les microrobots pour réaliser des opérations de mesure et de maintenance dans des tuyaux d'installations industrielles difficiles d'accès, voire dans les vaisseaux sanguins du corps humain.

Ainsi depuis 1987, date à laquelle l'équipe américaine du Prof. R. Müller, au "Sensors and Actuators Center" de l'Université de Berkeley, démontrait la possibilité de réaliser un micromoteur usiné sur silicium, plusieurs programmes nationaux de recherche de base ont été lancés. Les axes scientifiques de ces programmes portent sur :

- des matériaux ayant des propriétés spécifiques : mécanique, optique, magnétique,... et des technologies compatibles avec celle du silicium.
- sur des composants expérimentaux qui intègrent capteurs, traitement du signal et actionneurs soit sous forme monolithique soit sous forme d'assemblage 3D.
- sur des méthodes et outils de conception spécifiques aux systèmes.

Notre travail concerne plus particulièrement la conception et la mise au point d'une technologie "silicium" de réalisation de microvalves et de micropompes applicables à la chimie fine et à la biomédecine. Il intervient après que les premières générations des applications mécaniques aient vu le jour avec les capteurs de pressions et les accéléromètres et que les objets innovants comme les micromoteurs aient été réalisés en laboratoire.

Notre approche est double : elle vise à dégager des concepts et des méthodologies générales et à montrer par des réalisations, la validité de ces propositions.

Le travail que nous présentons dans ce mémoire a été réalisé dans le cadre d'un projet européen appelé BARMINT : "Basic Research in Microsystem INTegration". Il s'articule en quatre parties principales:

Le premier chapitre passe en revue l'état de l'art des microsystemes et les microactionneurs en général. On présente d'une façon détaillée le cas des micropompes et des microvalves. On précise par ailleurs les spécifications et la conception de la micropompe que nous avons conçue au LAAS.

On expose succinctement, dans le deuxième chapitre, le projet européen BARMINT ainsi que le corps de la micropompe et les microvalves. On montre ensuite tous les actionneurs susceptibles d'être intégrés sur des modules "tout silicium", sans oublier la mise en oeuvre technologique et le procédé détaillé de la réalisation des micropompes.

Le troisième chapitre traite les aspects "modélisation" de l'actionneur et de la membrane de la micropompe. On traitera à la fois le côté thermique et mécanique, nous passerons en revue les performances possibles concernant le flux de la pompe et de la commande thermique.

Le quatrième chapitre traite de la caractérisation du démonstrateur en montrant les expérimentations d'essais qui nous ont permis de valider certaines simulations numériques et faire une interprétation générale des résultats.

Enfin la conclusion générale qui résume les performances de l'installation décrite, les améliorations possibles ainsi que les perspectives de recherches que ce travail a ouvert.

**CHAPITRE I:
MICROSYSTEMES ET MICROACTIONNEURS**

L'intérêt pour les microsystèmes intégrés sur silicium s'accroît régulièrement depuis une dizaine d'années. A cela deux raisons essentielles : le marché potentiel est immense, et la conception de systèmes "intelligents" nécessite de plus en plus de capteurs et d'actionneurs. Un facteur mobilisateur très important fut l'invention, dans les années 80, par une équipe de Berkeley, d'un micromoteur monolithique intégré sur silicium. Il apparaissait alors que les idées de miniaturisation, d'intégration et de fabrication collectives s'appliquaient non seulement à la microélectronique, mais aussi aux systèmes intégrant capteurs et actionneurs.

Le premier enjeu de la miniaturisation des systèmes réside dans la réduction des coûts de production et l'accroissement de la fiabilité. En effet, les technologies des semi-conducteurs permettent de réaliser de manière collective un grand nombre de dispositifs tous identiques et parfaitement reproductibles. Pour les microcapteurs utilisés sur des marchés de masse, comme l'automobile, cet enjeu est déterminant.

Le deuxième enjeu des microsystèmes est l'accès à de nouvelles applications pour lesquelles une taille microscopique est primordiale : c'est le cas des dispositifs biomédicaux destinés à intervenir dans le corps humain{3}.

Ces avantages ouvrent un spectre d'applications pratiquement sans limite aux microsystèmes, qui s'étendent aussi bien à l'automobile et au génie biomédical, qu'à l'électroménager ou à la domotique, à l'aérospatial, à la productique, à la instrumentation, à la protection de l'environnement ou à l'industrie agro-alimentaire. Les technologies microsystèmes devraient s'avérer aussi diffusantes que l'électronique a pu l'être depuis ses débuts. C'est pour faire face à tous ces enjeux des microsystèmes que le Japon, les États-Unis et l'Europe soutiennent, depuis la fin des années 1980, des efforts de recherche considérables à travers de grands programmes nationaux et des initiatives communes internationales.

Ce domaine fortement pluridisciplinaire, qui fait appel à des spécialistes issus aussi bien de l'électronique et de la micromécanique, que de l'optique ou de la chimie, nécessite plus que tout autre des alliances et partenariats étendus entre des compétences d'horizons variés, autour du développement d'applications concrètes.

L'objectif de ce chapitre est de préciser les motivations de cette nouvelle orientation technologique et de faire le point sur l'état d'avancement actuel des composants. Nous détaillerons plus particulièrement le cas des micropompes et des microvalves qui sont au centre de nos préoccupations de recherche. Notre thèse a été préparée dans le cadre du projet européen BARMINT, que nous présenterons plus en détails dans le chapitre II.

I-1 La dynamique "microsystème"

Le concept de "technologie des microsystèmes" recouvre des domaines techniques et technologiques dont les contours varient suivant les spécialistes et suivant les pays. Certains parlent de "microtechniques" et incluent la mécanique de précision, d'autres parlent de "microtechnologies"{4} et évoquent alors les techniques d'intégration utilisées en micro-électronique et micro-optique. En passant des microtechniques aux microtechnologies, les ordres de grandeurs des objets manipulés s'échelonnent depuis le centimètre jusqu'au micromètre. Nous, de notre côté, essaierons de généraliser le concept en nous fondant sur une définition globale d'un microsystème. Nous en analyserons en suite la situation technologique et les produits disponibles.

I-1-1 Définition d'un microsystème

Littéralement, un microsystème est tout d'abord un système, c'est à dire une combinaison optimisée d'éléments remplissant plusieurs fonctions complémentaires{5}. C'est ensuite un dispositif dont les éléments principaux sont de taille micronique, l'objet final utilisable pouvant atteindre quelques centimètres cubes.

Un microsystème remplit quatre fonctions fondamentales:

- la perception de l'environnement, à l'aide de capteurs, en contact avec le monde extérieur. Ceux-ci traduisent une ou plusieurs grandeurs physiques ou chimiques en divers signaux, le plus souvent électriques, mais aussi mécaniques, optiques ou biologiques,
- le traitement des données : traitement du signal et, pour les systèmes dits "intelligents", analyse des données, jusqu'à la prise de décision.

L'analyse des données permet ensuite au système de réaliser au moins les deux actions suivantes :

- communiquer avec le monde extérieur (signaler un phénomène)
- réagir sur l'environnement en fonction des données recueillies (mouvements, actions mécaniques,..)

Le microsystème le plus caractéristique est autonome. Il remplit les fonctions de perception, d'analyse et de traitement des données, et de commande. Sa composition typique est faite de : microcapteurs, circuits électroniques réalisant le traitement du signal et de microactionneur. Pour certaines applications nécessitant d'évoluer dans des espaces très étroits, le microsystème devra être énergiquement autonome et intégré sur lui une alimentation en énergie miniaturisée. Cette fonction s'impose pour des applications en génie biomédical (modules de microchirurgie, microdosage de médicaments) et pour la maintenance industrielle (module de réparation destiné aux tuyauteries d'accès difficile ou dangereux). Les modules fonctionnels associés sont des micropiles, des microgénérateurs et autres dispositifs de stockage d'énergie miniaturisés.

La figure I.1 récapitule les principales fonctions et modules associés envisageables pour les microsystèmes.

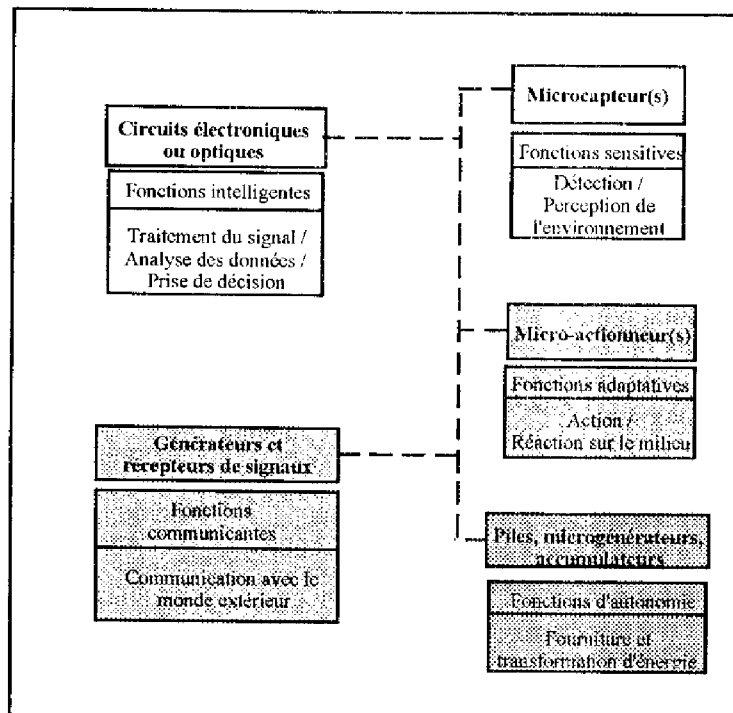


Figure I.1 : Modules fonctionnels d'un microsystème complet

I-1-2 Situation industrielle actuelle

Au-delà des avantages immédiatement perceptibles pour l'utilisateur : multifonctionnalité, compacité, qui découlent de la description des microsystèmes présentée ci-dessus, un facteur essentiel pour les fabricants pousse au développement des microsystèmes : c'est la possibilité de *fabriquer collectivement (ou "par lot")*. Son intérêt primordial est de réduire fortement le coût de production en fabriquant simultanément un grand nombre de dispositifs identiques, en un seul cycle d'opération sur une même plaquette, les plus petits motifs élémentaires étant de taille micrométrique : c'est l'approche monolithique. Des solutions hybrides s'imposent pour les cas les plus complexes.

En raison de la maturité des technologies disponibles et des marchés actuels en forte croissance, on considère que les microcapteurs intelligents sont les premiers dispositifs intégrés, qui connaîtront une industrialisation en grande série à moyen terme, dans quasiment tous les domaines d'application. La figure I.2, résume les tendances actuelles :

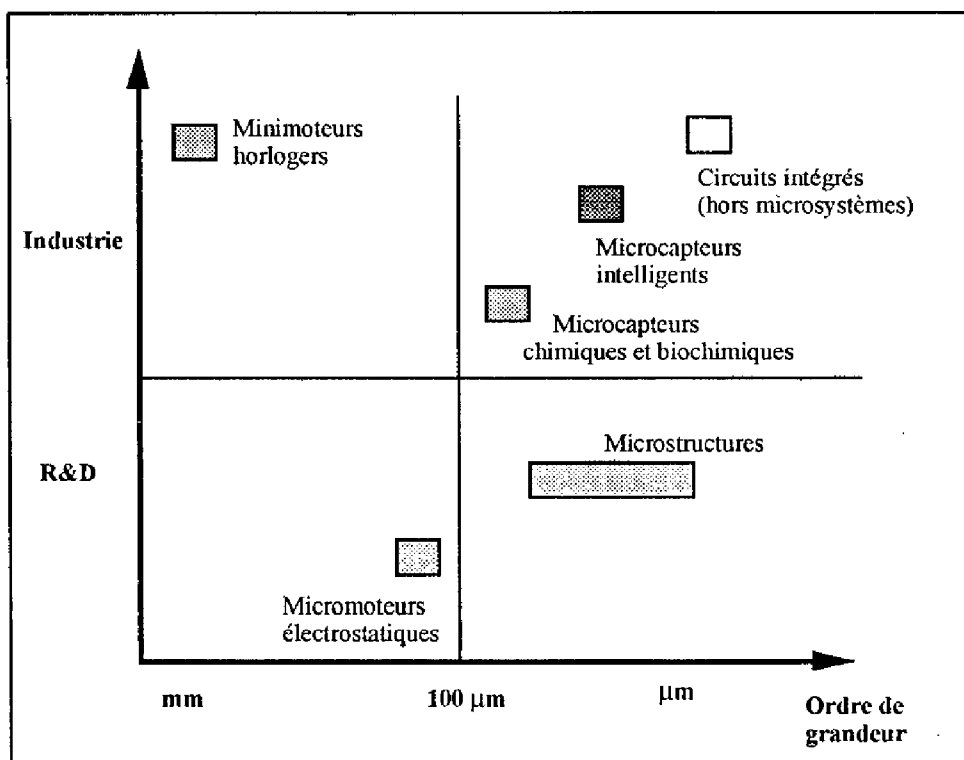


Figure I.2 : Classification des produits microsystèmes par taille et stade de développement [5].

Ainsi, depuis une dizaine d'années, les méthodes de fabrication de circuits intégrés ont été adaptées ou complétées pour la réalisation de différents types de microsystèmes miniaturisés, principalement sur silicium micro-usiné. Ce matériau présente en effet des propriétés physiques exceptionnelles - outre celles de semiconductivité- mécaniques et optiques notamment. Par ailleurs, la piézorésistivité (propriété qu'a le matériau de voir sa résistivité varier lorsqu'il subit une déformation) est à l'origine de toute l'industrie des jauges de contraintes, capteurs de pression et d'accélération. Plus récemment, sont apparus en laboratoire les premiers actionneurs tels que les valves, micropompes et micromoteurs.

On peut dire aujourd'hui que les technologies de base sont maintenant disponibles et peuvent être utilisées pour la réalisation de systèmes miniaturisés de plus en plus complexes avec, comme objectif à terme, d'avoir sur une même "puce": capteurs, circuits de traitement de l'information et actionneurs.

Nous prendrons deux exemples de microsystèmes complets :

- Les accéléromètres, les principaux sont connus depuis de nombreuses années. Ils utilisent soit un effet piézorésistif déjà évoqué, soit un effet capacitif. Des échantillons d'accéléromètres seuls existent depuis plus de quinze ans mais c'est en 1992 que la société *Analog Devices* a proposé un capteur intégré avec son électronique de traitement du signal (voir figure I.3). Plus récemment, la société Bosch a aussi proposée des capteurs monolithiques (voir figure I.4). Dans ces deux cas, on remarque que le choix monolithique est très important car il faut que le capteur n'utilise qu'une petite part de la surface totale de la puce.

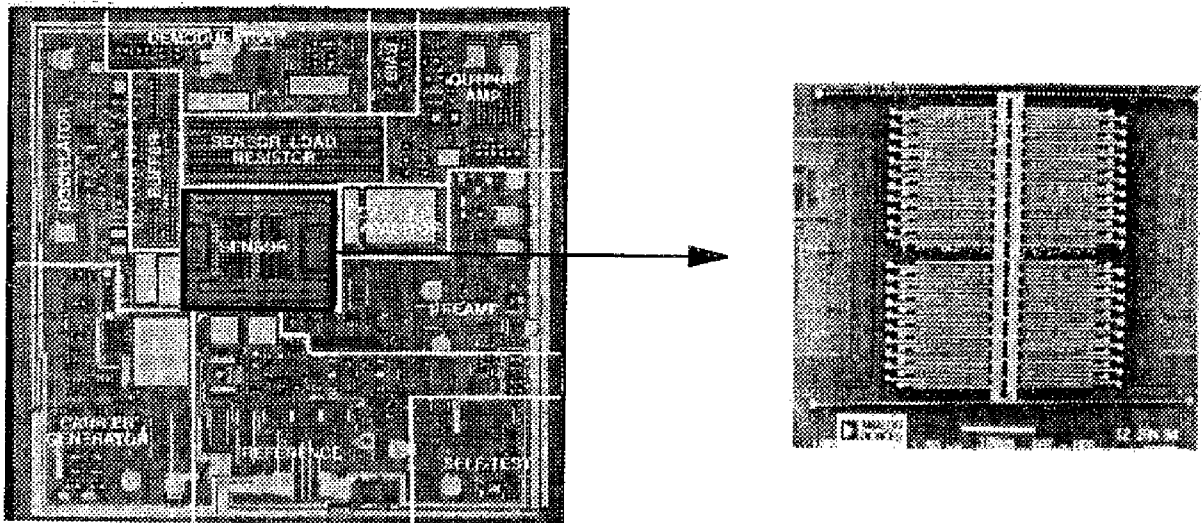


Figure I.3 : accéléromètre développé par Analog Devices.

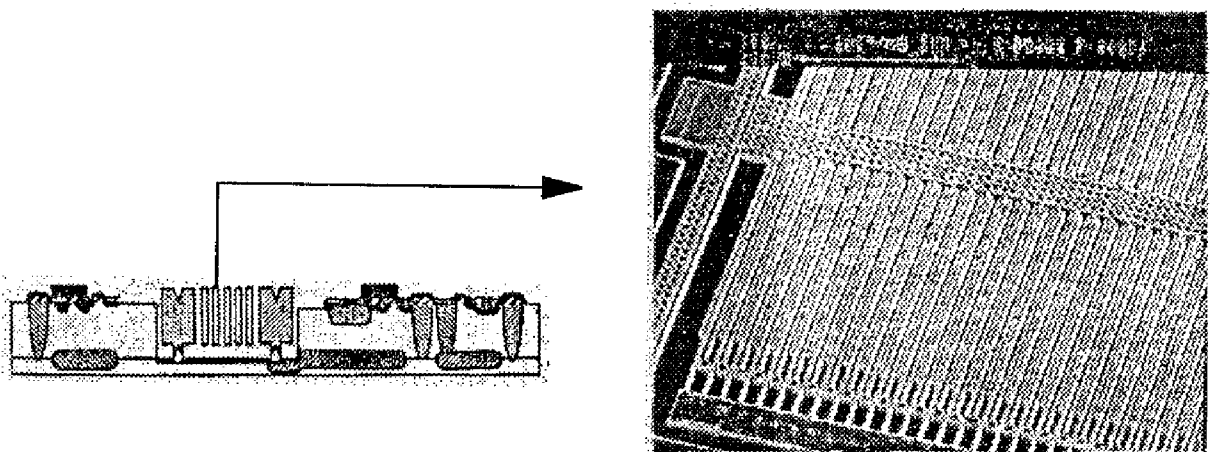


Figure I.4 : Vue en coupe de l'accéléromètre développé par Bosch avec son électronique intégrées.

- Les injecteurs d'encre pour les têtes d'imprimantes, on voit ici combien la solution microsysteme peut être élégante : la figure I.5 montre une vue en coupe du produit Hewlet Packard avec comme actionneur une résistance thermique qui vaporise l'encre sur le papier.

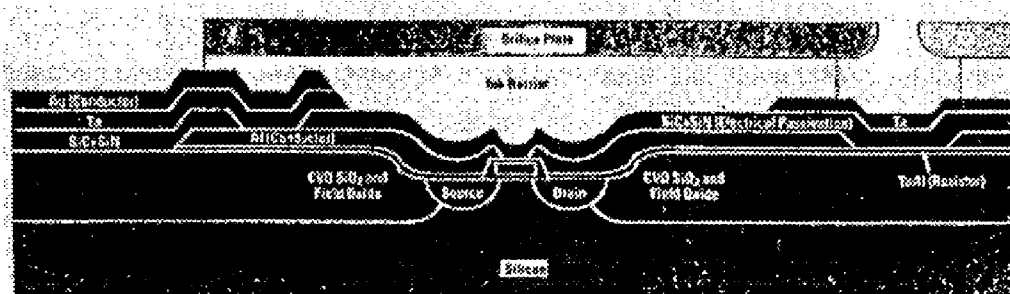


Figure I.5 : vue en coupe de la tête d'imprimante Hewlet Packard

Plusieurs centres d'excellence travaillent dans le domaine des microsystèmes, les plus réputés sont aux USA, en Europe et au Japon où de nombreux projets sont subventionnés par le secteur industriel. Les importants programmes de Recherche et de Développement publiés qui ont été lancés dans le monde témoignent de l'intérêt que les pays industrialisés accordent aux technologies des microsystèmes.

Les thèmes de la recherche fondamentale et appliquée sont très voisins d'un pays à l'autre et les niveaux d'avancement sont sensiblement égaux. Les nombreux développements en cours, tenus secrets, devraient aboutir à la commercialisation, d'ici trois à cinq ans, de microsystèmes plus sophistiqués encore que les microcapteurs intelligents. Les plus grandes entreprises impliquées à travers le monde appartiennent surtout au secteur de l'électronique {6}. Les brevets déposés, dans le monde, sur les microsystèmes ces dernières années montrent que l'Europe a un dynamisme tout à fait comparable à celui des États-Unis ou du Japon, en recherche et développement. La figure I.6 montre l'expansion potentielle du marché des microsystèmes sur les quinze prochaines années.

	1995	2000	2005	2010
Marché global de l'électronique	1000	1600	2500	4000
10% Semi-conducteurs	150	300	600	1200
15% Microsystèmes	3/5	20	150?	1000?
30%		30%	30%	
Année de référence	1995			
Automobile	≈500			
Aéronautique	≈50			
Spatial	≈2			
Total industrie française	≈600	Total de l'investissement de l'industrie française ≈50		
Total agriculture française	≈200			
Tourisme français	≈10			

Figure I.6 : Perspectives des microsystèmes en Billions de Dollars {7}.

I-2 L'état actuel des techniques et des technologies

L'un des objectifs de l'intégration des microsystèmes est donc de réussir à rendre totalement compatibles des technologies nouvelles, propres aux capteurs et aux actionneurs, avec celles de la microélectronique {8}. Certes, le silicium paraît devoir s'imposer une fois de plus comme matériau de base. Encore faut-il qu'il montre des qualités suffisantes en tant que matériau pour capteur et pour actionneur. A cet égard, les résultats de recherche obtenus ces dernières années suggèrent trois grandes orientations de recherche : celle du "tout silicium", celle requérant l'association de deux ou plusieurs types de matériaux (intégration hétérogène), et celle relative aux assemblages hybrides.

Dans le récent développement des microsystèmes, de nouvelles technologies de fabrication 3D ont été envisagées complémentaires à la filière silicium. C'est le cas de la filière LIGA et de la stéréolithographie.

Bien que la microélectronique joue le rôle fondamental dans l'émergence des microsystèmes, leur conception et leur fabrication font appel à divers autres domaines techniques tels que la micromécanique, la micro-optique, la chimie et la biologie, suivant les applications.

De manière à donner une version complète des technologies mises en jeu dans les microsystèmes, nous rappellerons tout d'abord les technologies de base utilisées pour la réalisation de circuits intégrés standards. Nous nous attacherons bien sûr aux seules techniques réutilisables dans la fabrication des microsystèmes. Ensuite nous présenterons plus en détails les nouveaux procédés spécifiques aux microstructures conçus d'abord pour les capteurs puis étendus aux microsystèmes.

I-2-1 Les technologies de base utilisées pour la réalisation des composants en microélectronique

La microélectronique silicium utilise de nombreuses étapes technologiques planaires de fabrication et s'oriente vers la réduction des dimensions pour augmenter la densité d'intégration et réduire les coûts. Les opérations principales utilisées sont : l'oxydation, le dopage, la diffusion, l'implantation ionique, le dépôt de couches minces, la photogravure{9}. Ces opérations élémentaires sont combinées de manières différentes pour établir des filières telles que les technologies bipolaires, les technologies NMOS, CMOS, BICMOS,..... Cependant ces opérations, que nous allons décrire brièvement, ne suffisent pas à réaliser des capteurs ou des actionneurs. Les microsystèmes introduisent donc de nouveaux procédés tels que:

- Le micro-usinage du silicium (surface ou volume),
- Le dépôt de couches spécifiques tels que le SOG, PSG, couches piézoélectriques,...
- Le procédé LIGA.

Ces techniques spécifiques aux microsystèmes seront présentées dans un deuxième temps.

I-2-1-1 Principaux procédés d'obtention de couches minces sur silicium

Différentes techniques de dépôts ont été développées jusqu'à ce jour. Elles sont basées principalement sur la technique de dépôt CVD (Chemical Vapor Deposition), dépôt chimique en phase vapeur. Ces techniques permettent entre autre, la croissance de couches monocristallines de silicium dopé ou non, des dépôts de silicium polycristallin, d'isolants et de métaux. Ces techniques de dépôt ou de croissance sont dites *physiques* (PVD=Physical Vapor Deposition) lorsqu'elles

procèdent par évaporation ou par projection moléculaire et sont dites *chimiques* (CVD) lorsque le procédé met en jeu des réactions chimiques qui se déroulent à la surface du substrat.

Dans le cas des dépôts CVD, la plaquette est portée à une température élevée pour que la réaction chimique ait lieu. Néanmoins, le cycle de température peut induire une diffusion des dopants trop importante, surtout pour les circuits intégrés de faibles dimensions comme dans les VLSI (*Very Large Scale Integration*). Un procédé de CVD assisté par plasma ou PECVD (*Plasma Enhanced CVD*) permet de faire des dépôts à des températures plus basses. Avec des gaz réactifs à pression réduite (<2mbar, soit 200 Pa environ), le plasma augmentera la dissociation des gaz sources pour faciliter leurs réactions au niveau de la surface. Par exemple, un plasma de silane contiendra des radicaux tels que SiH, SiH₂ et SiH₃. Il ne sera donc pas nécessaire de porter la plaquette à une température aussi élevée que pour un dépôt purement thermique, pour avoir un dépôt équivalent.

Les cas qui nous intéressent le plus, en microsystèmes sont l'obtention de couches de SiO₂ (Dioxyde de Silicium) utilisées comme couches diélectriques ou masques de gravure chimiques, des couches de Si₃N₄ (Nitrure de Silicium) utilisées comme masque de protection lors de la gravure anisotropique ou des couches de silicium polycristallin qui constituent en générale la structure mécanique des microsystèmes.

a) Les oxydes de silicium

Le dioxyde de silicium SiO₂, oxyde naturel de silicium, joue un rôle très important dans la technologie des circuits intégrés. Il est utilisé comme diélectrique de grille dans les transistors MOS (Metal-Oxide-Semiconductor), comme isolant entre les différentes zones actives et entre les différents niveaux d'interconnexion.

La méthode la plus simple pour obtenir un SiO₂ de qualité consiste à oxyder thermiquement le silicium, sous atmosphère d'O₂ (figure I.7-a) ou de vapeur d'eau (figure I.7-b). On note que cette seconde méthode est sensiblement plus rapide que la première ; le coefficient de diffusion des ions hydroxydes OH⁻ étant plus grand que celui de l'oxygène dans l'oxyde. Il est d'usage d'ajouter un faible pourcentage de gaz chloré pour minimiser la contamination due aux impuretés métalliques. Dans le cas d'une oxydation sèche, au début, l'épaisseur de la couche d'oxyde est une fonction linéaire du temps. Par contre, quand l'épaisseur dépasse 10 nm environ, l'oxydation est limitée par la diffusion à travers la couche d'oxyde formée et l'épaisseur de la couche devient proportionnelle à la racine carrée du temps.

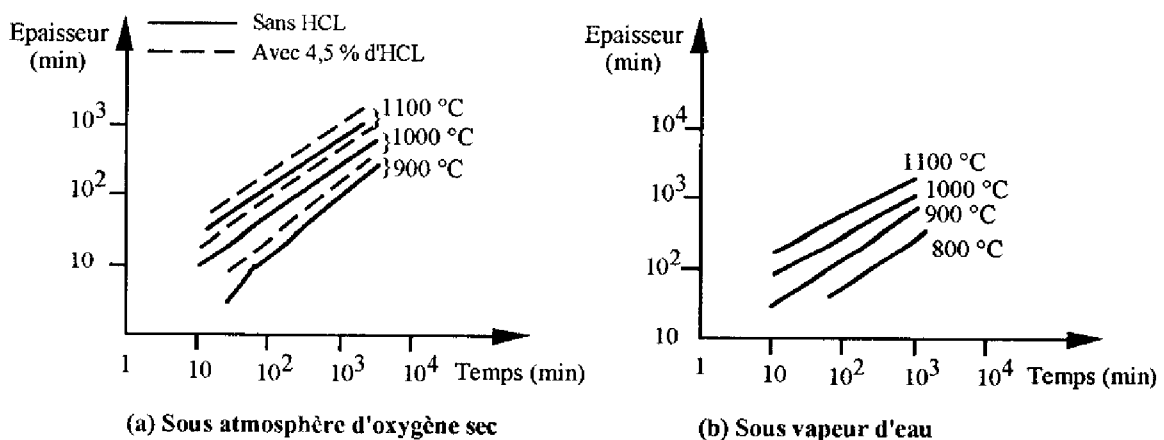


Figure I.7 : Vitesse d'oxydation du silicium : épaisseur d'oxyde formée {10}.

Pour les microsystèmes, le SiO_2 est souvent utilisé comme couche sacrifiée pour la réalisation de structures mobiles tels que les accéléromètres ou les microvalves. En effet, la connaissance précise de l'épaisseur du SiO_2 ainsi que la qualité de la couche font de lui un matériau intéressant dans la conception des microstructures.

Une autre façon de travailler avec les couches sacrifiées est d'utiliser des matériaux déposés à la tournette et qui, après recuit prennent l'aspect du SiO_2 grâce à l'emploi de la technique du "Spin On". Au LAAS, il a été développé un process de dépôt d'oxyde de silicium humide étalable par centrifugation et qui est caractérisé par sa faculté de planarisation [11]. Les "Spin On Glass" peuvent être classés en deux catégories:

- les "Spin On Glass" (SOG)
- les "Spin On Dopant" (SOD), qui contiennent un fort pourcentage de phosphore et qui peuvent ainsi être utilisés comme source de diffusion de phosphore.

L'étude menée au LAAS pour la réalisation d'un micromoteur électrostatique identique à celui développé au Berkeley Center [12] nous a orienté vers l'utilisation du SOG au détriment du SOD car il présente une bonne adhérence des couches superposées quand on veut obtenir des épaisseurs importantes comme le montre le tableau I.1.

Nombre de couches	1	2	3	4
épaisseur en μm	0,5	0,85	1,2	1,6
Vitesse d'attaque RIE après recuit de diffusion	330 Å/min	800 Å/min		

Tableau I.1 : épaisseur du SOG en fonction des nombre de couches après recuit [13].

b) Les nitrures de Silicium

Le nitrure de silicium Si_3N_4 est utilisé dans la technologie des CI comme masque d'oxydation et comme couche passivante. Dans le premier cas, son dépôt se fait par CVD à 800 °C pour définir les régions actives. Dans le second, une température aussi élevée ne peut être utilisée, parce que la passivation étant une des dernières étapes de fabrication des CI, les connexions en aluminium qui ne supportent pas plus de 450 °C sont déjà en place. Le dépôt de nitrure de silicium est obtenu par PECVD entre 250 et 400 °C.

On utilise le mélange (SiH_4+NH_3) ou (SiH_4+N_2) dilué dans N_2 , Ar ou He. Les réacteurs utilisés sont des réacteurs thermiques où l'on a ajouté un système radiofréquence pour y introduire un plasma. Ces réacteurs sont multiplaques à parois froides, travaillant à 0,26 mbar (26 Pa environ) et 500W à 50 KHz. Les vitesses de dépôt sont de l'ordre de 20 nm/min.

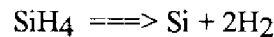
Les films de nitrure de silicium produits par plasma sont amorphes et caractérisés par leur composition, leur contenu en H_2 et en impuretés, leur densité et leur niveau de contraintes. Si la composition n'est pas stoechiométrique, le nitrure ne réagira pas comme barrière contre l'humidité et l'oxygène. De même, à niveau élevé, les contraintes induiront des ruptures ou un manque d'adhérence des couches. Le nitrure de silicium PECVD peut être aussi dopé par le phosphore (2 à 3 %), ce qui améliore ses caractéristiques électriques.

Pour les microsystèmes, le Si_3N_4 est utilisé souvent comme couche de passivation à la fin de la réalisation de toute structure mobile ou comme masque de gravure anisotropique. En effet, grâce à la sélectivité de certaines solutions chimiques de gravure, le nitrure du silicium peut

protéger certaines parties du circuit tandis que d'autres sont en train d'être gravés. Nous y reviendrons plus en détails sur ce sujet dans les techniques de micro-usinages.

c) Les couches de silicium polycristallin

Le silicium polycristallin peut être aussi déposé par les techniques de CVD. En effet, grâce à la décomposition du silane (SiH_4) non dilué à l'intérieur d'un réacteur LPCVD (*Low pressure Chemical Vapor Deposition*) chauffé à 620°C . Avant la phase de dépôt, on procède à une phase de nettoyage où la pression dans le tube en quartz est abaissée jusqu'à $0,133\text{ mPa}$ à 620°C . Le mécanisme de dépôt est contrôlé par la réaction chimique à la surface des substrats qui sont introduits horizontalement dans le tube :



Cette équation peut être caractérisée par sa vitesse de dépôt V_d :

$$V_d = \text{cst.} \left[\frac{K_s \cdot h_g}{k_s + h_g} \right] \cdot Y$$

Y : fraction molaire des espèces réactives

k_s : constante de vitesse de réaction en surface

h_g : coefficient de transfert de masse en phase gazeuse

2 cas se présentent :

- la vitesse d'arrivée des gaz est très inférieure à la vitesse de réaction de surface

$$h_g \ll k_s \text{ on alors } V_d = \text{cst.} \cdot h_g \cdot Y$$

La vitesse de dépôt est contrôlée par le transfert de masse h_g , ce qui ne permet pas d'obtenir des couches homogènes, dans les fours classiques.

- La vitesse d'arrivée des gaz est très supérieure à la vitesse de réaction de surface. On a alors :

$$V_d = \text{cst.} \cdot k_s \cdot Y \text{ où } k_s = k_{s0} \cdot \exp\left[-\frac{E_a}{kT}\right]$$

avec : E_a : énergie d'activation de la réaction

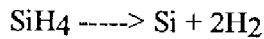
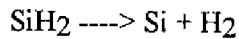
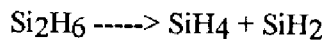
k : constante de Boltzmann

T : température absolue

$$\text{Donc } V_d = \text{cst.} \cdot Y \cdot k_{s0} \cdot \exp\left[-\frac{E_a}{kT}\right]$$

On remarque que la vitesse de dépôt est contrôlée par $\frac{1}{kT}$ donc inversement proportionnelle à la température.

Une autre méthode de déposer du silicium polycristallin est d'utiliser le disilane (Si_2H_6) comme gaz réactif au lieu du silane. En effet par approximation, c'est à dire sans tenir compte des espèces chimiques d'ordre élevé, les équations chimiques sont :



Nous retrouverons la réaction d'absorption du silane, plus celle d'un nouveau radical : le silylène SiH_2 . Celui-ci est beaucoup plus réactif que le silane, ce qui augmente donc considérablement la vitesse de réaction, comme le montre la figure I.8 :

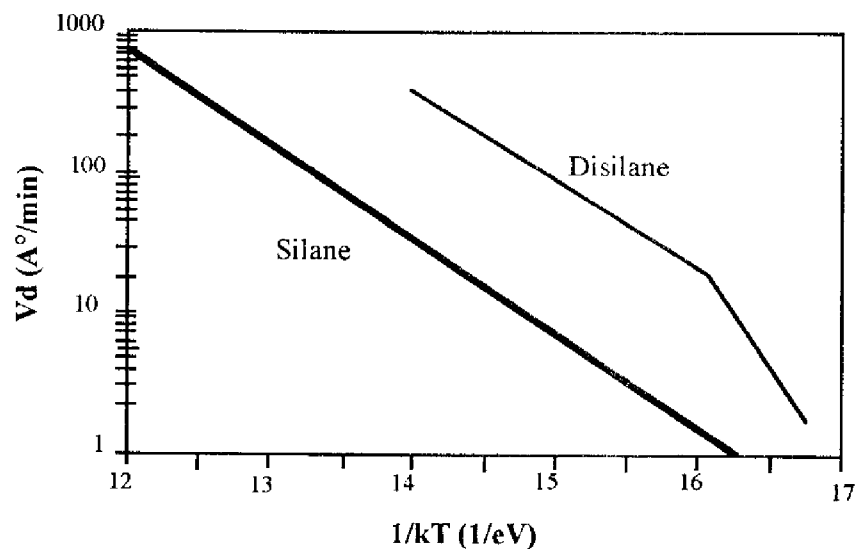


Figure I.8 : Vitesse de réaction en fonction de la température $P = 200 \text{ mTorr}$ {14}.

En ce qui concerne notre cas, lors de la réalisation des microvalves, nous avons privilégié le dépôt du polysilicium avec le disilane comme gaz réactif car la vitesse du dépôt est plus importante que dans le cas du silane, surtout si on veut réaliser des grandes épaisseurs de dépôt. Nous parlerons plus en détails des paramètres de dépôt dans le chapitre suivant.

Pour la réalisation des circuits standards, on utilise souvent le dépôt des couches minces à très faible épaisseur, c'est à dire de l'ordre de 100 à 1000 Å car on privilégie le côté performance des circuits. Concernant les microsystèmes, on a tendance à utiliser des dépôts dits épais, c'est à dire de 1 à quelques dizaines de microns pour pouvoir réaliser des structures "solides", et éviter les problèmes dus aux contraintes extérieures tout en améliorant la fiabilité. Le challenge aujourd'hui est de maîtriser ces techniques de dépôt de couches épaisses pour avoir une bonne reproductibilité et un bon contrôle des paramètres comme dans le cas des couches minces.

Divers études ont été menées au LAAS sur l'optimisation des dépôts du silicium polycristallin, les nitrures de silicium, les oxynitrures {15, 16, 17, 18}. Plus récemment une étude sur les dépôts et recuits du silicium polycristallin à basse température s'est montrée très intéressante pour la réalisation des microvalves en évitant les problèmes de contraintes et de tensions présentes dans les couches déposées {14}.

I-2-1-2 La photolithographie

La fabrication des circuits intégrés nécessite le dépôt ou la gravure dans des régions très spécifiques, régions obtenues par des procédés lithographiques, où le motif est d'abord défini sur une couche de laque photosensible ou resist. Ce resist est en général un polymère liquide photosensible étalé uniformément sur le substrat à l'aide d'une centrifugeuse ou tournette. Le transfert du motif se fait par gravure chimique (*humide*) ou par plasma (*sèche*). La figure I.9 montre le procédé avec des résines positives ou négatives. Ce procédé, appelé photolithographie, est le procédé clé de la microélectronique, car il est répété de 10 à 14 fois lors de la fabrication d'une microstructure complexe et il définit la taille ultime des éléments. Une microstructure est constituée de plusieurs couches, ayant chacune un motif spécifique, qui seront superposées selon une séquence déterminée.

Le procédé le plus courant d'insolation de la résine utilise l'Ultra Violet entre 360 à 410 nm, pour une résolution de l'ordre du micromètre et au-dessous, la résolution étant définie comme la largeur de trait minimal qui peut être transférée d'une manière répétitive et reproductible.

La figure I.9 montre le procédé de transfert d'un motif du masque sur la couche de résine photosensible. La diffraction de la lumière par un obstacle limite la dimension des éléments individuels à environ 1 μm . Mais les différentes techniques disponibles permettent d'aller bien au-dessous; par exemple la photolithographie à plus courte longueur d'onde (*deepUV*), la lithographie par des électrons, etc.

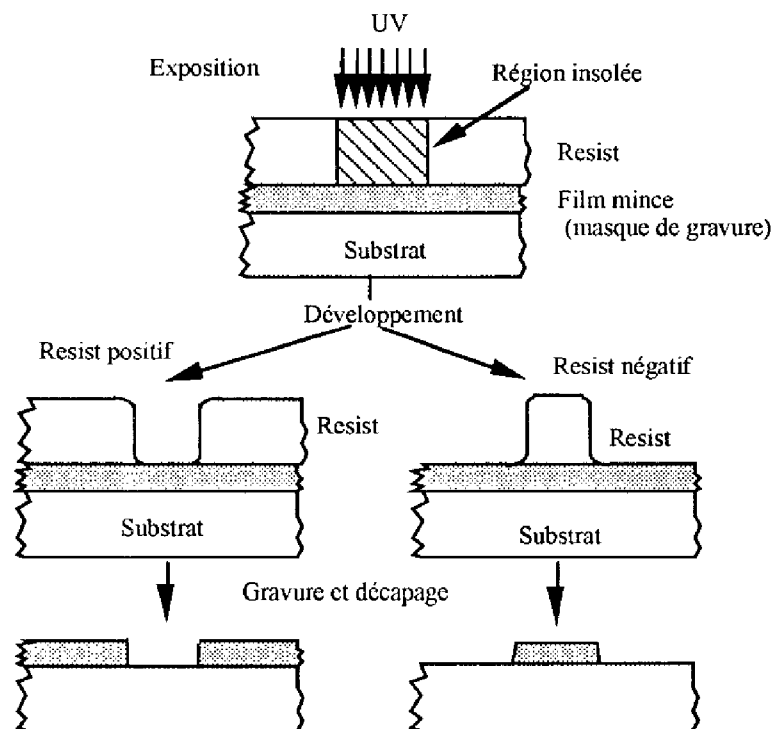


Figure I.9: Différentes étapes de la photogravure

I-2-1-3 Les procédés de gravure

Il existe différents types de gravures du silicium : on peut en dénombrer quelques uns tels que la gravure sèche ou ionique, la gravure chimique et la gravure laser. Toutes ces techniques ont le même but, c'est de pouvoir usiner ou graver le silicium à des précisions microniques. Nous n'aborderons dans ce paragraphe que les techniques de gravure sèche, sachant que les autres techniques vont être détaillées dans le cadre des technologies spécifiques aux microsystèmes.

Le principe de base de la gravure sèche est de créer un plasma contenant des ions dans une chambre à vide où se trouve l'échantillon à graver {19}. Cet échantillon est bien sûr recouvert d'un masque obtenu par photolithographie. Les ions viennent bombarder le substrat et arracher des atomes de silicium ou autre matériau. L'effet peut être purement mécanique (usinage ionique), mais dans ce cas il présente peu d'intérêt car la sélectivité et la vitesse sont peu élevées. Certains l'utilisent, associé à des masques mécaniques, pour affiner localement un substrat, mais à notre avis cette technique est obsolète. Plus avantageusement le plasma est réactif, les ions réagissant avec le silicium, on parle dans ce cas de gravure ionique réactive.

Le plasma peut être simplement créé entre deux électrodes, ou mieux par excitation micro-ondes, ce qui permet d'augmenter très largement la densité d'ions réactifs. La tendance à l'heure actuelle est aux plasmas micro-ondes qui permettent une vitesse et une sélectivité élevées. En effet, il est possible de gagner fortement sur la vitesse (5 à 15 microns par minute). Les gaz typiquement employés sont à base de fluor, de chlore, de brome, avec adjonction d'oxygène et d'argon. Ces gaz, dangereux, nécessitent des installations spéciales. La physique des plasmas est extrêmement compliquée et les règles de gravure dépendent de nombreux paramètres : composition des gaz, configuration du réacteur, géométrie du masque, matériau du masque, matériaux présents dans le réacteur, voire historique des expériences.

Si l'on désire usiner sur une profondeur de 10 à 20 microns, on utilise la gravure ionique réactive avec des composés chlorés ou bromés. On peut ainsi obtenir une anisotropie assez bonne, une sélectivité pouvant approcher 10 et une vitesse de l'ordre de quelques milliers d'angströms par minute. Cette phase de gravure est généralement suivie d'une gravure chimique permettant de dégager les motifs résultant de la gravure sèche en obtenant des formes bien spécifiques. La gravure plasma permet de détruire localement des plans $\langle 111 \rangle$ qui sont ensuite surgravés par attaque chimique.

I-2-2 Les nouvelles technologies mises au point pour la réalisation des microsystèmes

Le silicium est le matériau roi de la microélectronique. Il est aussi pour les microsystèmes un excellent matériau mécanique (voir tableau I.2). Il offre donc la possibilité d'une intégration monolithique complète, de l'ensemble des fonctions mécaniques et électroniques. La réalisation de structures à deux ou trois dimensions est possible par usinage chimique ou ionique, de même que la combinaison de différents composés du silicium, nitrure, silice, polysilicium, permet l'apport ou l'enlèvement sélectif et anisotrope de matière jusqu'à la construction finale de la structure. On peut donc utiliser le silicium pour réaliser des capteurs (pression, biologique, chimique, thermique,...), des actionneurs ou des systèmes plus complexes tels que des micropompes ou des microvalves.

Pour ces réalisations, de nouvelles opérations technologiques, complémentaires des opérations que nous venons de vous présenter sont en cours de mise au point. On peut citer, le dépôt de couches spécifiques, les micro-usinages du silicium (gravure volumique et de surface) et enfin le procédé LIGA. Nous allons décrire en détail ces procédés en insistant sur leurs compatibilités avec les techniques standards de conception de circuits intégrés.

Matériau	Charge de rupture (GPa)	Dureté Knoop (da N/mm ²)	Coefficient de dilatation thermique à Température constante (10 ⁻⁶ /°C)	Vitesse des ondes de barre 10 ⁻³ m/s
Silicium monocristallin	7	850	2	9
Oxyde SiO ₂ (amorphe)	8	800	0,5	5
Nitride Si ₃ N ₄ (cristal)	15	3500	0,8	11
Carbure SiC (cristal)	20	2500	3	15
Saphir	15	2100	5	11
Diamant	55	7000	1	17
Acier (haute résistance)	2	1500	12	5

Tableau I.2 : comparaison des paramètres mécaniques du Si et de ces dérivés avec l'acier.

1-2-2-1 Le dépôt de couches minces spécifiques aux microsystèmes

Il est évident que le silicium n'est pas le seul matériau sensible utilisable dans les microsystèmes. Toutefois, l'état de surface quasi parfait du silicium et les procédés de nettoyage connus permettent de concevoir des assemblages de matériaux divers sur substrat de silicium. Par exemple, avec les techniques d'épitaxies, il est possible de réaliser sur silicium des alliages SiGe ou bien des hétérostructures ou super-réseaux Si/SiGe pour des détecteurs infrarouge et des photodiodes {20}.

Une des particularités du silicium est qu'il est un bon récepteur pour les matériaux organiques, dont les propriétés sont déjà mises à profit pour la réalisation de capteurs (polymères piézoélectriques, films de Langmuir-Blodgett,..)

L'emploi des dérivés du silicium (nitrides, oxydes, oxynitrides) comme surface de greffage constitue évidemment un axe de recherche important, particulièrement pour les capteurs chimiques. Le dépôt de céramique sur substrat silicium offre certainement des perspectives intéressantes pour la réalisation de capteurs intelligents. Des capteurs à base de ZnO₂, TiO₂ ou ZrO₂ sont utilisés par exemple pour la détection de gaz comme l'oxygène, tandis que certaines électrocéramiques sont employées pour assurer, entre autres, des fonctions de transducteurs, de varistors etc.....

Ainsi, la réalisation de microsystèmes intégrés à base de structures hétérogènes, peut être envisagée pourvu que l'on soit en mesure de résoudre les problèmes d'interface et d'interconnexion des divers éléments.

Au LAAS, plusieurs projets ont été réalisés en utilisant principalement le dépôt de couches minces spécifiques aux microsystèmes. On peut en citer quelques uns :

- un détecteur infrarouge pyroélectrique P(VDF-TrFe) {21,22}
- un capteur de gaz (SnO₂) en collaboration avec la société Motorola {23}
- une alimentation intégrée en utilisant des couches ferromagnétiques Fe/Ni {24}

I-2-2-2 Les micro-usinages du silicium

Parmi les techniques utilisées pour l'usinage du silicium monocristallin, c'est la technique de gravure chimique qui s'est imposée comme la mieux adaptée à la réalisation des structures planaires et miniaturisées [25]. Elle est précise, rapide et peut être rendue compatible avec la présence de circuit VLSI sur la plaquette. L'attaque s'effectue successivement sur les deux faces de la plaquette de silicium. Les motifs de gravure sont réalisés par une couche mince de masquage préalablement déposée et gravée sur les faces de la plaquette: SiO_2 thermique le plus souvent, également Si_3N_4 ou un métal tel que l'or (Au). Le motif du masque est transféré par un procédé de photogravure: la résine photosensible, préalablement insolée, et localement fixée ou dissoute, délimite les zones gravées. Ce procédé d'usinage présente un caractère collectif dans la mesure où il permet de traiter simultanément des motifs identiques répétés sur les plaquettes, comme cela est pratiqué en microélectronique.

a - Les produits de gravures du silicium

Les produits d'attaque disponibles pour le silicium sont nombreux. L'attaque peut être isotrope ou anisotrope, dépendre ou non de la présence de dopants dans le silicium, et être plus ou moins sélective vis-à-vis du masque.

Les agents isotropes attaquent le cristal de silicium à la même vitesse dans toutes les directions et forment des cavités aux contours arrondis. Les agents anisotropes ont des directions d'attaque préférentielles liées au réseau cristallin et forment des cavités limitées par des faces planes (voir figure I.10). Le plan cristallin $\langle 111 \rangle$ a la plus grande densité, ce qui le caractérise par une cinétique d'attaque plus faible par rapport aux plans $\langle 110 \rangle$ et $\langle 100 \rangle$.

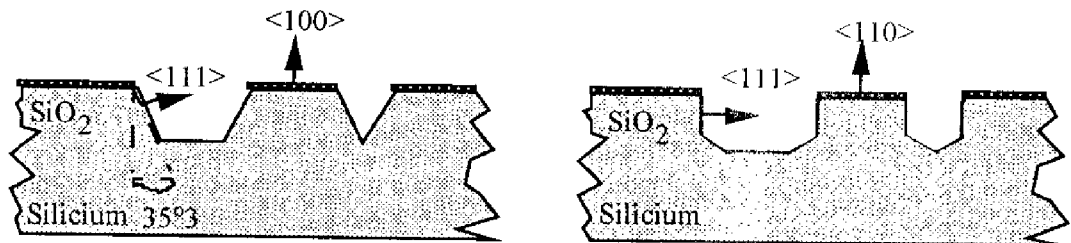


Fig 1: Gravure anisotrope

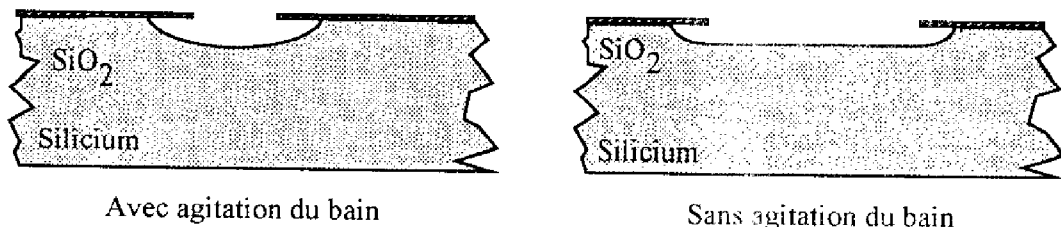


Fig 2: Gravure isotrope

Figure I.10 : Gravure chimique anisotrope et isotrope

Par le passé, trois compositions ont été particulièrement utilisées pour la gravure: éthylène diamine pyrocathécol (EDP), potasse (KOH) et eau, acide fluorhydrique (HF) et acide nitrique (HNO₃) dilué dans de l'acide acétique (CH₃COOH) (HNA). Le tableau I.3 donne un résumé des différents produits utilisés, les masques de gravures, la température et enfin leurs vitesses d'attaques du silicium.

Produit (Solvant)	Composition	Temp. (°C)	Vitesse d'attaque (µm/min)	Rapport vitesse <100>/<111>	Masque
HF, HNO ₃ (eau, CH ₃ COOH)	10 ml, 30 ml 80 ml	22	3-0,7	1	SiO ₂ (300A°/min)
	25 ml, 50 ml 25 ml	22	40	1	Si ₃ N ₄
	9 ml, 75 ml 30 ml	22	7	1	SiO ₂ (700A°/min)
Éthylène Diamine Pyrocathécol (eau)	750 ml 120 g 100 ml	115	0,75	35	SiO ₂ (2 A°/min) Si ₃ N ₄ (1 A°/min)
	750 ml 120 g 240 ml	115	0,25	35	Au, Cr, Ag, Cu
KOH (eau, alcool)	44 g 100 ml	85	1,4	400	SiO ₂ Si ₃ N ₄ (14 A°/min)
	50 g 100 ml	50	1	400	
TMAH (eau)	200g 300g	85	0,7		SiO ₂
NaOH (eau)	10 g 100 ml	65	1-0,25		SiO ₂ Si ₃ N ₄ (7 A°/min)

Tableau I.3 : récapitulatif des différentes solutions chimiques capable d'usiner le silicium {19}.

Le procédé chimique d'attaque ou gravure anisotrope, se conduit à température modérée (<100°C) avec des bases fortes en solution (KOH, NaOH, EDP). Pratiqué sur des cristaux de silicium de grande qualité cristalline, il permet la définition de formes limitées par des plans cristallins (voir figure 10), avec des vitesses d'attaque maîtrisées de l'ordre de quelques microns à la minute. Les matériaux de masquages, qui sont également attaqués par ces bases, mais plus lentement (de l'ordre de 100 fois moins vite), sont choisis en nature et épaisseur adaptées à la durée de la gravure du silicium en dessous.

Le produit EDP est très intéressant : l'attaque est anisotrope, très sélective vis-à-vis de nombreux matériaux, la vitesse d'attaque dépend de la concentration en dopant et devient très faible pour du silicium fortement dopé au bore. Il est malheureusement assez dangereux à utiliser, nécessitant l'emploi de hottes sous extraction et de dispositifs pour recycler les vapeurs.

Le KOH produit également une attaque fortement anisotrope, c'est sans doute le produit le plus facile à mettre en oeuvre d'un point de vue technique et d'environnement. La vitesse d'attaque dépend de la concentration en bore dans le silicium mais de façon moins abrupte que pour l'EDP. La sélectivité par rapport au SiO_2 défavorise l'usage de ce dernier pour de longs temps d'attaque (pour traverser un substrat de $500\mu\text{m}$ d'épaisseur en double face, il faut typiquement compter 5 heures), on utilise généralement dans ce cas un masque Si_3N_4 , ceci pour éviter les problèmes de sous attaque qui peuvent modifier les dimensions des motifs à graver. La présence de potassium dans le bain d'attaque peut entraîner des problèmes de dérive dans le fonctionnement électrique de circuits intégrés sur la structure mécanique, sans doute à cause de phénomènes de diffusion de charges. C'est pourquoi on utilise pour certaines applications une autre base, le tétraméthyl ammonium hydroxyde (TMAH), qui ne présente pas cet inconvénient. L'anisotropie est cependant moins bonne. La figure 12 nous montre la variation de la vitesse de gravure du silicium dans le plan $\langle 100 \rangle$ en fonction de la température et des différentes concentrations de KOH.

Le HNA produit une attaque isotrope. La vitesse d'attaque dépend des proportions des trois composants, de la concentration en dopant, de l'agitation et de la température du bain (voir la figure I.11). Le problème est qu'il attaque le SiO_2 et même le Si_3N_4 pour des temps très longs, ce qui fait qu'il semble peu recommandé pour graver des motifs très profonds. Nous nous en servons généralement pour arrondir des angles dans des cavités et pour obtenir des formes particulières en alternant des attaques isotropes et anisotropes.

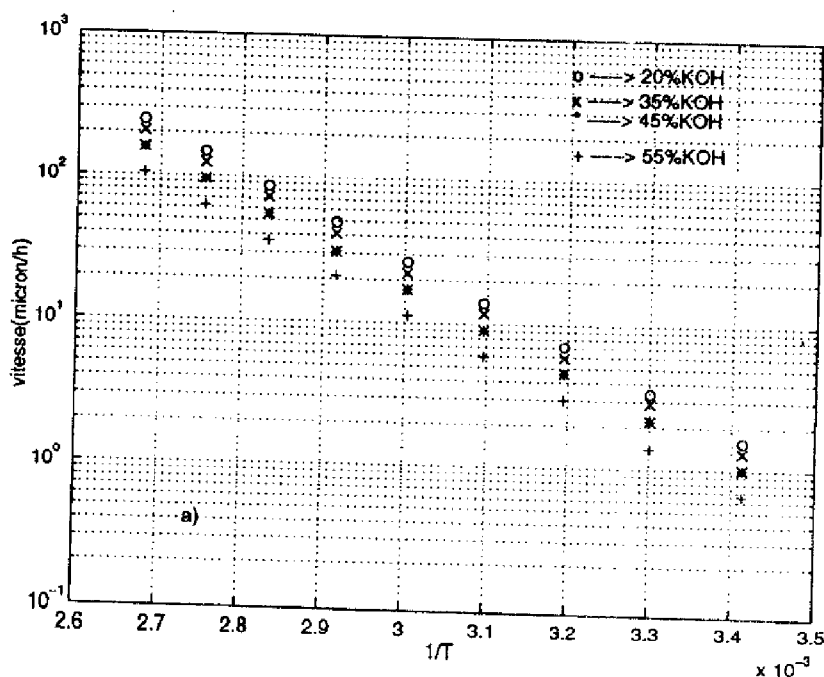


Figure I.11 : vitesse de gravure du silicium $\langle 100 \rangle$ en fonction de la température pour différentes concentrations en KOH {26}.

b - Les moyens de contrôle de la gravure

Le problème de contrôle de la gravure est très important pour la réalisation de microstructures. En effet, la connaissance exacte des épaisseurs de membranes, par exemple, est très importante car elle détermine leurs comportements thermique et mécanique. Plusieurs techniques de contrôle de gravure ont été développées tel que le dopage en bore ou la gravure électrochimique.

Si l'on désire usiner des membranes dans une plaquette de silicium, la façon la plus simple est de procéder à une attaque par la face arrière sur un substrat poli double face et de contrôler l'épaisseur de la membrane (ou la profondeur gravée) par le temps d'attaque. Cette méthode présente de nombreux inconvénients : non uniformité de la vitesse d'attaque sur toute la surface de la plaquette, rugosité du fond de gravure, évolution de la vitesse d'attaque dans le temps et avec la taille des motifs,.... Une solution consiste à implanter une couche d'arrêt sur la face avant et d'opérer en face arrière. Le silicium est dissout jusqu'à la couche d'arrêt, tout en protégeant la face avant par un masque adapté. Cette couche d'arrêt est souvent un dopage in situ au bore car la vitesse d'attaque du silicium varie en fonction de son dopage jusqu'à pouvoir être pratiquement annulée par un très fort dopage P+ de bore (supérieur à 10^{19} atomes/cm³). Les figures I.12 et I.13 montrent la variation de la vitesse de gravure en fonction de la concentration des dopants.

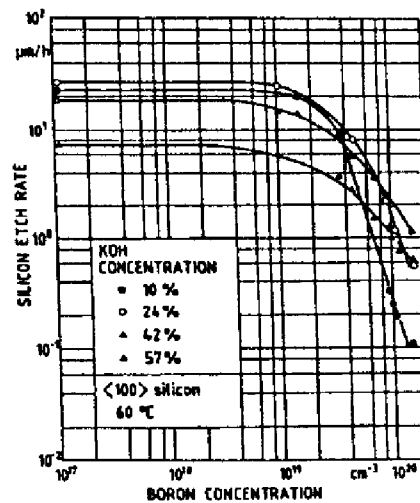


Figure I.12 : vitesse de gravure du Si<100> en fonction de la concentration en bore pour différentes concentrations en KOH à une température de 60°C {27}.

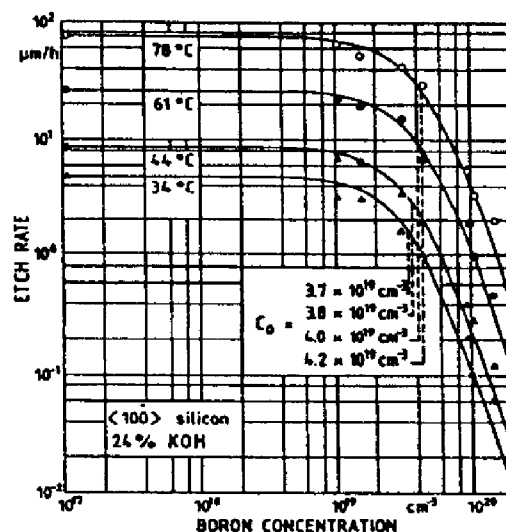


Figure I.13 : vitesse de gravure du Si<100> en fonction de la concentration en bore pour différentes températures avec une solution KOH 24% H₂O {27}.

La gravure électrochimique (GEC) offre une alternative intéressante. Le principe est décrit dans la figure I.14. Un contact électrique est pris sur le substrat en face avant (les contacts et les amenées étant protégés de la solution d'attaque), et le substrat est totalement immergé dans une solution d'attaque tandis qu'un courant constant circule entre le silicium polarisé et une électrode en platine.

Une jonction p-n est fabriquée par épitaxie d'une couche n sur substrat p, le silicium n est polarisé positivement directement et le substrat est polarisé au travers de la solution d'attaque par la contre-électrode en platine. Au départ la jonction est en inverse, le silicium p est en circuit ouvert et la gravure a lieu. Quand tout le silicium p est gravé, la diode est détruite, le silicium n se retrouve au contact de la source d'attaque mais se passive à cause de la tension positive appliquée, et la gravure est stoppée.

L'avantage d'une telle technique est de permettre l'obtention de membranes en silicium faiblement dopées, donc exemptes de contraintes (contrairement à ce qui se passe lorsque l'on implante fortement avec des ions de bore pour obtenir des couches p⁺), utilisables pour y réaliser des composants électroniques tout en possédant de bonnes propriétés mécaniques.

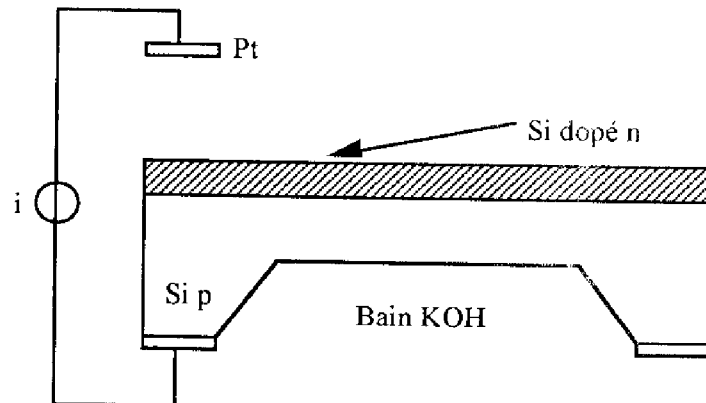


Figure I.14 : Gravure électrochimique

Signalons au passage que la gravure électrochimique peut être utilisée avec de très faibles courants et dans des solutions déficientes en ions OH⁻ (comme de l'acide fluorhydrique dilué) pour créer du silicium poreux, c'est à dire du silicium monocristallin parcouru par un réseau très fin de tunnels. Ce matériau pourrait avoir des applications intéressantes.

Toutes les techniques citées précédemment concernent la gravure dite de volume (bulk micromachining) mais il existe une autre technique, utilisée spécialement pour la réalisation des microsystèmes. Il s'agit de la gravure dite de surface (surface micromachining) qui permet de réaliser des structures mobiles comme les accéléromètres {28}, les micropinces {29}, les miroirs {30}. C'est un procédé important car il est compatible avec les procédés VLSI de la microélectronique et permet d'obtenir des structures monolithiques complètes : capteurs, traitement du signal, actionneur.

Ce procédé, dit aussi technique des couches sacrificielle, consiste à déposer successivement des couches minces tels que le SiO₂ et le silicium polycristallin. Le procédé de base du micro-usinage de surface est illustré sur le figure I.15 : après dépôt et gravure du SiO₂ (a) on dépose du silicium polycristallin qui va épouser le motif déjà gravé auparavant (b). Pour libérer la poutre, il suffit de

trempé la structure dans un bain à base de HF, qui va attaquer le dioxyde en dessous de la poutre et permettre d'avoir une structure suspendue.

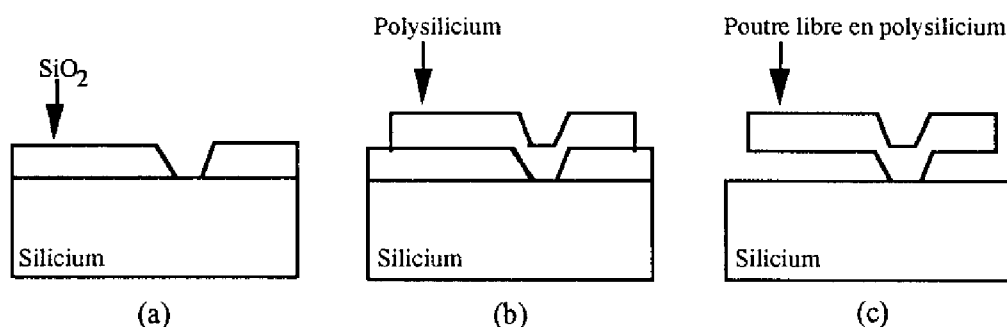


Figure I.15 : Procédé de réalisation d'une poutre mobile grâce au micro-usinage de surface.

Les techniques de micro-usinage de volume et de surface restent des techniques spécifiques aux microsystèmes, mais aussi compatibles avec les technologies VLSI. En effet, on peut très bien combiner lors du procédé de réalisation des circuits intégrés et des étapes de micro-usinages. Ces étapes sont faites soit avant, pendant ou après le process VLSI (Post-Processing). Ainsi, plusieurs fonderies (MOSIS au USA et le CMP à Grenoble) proposent la réalisation de microsystèmes (poutres, résistances suspendues, ponts) avec des circuits VLSI [31]. La gravure anisotropique est souvent effectuée grâce à l'EDP ou le TMAH qui préservent les contacts électriques en Aluminium.

I-2-2-3 Le procédé LIGA

De nouvelles perspectives sont apportées par le procédé **LIGA** {5} (**L**ithographie **G**alvanof**o**rmung **A**bformung), développé par le Centre d'Études Nucléaire de Karlsruhe en Allemagne, et présenté comme un concurrent sérieux des technologies du silicium par ses inventeurs. Il permet de microformer des matériaux très divers et d'obtenir des microstructures tridimensionnelles présentant des dimensions bien contrastées (quelques centaines de microns d'épaisseur pour quelques microns de largeur). Le principe de base repose sur une lithographie profonde aux rayons X appliquée à des couches sensibles de fortes épaisseurs, suivie d'une croissance anodique (galvanoplastie), qui permet d'obtenir un moule métallique durable à partir duquel des microstructures en matériaux divers pourront être formées.

L'avantage de pouvoir traiter des couches actives plus épaisses, que celles des technologies planaires, permet d'envisager l'amélioration des performances des micromoteurs électrostatiques (diamètre d'une centaine de microns) pour lesquels le couple est proportionnel à l'épaisseur des branches.

Pour aboutir à des structures mobiles par rapport au substrat, les chercheurs ont enrichi le procédé d'une méthode de "couche sacrifiée" et baptisé le nouveau procédé **SLIGA** (**S**acrificiel **LIGA**). Toutefois, LIGA, qui n'est pas un procédé de micro-usinage, ne permet pas de travailler sur des matériaux semi-conducteurs et les structures obtenues sont limitées à des fonctions optiques ou mécaniques.

Le procédé LIGA présente l'inconvénient de recourir à des rayons X pour la lithographie et de nécessiter un synchrotron, équipement nécessitant des investissements très lourds. Cependant, seule la réalisation des masques est coûteuse et les techniques pourront, à partir de moules qu'elles auront fait faire, effectuer en interne les opérations classiques de galvanoplastie et de moulage. Pour

s'affranchir de l'inconvénient que constitue l'utilisation d'une source RX durs, de nombreuses études portent, actuellement, sur la réalisation de motifs par U.V. profonds {4} grâce aux dépôts multicouches de résines photosensibles. Cependant avec ces techniques, on ne peut atteindre des épaisseurs de l'ordre de la centaine de μm .

Le LIGA est développé actuellement en Allemagne et aux États-Unis principalement. Les japonais commencent à s'y intéresser, mais trouvent le procédé cher et sont peu équipés en sources de RX durs (dont les longueurs d'ondes sont entre 0,2 et 0,3 nm). Le LURE, en France, maîtrise les technologies de base.

I-3 État de l'art en matière de microvalves et de micropompes

Avant d'aborder les microvalves et micropompes, faisons rapidement l'inventaire de ce qui est disponible sur le marché concernant les dispositifs microniques. Les microcapteurs ont, en effet, initiés les premières techniques de micro-usinages et de dépôt de couches spécifiques. La gamme des capteurs microniques déjà en service est, relativement étendue. Il s'agit essentiellement de capteurs de pression, de température, d'accélération, de vibration, de champ magnétique, de déplacement et de détection de produits chimiques tel que le CO_2 . En particulier les capteurs de pression et d'accélération qui utilisent le principe de la déformation d'une membrane mesurée par une sonde piézo-électrique.

Le domaine du médical et du génie chimique a énormément contribué au développement d'une partie de ces capteurs, notamment les capteurs chimiques qui permettent de mesurer le taux d'oxygène dans le sang ainsi que les capteurs de Ph qui peuvent ainsi mesurer dans n'importe quel milieu le degré d'acidité. Mais tout ceci est insuffisant, car la demande est de plus en plus grande concernant les systèmes compacts incluant à la fois des capteurs et actionneurs. Ces systèmes doivent être capables de faire des prélèvements de liquide in-situ et pouvoir réagir de façon autonome sans l'aide d'une assistance étrangère.

Tout ceci nécessite la maîtrise d'un domaine jusque là inconnu, c'est le domaine de la microfluidique. En effet pour pouvoir contrôler la circulation de quelques microlitres dans de très petites canalisations, il faut concevoir des micropompes pour faire véhiculer un fluide entre une entrée et une sortie, et des microvalves pour pouvoir réguler le débit de ce fluide.

Ainsi la fonction qui consiste à effectuer des prélèvements ou des injections est une fonction très intéressante à étudier. L'importance peut être illustrée par deux exemples:

- l'exemple des μTAS (Micro Total Analyzing Systems) où le rôle des micropompes et des microvalves est de prélever des échantillons de gaz ou de liquide. Ces derniers peuvent être le sujet de nombreuses mesures et analyses simultanées.
- l'exemple de l'administration de médicament où il s'agit de prélever une dose de médicament et de l'injecter in vivo en fonction de la mesure et du besoin, tel est le cas pour traiter le diabète avec de l'insuline.

Les micropompes et les microvalves ont des fonctions différentes concernant le mode de fonctionnement, mais ont des technologies de réalisation très proches. On peut même dans certains cas réaliser simultanément le corps de la pompe et les microvalves sur un même substrat.

Nous détaillerons dans ce paragraphe les divers microvalves et micropompes et nous préciserons pour chaque cas le degré de difficulté au niveau de la réalisation technologique.

I-3-1 Les microvalves

En technologie classique, une valve est assemblée avec des pièces en recouvrant soit un métal (acier), soit un plastique. Elle peut être passive : c'est le fluide en circulation qui l'ouvre et la pression inverse qui la ferme. Elle peut être aussi active, dans ce cas elle est actionnée le plus souvent par un électro-aimant.

En technologie microsystème, on veut fabriquer par des procédés collectifs des objets de dimensions très réduites. On peut toujours être passif ou actif, tout dépend des performances requises à la microvalve. En effet, comme on le verra plus tard les valves passives ne produisent qu'un faible déplacement et en l'occurrence un faible débit (voir figure I.21).

I-3-1-1 Les microvalves actives

a- Microvalve piézoélectrique

Cette valve utilise un actionneur piézoélectrique pour faire bouger un diaphragme. L'actionneur est souvent constitué par des plaques de céramiques piézoélectriques et des électrodes. Pour avoir un bon déplacement de l'actionneur, il faut empiler plusieurs plaques et alimenter avec une tension relativement élevée, par exemple : on peut obtenir une pression de 350 Kg/cm^2 avec une tension de 150V en empilant 64 plaques fines de céramique de dimension $1,4 \times 3 \times 9 \text{ mm}^3$ {32} (voir figure I.16).

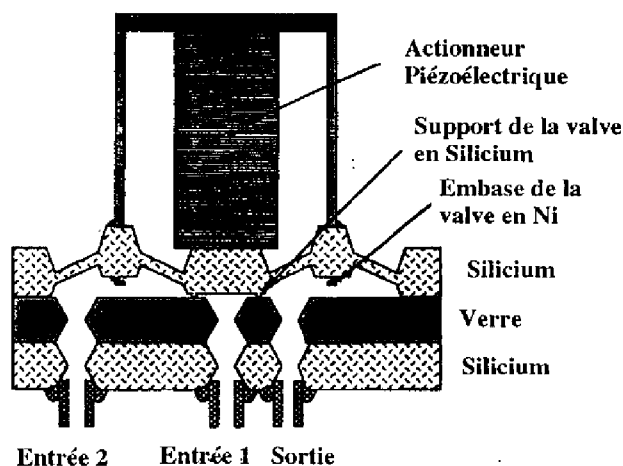


Figure I.16 : Vue en coupe de la microvalve piézoélectrique d'après Esashi {32}

On remarque ici que la réalisation de cette valve nécessite l'utilisation de deux substrats de silicium micro-usiné et d'un substrat de verre soudé par le procédé de collage verre-silicium. L'actionneur constitue la pièce maîtresse de la valve, il occupe ainsi le plus grand volume de la valve.

Cette microvalve est intégrée dans un système d'analyse chimique pour une application médicale, associée bien sûr à un module multicapteur {33}.

b- Microvalve électrostatique

La microvalve électrostatique est constituée d'une plate forme mobile réalisée grâce à un micro-usinage de surface et une électrode de référence (voir figure I.17). On exerce une force électrostatique entre les deux électrodes afin de bouger la plate-forme, on peut ainsi fermer ou ouvrir l'orifice

d'entrée de la valve. La force générée par cette valve est très faible quand la distance entre les deux électrodes est grande, mais on peut aussi se servir de la pression du fluide à l'entrée de la valve pour faire bouger la plate forme quand une très grande pression est demandée.

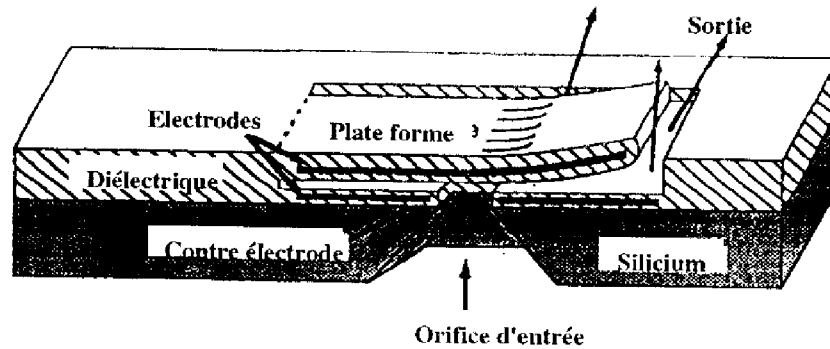


Figure I.17 : Vue en coupe de la microvalve électrostatique d'après Ohnstein {34}

Cette valve a été conçue et réalisée au départ pour un modulateur de flux de gaz {34}, d'où l'importance d'avoir une bonne étanchéité.

On remarque que cette valve est constituée de deux substrats, le premier est un substrat de silicium micro-usiné pour réaliser l'orifice d'entrée, le second est un matériau diélectrique très délicat à manipuler et à usiner.

c- Microvalve thermopneumatique

La microvalve thermopneumatique est constituée par une chambre de pression fermée remplie par un liquide (voir figure I.18) et une résistance chauffante déposée sur un substrat de verre. En chauffant le liquide et en utilisant la phase liquide-gaz du chlorure de méthyle on arrive à augmenter la pression dans la chambre, ainsi une augmentation de $0,7 \text{ Kg/cm}^2$ en 5 msec est observée en appliquant 200mW d'énergie {35}. La chambre peut être aussi chauffée optiquement à travers le substrat de verre. Plusieurs paramètres peuvent entrer en jeu pour bien contrôler le comportement dynamique de la valve telles que les dimensions de la chambre, la température d'ébullition du liquide, la quantité de molécules à la fois liquides et gazeuses. Ainsi on a pu obtenir une ouverture et fermeture normale de valve pour les liquides à une pression de 208 Kg/cm^2 et pour l'azote gazeux à une pression de $7,1 \text{ Kg/cm}^2$ et un flux de 15 l/min.

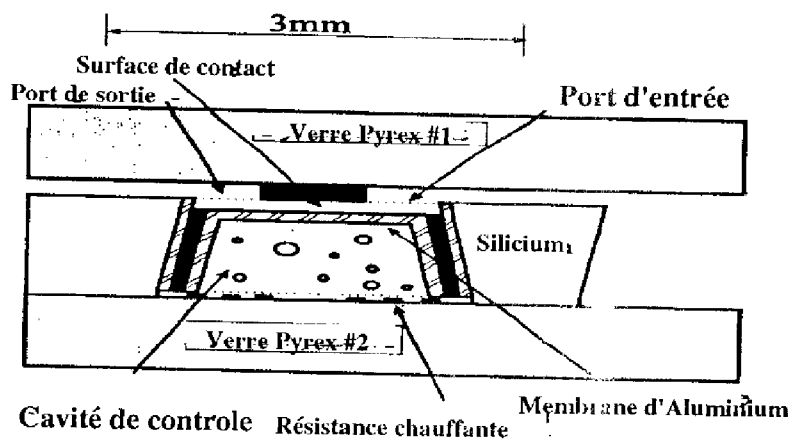


Figure I.18 : Vue en coupe de la microvalve thermopneumatique d'après Zdeblick {35}

e- Microvalve Bimétallique

Cette valve est constituée par un actionneur bimétallique composé d'un diaphragme circulaire en silicium avec des résistances diffusées et une métallisation aluminium {36}. Cet actionneur fait bouger un bras qui ouvre et ferme l'orifice d'entrée de la valve (voir figure I.19). Ainsi, elle peut contrôler un flux de gaz de 0 à 90ml/min avec une pression d'entrée de 21Kgf/cm².

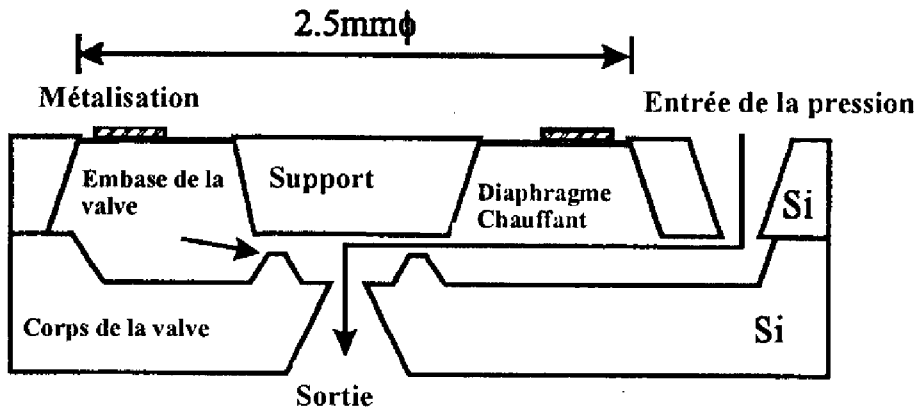


Figure I.19 : Vue en coupe de la microvalve bimétallique d'après Jerman {36}

d- Microvalve électromagnétique

L'actionneur électromagnétique est composé d'une masse magnétique suspendue par des bras et d'une bobine solénoïdale externe, la pression électromagnétique générée est donnée par la relation suivante:

$$P_{em} = \frac{M_m}{A} \int \frac{\partial}{\partial x} H_x dx$$

A , M_m et H_x sont respectivement la surface, la magnétisation de la masse et la composante verticale du champ magnétique produit par la bobine externe {37}.

La valve électromagnétique est constituée d'un orifice d'entrée de gaz avec une contre électrode, une membrane mobile couverte par un métal conducteur et de deux aimants permanents (voir figure I.20). Un courant appliqué à la membrane provoque l'ouverture ou la fermeture de l'orifice selon la force de Lorentz. Une tension électrostatique peut être appliquée entre la membrane et la contre électrode pour garder la valve ouverte avec une faible consommation d'énergie. Ainsi, on a un flux de 3 ml/min avec 0,16 Kgf/cm² de pression et un temps de réponse inférieur à 0,4 msec.

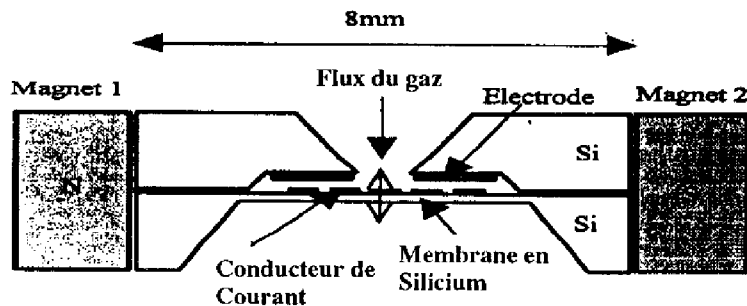


Figure I.20 : Vue en coupe de la microvalve électromagnétique d'après Bosch {37}

f- Tableau comparatif des microvalves actives actuellement réalisées

Microvalves	Dimensions	Flux (débit)	Force développée	Références
Electrostatique	3,6mm x 3,6mm	150ml/min		{34}
Thermopneumatique	3 mm x 3 mm	60ml/min	7,1 Kgf/cm ²	{35}
Electromagnétique	3 mm x 8 mm	3ml/min	0,16 Kgf/cm ²	{37}
Bimétallique	2,5mm ø	300ml/min	21 Kgf/cm ²	{36}
Piézoélectrique	24 x 12 x 5 mm ³	9ml/min	350 Kgf/cm ²	{32}

1-3-1-2 Les microvalves passives

Les microvalves passives ou sans actionneur sont principalement utilisées à l'entrée et à la sortie des micropompes. Elles ont l'avantage d'avoir une conception relativement facile et ne nécessitent pas un apport supplémentaire d'énergie.

Par contre le temps de réponse est un paramètre très important pour les microvalves passives, il représente le temps de transition entre l'ouverture - fermeture de la valve et inversement. Différentes structures ont été développées comme le montre la figure I.21 :

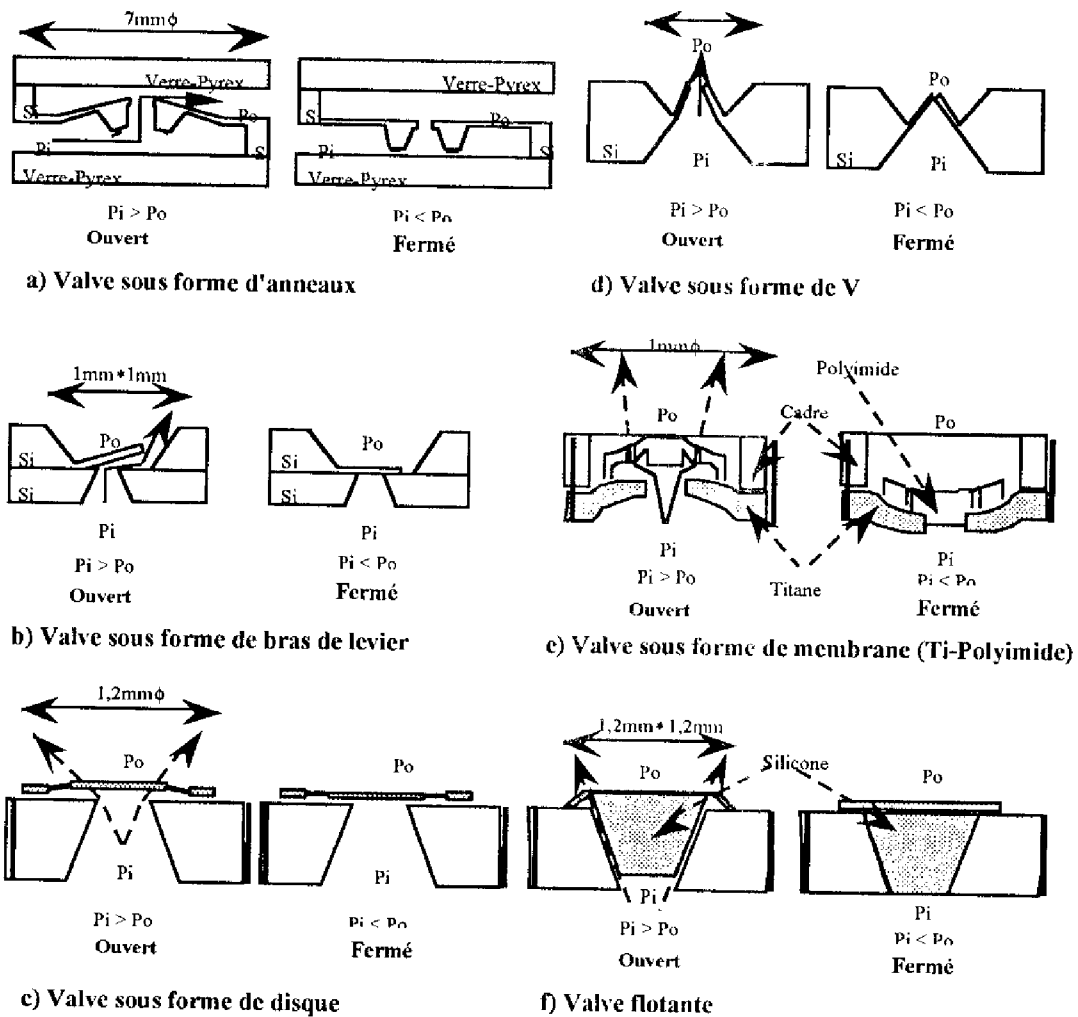


Figure I.21 : Schéma des différentes microvalves passives

Tableau comparatif des microvalves passives:

Microvalves	Dimensions	Fuite inverse	Flux (+)/Flux (-)	Références
(a)	7mm ϕ			{38}
(b)	1 mm x 1 mm	1 μ l/min	5.10 ³	{39}
(c)	1,2 mm ϕ	5 μ l/min	200	{40}
(d)	80 μ m x 100 μ m		6.10 ²	{41}
(e)	1 mm ϕ	360 μ l/min	2,6.10 ³	{42}
(f)	1,2mm x 1,2mm	0,26 μ l/min	2,1.10 ⁴	{43}

On remarque qu'on peut trouver une large gamme de microvalves passives, il suffit de se fixer un débit correspondant à l'application requise avec une raisonnable fuite inverse.

I-3-2 Les micropompes

Une micropompe est un système capable d'acheminer un fluide, liquide ou gazeux entre une entrée et une sortie à travers des canalisations de très faibles dimensions. Les micropompes sont obligatoirement actionnées par une commande contrairement aux microvalves. On peut trouver différents types d'actionneurs capables de commander une micropompe, par exemple : l'actionneur piézoélectrique, électrostatique, thermopneumatique,.....

Nous allons décrire dans ce paragraphe les différentes micropompes qu'on peut trouver dans la littérature, nous soulignerons au passage les éventuelles difficultés pour la réalisation ainsi que leurs compatibilités avec les techniques de conception des circuits intégrés.

I-3-2-1 Micropompe piézoélectrique

L'actionneur piézoélectrique est constitué d'une membrane recevant un matériau piézoélectrique sous forme de disque associé à un substrat de silicium gravé pour réaliser des microvalves fixant l'entrée et la sortie du fluide. Les deux parties sont scellées afin de former une cavité sous l'actionneur. L'application d'un courant électrique sur le disque piézoélectrique provoque une déflexion de la membrane. Le volume dans la chambre diminue et le liquide est forcé à ouvrir la valve de sortie tout en fermant la valve d'entrée. Une fois que l'alimentation est arrêtée, le substrat revient à sa position initiale en ouvrant la valve d'entrée et en fermant la valve de sortie. Les figures I.22 et I.23 montrent deux exemples de micropompe piézo-électrique.

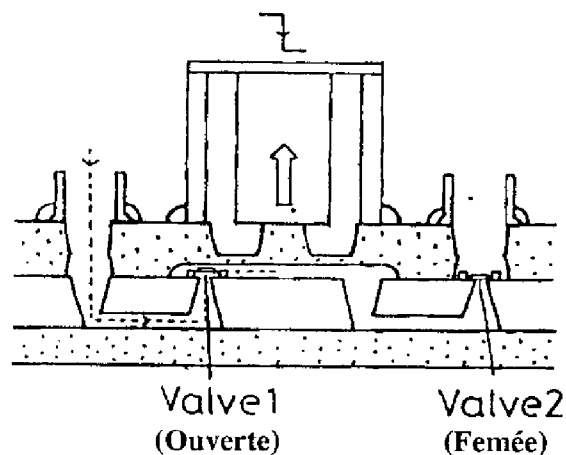


Figure I.22 : vue en coupe d'une micropompe piézo-électrique d'après Shoji{44}

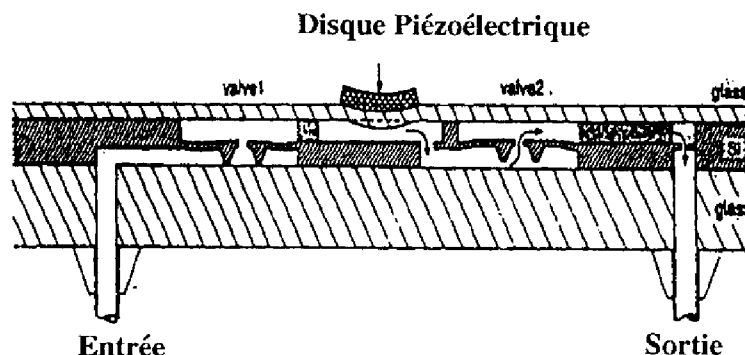


Figure I.23 : vue en coupe d'une micropompe piézoélectrique d'après Van Lintel {38}

I-3-2-2 Micropompe électrostatique

L'actionneur électrostatique est composé de deux électrodes, une fixe et l'autre mobile. En appliquant une tension électrostatique entre les deux électrodes on crée une déformation de l'électrode mobile. La pression générée électrostatiquement peut être calculer par la relation:

$$P_{el} = \frac{1}{2} \epsilon_0 \left(\frac{V}{d_o + \epsilon_{ox} d_{ox}} \right)^2$$

d_o , d_{ox} et V sont respectivement, la distance entre les électrodes, l'épaisseur isolante du SiO_2 et la tension appliquée {45}. On remarque que la force générée par l'actionneur est inversement proportionnelle à la distance d_o ce qui entraîne des contraintes de conception si on veut des grandes pressions électrostatiques.

Une micropompe électrostatique utilise cet actionneur comme moyen de commande pour faire circuler un fluide dans une canalisation. Elle est constituée par : une électrode, une contre électrode, deux microvalves passives type (b), deux capillaires d'entrée et de sortie du fluide. Lorsqu'on applique une tension entre 150V à 200V, la membrane est attirée par la contre électrode à cause des forces électrostatiques mises en jeu. Cette déflexion permet la circulation du fluide à travers la valve d'entrée vers la chambre des électrodes (voir figure I.24). Une fois l'alimentation arrêtée, la membrane retrouve sa position initiale en poussant le fluide vers la valve de sortie.

On peut aussi avoir un fonctionnement inverse de la pompe si la fréquence de l'actionneur est supérieur à 1000 Hz. Ainsi on a observé un flux de 1 à 800 μ l/min pour une fréquence de 1 à 1000Hz en mode direct et un flux de 1 à 300 μ l avec une fréquence de 2 à 6 KHz.

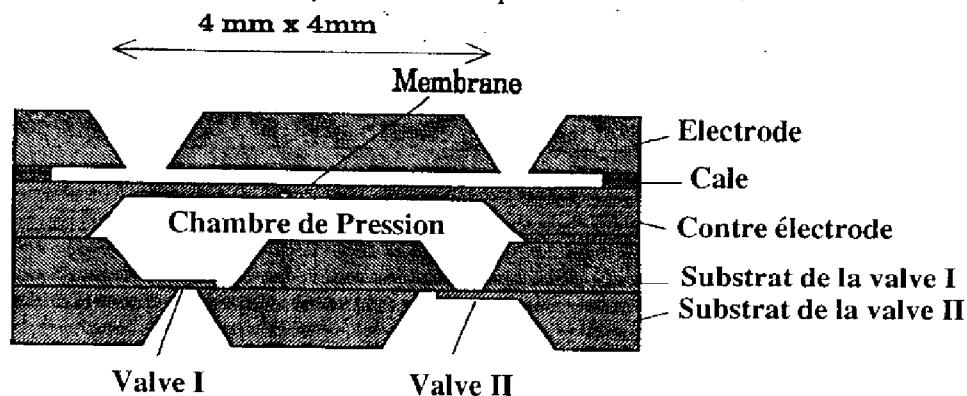


Figure I.24 : vue en coupe d'une micropompe électrostatique d'après Zengerle {45}.

I-3-2-3 Micropompe thermopneumatique

L'actionneur thermopneumatique est constitué d'une cavité d'air fermée, d'une membrane et d'une résistance chauffante. Le principe consiste à chauffer l'air par une dissipation électrique dans la résistance incorporée dans la cavité, l'augmentation de la température implique une élévation de pression calculée par la relation:

$$P_p = P_o \exp\left(\frac{-L_o}{RT}\right)$$

P_o , L_o , R et T sont respectivement, la pression initiale, la chaleur latente de vaporisation, la constante des gaz parfait et la température {46}. le temps de réponse de l'actionneur dépend de la capacité thermique et de la puissance injectée à la résistance. Le temps de relaxation dépend lui de l'échange calorifique avec le milieu extérieur.

La pompe thermopneumatique utilise cet actionneur pour faire circuler un fluide à travers des canalisations (voir figure I.25) ; des valves de type (a) sont utilisées pour contrôler le flux entre l'entrée et la sortie de la pompe. La fréquence de fonctionnement du système est de 5Hz pour un débit de 50 μ l/min.

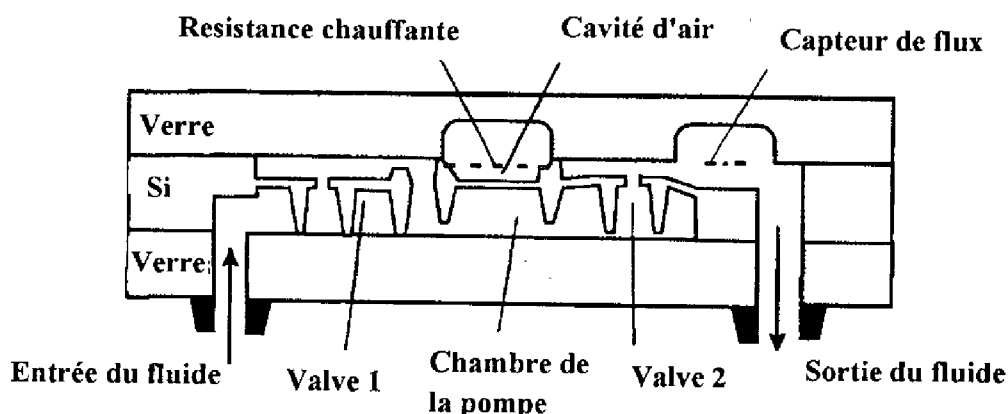


Figure I.25 : vue en coupe d'une micropompe thermopneumatique d'après Lammerink {46}

I-3-2-4 Micropompe pneumatique

Cette pompe est commandée par un actionneur pneumatique externe (générateur de pression). Elle est fabriquée par le procédé LIGA, elle comporte une structure en or avec un diaphragme en Titane comme le montre la figure I.26. Les valves sont constituées de deux membranes, une en Titane et l'autre en polyimide. Un flux maximum de 80 μ l/min a été obtenu avec une pression de 0,4 mH₂O à une fréquence de 5Hz.

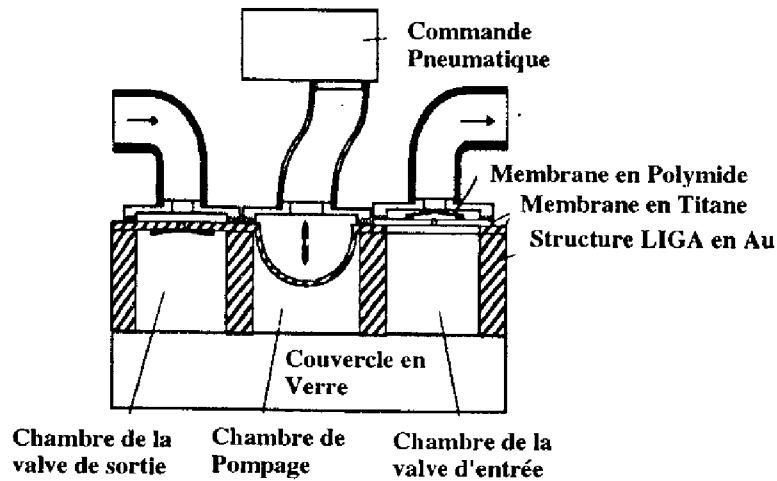


Figure I.26 : vue en coupe d'une micropompe pneumatique d'après Rapp {47}

I-3-2-5 Micropompe bimétallique

Une pompe bimétallique est constituée par une membrane faite par un matériau bimétallique sur laquelle on a déposé une résistance chauffante circulaire. En faisant varier la tension au bord de la résistance, on provoque un changement de la température au niveau du matériau bimétallique et on peut ainsi contrôler le déplacement de la membrane. La pression générée est proportionnelle à la différence des coefficients d'expansion thermique des deux matériaux et de la différence de température ΔT {48}:

$$P_{bm} \propto (\gamma_a - \gamma_b)\Delta T$$

On peut avoir une grande force générée et un déplacement raisonnable de la membrane si on fait un bon choix des matériaux, le temps de relaxation est aussi un facteur important pour le temps de réponse de l'actionneur.

I-3-2-6 Micropompe électrohydrodynamique

La pompe électrohydrodynamique ne peut fonctionner qu'avec une certaine catégorie de liquides. En effet, il faut avoir des liquides diélectriques et à faible conductivité comme les solutions organiques pour avoir un bon rendement de la pompe. Le mouvement du liquide se fait grâce à des forces de coulomb exercées entre deux électrodes (voir figure I.27). Ce phénomène peut être contrôlé par des réactions électrochimiques à l'interface électrode-liquide qui dépendent de la nature et des dimensions des électrodes. Ainsi le flux maximum qu'on peut atteindre est de 12ml/min avec une pression de sortie de 0,24mH₂O et une tension de 700V. La figure I.28 montre une autre configuration de micropompe électrohydrodynamique fonctionnant suivant le même principe.

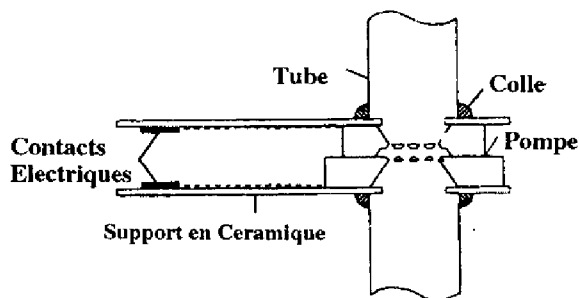


Figure I.27 : vue en coupe d'une micropompe électrohydrodynamique d'après Richter {49}

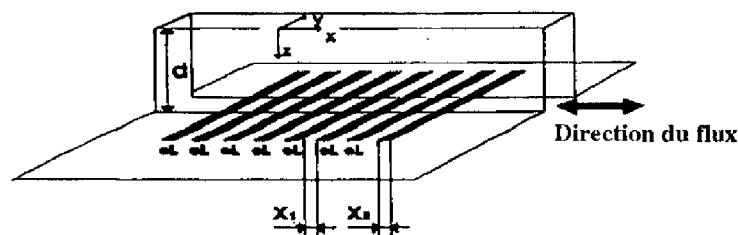


Figure I.28 : vue en coupe d'une micropompe électrohydrodynamique d'après Fuhr {50}

I-3-2-7 Caractéristiques des différentes micropompes

Micropompes	Dimensions	Tension/Fréquence	Débit	Références
Electrostatique	7 x 7 x 2 mm ³	150V/1 a 6KHz	1 a 800µl/min	{45}
Thermopneumatique	10 x 10 x 3 mm ³	6V / 5Hz	50µl/min	{46}
Pneumatique	6 x 6 x 2 mm ³	5Hz	80µl/min	{47}
Electrohydrodynamique	4 x 4 x 1 mm ³	40-700V	12 ml/min	{48}
piézoélectrique	10 x 10 x 10 mm ³	100V-40Hz	40µl/min	{44}

I-4 Les chambres de mesures multicapteur

La découverte des IsFET en 1972 avait suscité un grand intérêt pour la mesure du pH. Des réalisations commerciales sont actuellement disponibles qui n'ont pas encore modifié les habitudes du marché axé sur les électrodes de verre. Ces dispositifs nouveaux ont encore fait preuve sur le terrain en terme de stabilité et de reproductibilité des mesures. Le principe utilisé est relativement ouvert à la mesure d'autres espèces que l'ion H⁺.

Toutes interactions avec une espèce chimique susceptible de modifier l'état électrique de la surface du silicium est exploitable pour la réalisation d'un capteur intégrable sur silicium (HEMFET). Des réalisations intéressantes ont été aussi proposées pour la mesure des gaz notamment de la vapeur d'eau et des composés hydrogénés. Ces capteurs utilisent la variation de résistivité de semi-conducteurs (SnO₂) ou la catalyse{51} doivent être chauffés à quelques centaines de °C. Le conditionnement de ces capteurs sous forme de couches minces permet de diminuer la consommation énergétique tout en diminuant les temps de réponse et les coûts.

Une autre filière possible peut être envisagée : celle de l'intégration de capteurs électrochimiques {52} (cellule de Clarke ou cellule de Hersch). Les électrodes sont réalisées par des voies classiques de déposition de couches minces sur silicium. Celui-ci est micro-usiné de manière à réaliser une réserve électrolytique qui sera séparée du milieu de mesure par une membrane. Plusieurs réalisations sont déjà opérationnelles en utilisant comme membranes des couches de polymères. Des couches de silicium poreux ont été expérimentées.

On ne peut pas terminer cette analyse de tout ce qui existe en matière de microvalves et micropompes, sans évoquer la question complémentaire des réservoirs et des chambres de mesures d'autant que les préoccupations en ce domaine nous serviront à spécifier notre projet de réalisation :

- le réservoir est, par définition, un volume qui contient une solution spécifique active ou de rinçage. En général, il n'est pas possible d'envisager son intégration sur silicium à cause de son volume encombrant. Il faut donc le raccorder par une conduite fluidique. Les questions qui se posent sont des questions de compatibilités avec l'environnement, d'étanchéité, d'aptitude à être vidé : peu de choses ont été publiées sur le sujet.
- la chambre de mesure est, par définition, une zone du microsysteme où l'on dispose de capteurs et où circule -de manière contrôlée- le fluide à caractériser. Cette chambre sera réalisée grâce aux techniques de micro-usinages. Quelques exemples ont été publiés {53,54,55}. Dans cette approche, on privilégie le concept des chambres multicapteur. Cela a deux avantages :
 - on n'utilise qu'un prélèvement pour différentes mesures,
 - on peut utiliser un traitement multisensoriel et avoir des performances supérieures : pression, sélectivité, fiabilité.

I-5 Spécification et conception d'une micropompe pour BARMINT

Notre objectif dans ce projet est de participer à la conception et à la mise au point d'une micropompe usinée tout silicium. L'objectif du travail est plus axé sur la méthodologie et le choix technologique que sur les performances. Sous cet angle là, les questions principales sont la compatibilité des différents procédés mis en jeu dans la fabrication, la disponibilité des outils de conception, le choix des opérations technologiques.... Notre volonté dans la stratégie de recherche, a été d'associer suffisamment d'opérations diverses pour bien explorer le champ de recherche en restant toutefois dans des choix simples et raisonnables compatibles avec d'éventuelles retombées industrielles.

Au préalable, il fallait prendre une décision entre deux options possibles :

- La première option consiste à séparer la fonction valve et le corps de l'actionneur (micropompe),
- La seconde étant de tenter d'associer les deux fonctions sur le même substrat.

Nous avons choisi cette deuxième voie, car elle est, a priori, plus riche du point de vue de l'analyse de compatibilité des technologies.

Nous allons tout d'abord déterminer un champ d'application possible et donner par la suite le détail des spécifications générales.

I-5-1 Domaine d'application

Nous avons déjà évoqué que le domaine d'application visé était principalement le domaine médical. Ce domaine médical est très hétérogène. Il est composé d'une multitude de marchés spécifiques, correspondants à des actes médicaux bien définis. Ainsi, les opportunités de développement des microsystèmes sont différents selon que l'on parle de système de mesure ou de surveillance (monitoring), de système d'inspection (endoscopie) ou d'organe artificiel.

Dans l'étude prospective du projet Européen MUST, le secteur médical comporte six différentes activités pour les microsystèmes{56}:

- *Administration de substances* (pompes implantables, patchs, pilule intelligente)
- *Monitoring* (mesure de glucose, mesure des paramètres métaboliques, mesure en continu des gaz, du sang, mesure en continu de la pression et enfin le contrôle de dialyse)
- *Prothèses et organes artificiels* (orthopédie, ophtalmologie, neurologie)
- *Cardiologie* (pacemakers, défibrillateurs implantables, cathéters pour l'angioplastie, diagnostic intravasculaire)
- *Analyse biologique* (instruments d'analyses, tests génétiques, polymérase chain reaction)
- *Chirurgie à invasion minimale* (diagnostic, thérapie)

Devant ce vaste champ d'action que nous propose le secteur médical, nous nous sommes intéressés d'une façon particulière à deux activités spécifiques qui sont :

- Le contrôle et l'administration de médicament,
- Le prélèvement et l'analyse chimique.

I-5-1-1 Administration de substances

Il existe diverses méthodes pour administrer des médicaments ou autres substances qu'elles soient nutritives ou thérapeutiques : la voie orale, rectale, bucale, transdermique, intramusculaire, intraveineuse, pulmonaire, ...La première est aujourd'hui et restera pendant longtemps la forme dominante d'administration. Plus de 70% des substances thérapeutiques sont prises par voie orale.

L'inconvénient majeur de ce mode de délivrance est le premier passage dégradateur des médicaments dans le foie et les intestins. Les autres modes d'administration permettent d'administrer des principes actifs beaucoup plus concentrés, à des faibles doses, à un endroit ciblé, en éliminant les effets secondaires liés à une posologie surabondante. Ils autorisent aussi l'utilisation de principes actifs ayant une faible durée de vie comme les peptides et les protéines qui administrés par voie orale sont inefficaces{56}.

D'autres part, avec l'apparition de la chronobiologie, les médecins se sont rendus compte que le principe actif d'une substance était d'autant plus efficace qu'il était administré au bon endroit, au bon moment et à la bonne fréquence. La chronobiologie pousse donc les médecins à utiliser, pour optimiser l'efficacité du traitement, des modes d'administration permettant d'une part, une action localisée et d'autre part, un débit d'administration variable.

La tendance actuelle étant de réduire au maximum la durée du séjour hospitalier pour des raisons économiques et sociales, les médecins optent de plus en plus pour des dispositifs programmables d'administration portables ou implantables.

Le marché actuel pousse donc les industries biomédicale et pharmaceutiques à intégrer de l'électronique pour proposer aux malades des systèmes programmables d'administration de substances, qu'il s'agisse de :

- pompes implantables,
- pompes externes portables,
- patchs,
- ou autres dispositifs en développement comme la pilule intelligente.

Nous montrerons dans le chapitre II, comment notre pompe peut être utilisée, soit d'une façon implantable, soit sous forme de patch ou encore comme partie d'une pilule intelligente.

I-5-1-2 Le prélèvement et l'analyse chimique

Ce domaine concerne les instruments d'analyse utilisés dans les laboratoires. Il inclut entre autres, l'électrophorèse et la chromatographie. Ces techniques sont utilisées dans les laboratoires de recherche publics et privés pour séparer des molécules, pour analyser leurs affinités, pour étudier leurs modes de réaction, etc... On trouve notamment ce type de dispositif dans la plupart des laboratoires de recherche pharmaceutiques et chimiques.

En ce qui concerne les systèmes miniaturisées, on assiste à l'émergence de systèmes appelés μ TAS (Micro Total Analysing System) et qui consistent à regrouper, des micropompes, des microcapteurs, des canalisations et des microvalves. On peut faire un prélèvement d'un milieu quelconque et l'analyser grâce aux capteurs physiques et chimiques. Les microtechnologies devraient permettre de diminuer les temps de réponses des instruments d'analyses, de réaliser des milliers de prélèvements simultanément, de diminuer le coût unitaire des tests chimiques et biologiques.

I-5-2 Spécification de la micropompe BARMINT

Dans notre étude, les spécifications de la micropompe BARMINT sont données dans le tableau I.4. Cette micropompe fait bien sûr partie d'un μ TAS. Il s'agit d'un système de contrôle des hypertension artérielles instables. Le système mesure de la pression artérielle et délivre une molécule anti-hypertensive.

Le microsystème a une durée de vie de trois ans et doit faire des mesures une à trois fois par jour. La micropompe doit délivrer le médicament en fonction des résultats de mesure. Le débit de la pompe doit être de $3\mu\text{l}/\text{jour}$ car on utilise une très petite dose de médicament pour le traitement des patients. Le réservoir du μ TAS est d'environ 3cm^3 . Ces spécifications ont été établies par le laboratoire TIMC et le service de Cardiologie et de Médecine interne du CHU de Grenoble.

MICROSYSTÈME H.T.A	
COMPOSANTS	CONTRAINTES
Durée de vie du système	3 ans
Innocuité/compatibilité	biologique, électrique, thermique
Unité de mesure de la pression	
Unité de compression	
Membrane élastique contenant un fluide décompression	tore placé autour de l'artère de diamètres interne 6mm et externe 8mm Volume : 17 à 50 mm ³
Réservoir	80 mm ³
Capteur de pression	<ul style="list-style-type: none"> • mesure de 0 à 0.4 bar (300 mmHg) • fréquence > 300 Hz (soit > 100 points par cycle cardiaque) • précision ≤ 0,1 mbar
Temps de cycle :	• 30s de compression + 30s de décompression
Energie nécessaire :	• 576 mJ par 24h
Traitement du signal :	<ul style="list-style-type: none"> • fréquence > 1KHz • 8 bits
Commande :	envisager la prise en compte d'autres données de capteurs (débit sanguin, résistance, ...)
Délivrance de médicament :	attention particulière à porter sur les problèmes d'étanchéité, de dose maximale délivrable sur une fraction de temps donnée
Molécule à l'état solide ou liquide :	• stable 3 ans à 37 °C
Réservoir :	• 3 cm ³
Débit de la micropompe :	• 3 µl/jour
Libération dans le milieu extra-cellulaire	-25 mbar ≤ pression du milieu ≤ +25 mbar par rapport à Patm
Communication :	<ul style="list-style-type: none"> • chez un médecin équipé de l'appareil adéquat • sans fil
Energie :	• recharge percutanée, sans fil
PATIENT	CONTRAINTES
Dimensions max. du système	5cm x 5cm x 3cm
Poids du système implanté	< 500 g
Système de recharge des batteries	< 2 kg sous 400 cm ³ pendant 8h/jour
Variation max. de température en surface	3 °C

Tableau I.4 : Spécification de la micropompe BARMINT (Source TIMC).

**

Ce chapitre nous a permis de faire le point sur l'état d'avancement des microsystèmes et spécialement des micropompes et des microvalves. Nous avons revu en détails les différentes technologies conçues au départ pour la microélectronique, puis adaptées en fonction du besoin pour les microsystèmes tels que les dépôts de films minces à faible température et sans contrainte, les techniques de micro-usinages de volume et de surface.... Nous avons introduit notre projet de conception d'une micropompe monocorps et précisé nos motivations c'est à dire les domaines d'applications possibles pour notre démonstrateur. En effet, nous avons ciblé le domaine médical comme axe principal en visant la réalisation d'une unité de prélèvement et d'analyse chimique. Nous avons aussi présenté les spécifications de notre micropompe. Nous allons présenter le projet BARMINT ainsi que la conception technologique de la micropompe dans le chapitre suivant.

CHAPITRE II

LA MICROPOMPE BARMINT

Dans ce chapitre, nous allons tout d'abord présenter le projet BARMINT, qui a fixé le cadre de nos travaux de recherche sur les microsystemes. La réalisation d'un démonstrateur inclut dans ce projet doit permettre de faire des choix techniques et de les valider. Ce projet vise trois objectifs :

- les outils de la conception assistée par ordinateur qui vont permettre, dans une approche descendante, de concevoir à partir de modèles de composants, les microsystemes. Cette partie va être présentée dans le chapitre III, pour le cas des micropompes qui nous concerne plus particulièrement.
- le choix des filières d'assemblages, qui dans notre application, constitue un élément important au niveau du conditionnement et de la connectique interne et externe de la micropompe avec les autres fonctions du microsysteme complet.
- les technologies nouvelles sur silicium à introduire pour la fabrication des microsystemes. On aura à montrer que la réalisation sur un même substrat de capteurs chimiques, de température et de pression associés à une électronique de traitement du signal (multiplexeur, amplificateur, convertisseur analogique/digital, ...etc.) est compatible.

Ce chapitre fait une place importante à la technique de la couche sacrificée. La validité de ce procédé technologique sera illustrée par le composant micropompe du prototype BARMINT que nous avons la charge de mettre au point.

D'un point de vue technique, notre objectif a été de concevoir et de montrer la faisabilité d'une micropompe réalisée sur un substrat de silicium. Pour cela, nous avons adapté des filières existantes de dépôt de couches minces et de micro-usinage du silicium. Les choix des dimensions ont été définis en tenant compte des performances visées et des conditions du conditionnement du démonstrateur. Bien que cela ne soit pas le centre de nos efforts, nous avons aussi développé un actionneur thermique pour actionner la micropompe : nous évoquerons la possibilité d'utiliser d'autres types d'actionneurs en fonction des spécifications requises.

II-1 Le projet Barmint

BARMINT (BASic Research of Microsystem INTegration) est un projet européen mis en place dans le cadre des Recherches de Bases financées par la Commission des Communautés Européennes. Il s'insère dans le cadre du programme ESPRIT du IV Programme Cadre de Recherche et Développement (IV PCRD).

Son objectif est de contribuer à la définition des méthodes, des outils informatiques et des techniques génériques nécessaires à l'intégration d'un microsysteme. Les propositions doivent être validées sur un démonstrateur commun à toutes les équipes participantes. Le projet bénéficie de contributions complémentaires organisées en trois composantes :

II-1-1 Les technologies sur silicium

En technologie silicium, les propositions dans Barmint sont :

- de développer des filières de création de microsystemes monolithiques complets sur la base des filières VLSI existantes CMOS, BiCMOS, BCD, ..., en y associant des "Procédés en aval" de micro-usinages simple ou double face, de gravure et de dépôt de couches actives, ... etc. La réalisation, par le laboratoire CNM (Centro Nacional de Microelectronica), d'un composant multicapteur avec son électronique de base intégrée en est l'illustration dans la figure II-4.

- de définir une filière multicouche sur plaque de silicium pour travailler sur les deux faces et réaliser ainsi des capteurs ou des actionneurs seuls. Le laboratoire LAAS a la charge -c'est l'objectif de notre travail- de concevoir et de fabriquer un actionneur micropompe qui est illustré dans la figure II.2. Il a aussi à charge de développer une alimentation photovoltaïque {57}.

II-1-2 Les outils de Conception Assistée par Ordinateur (CAO)

En outils de conception assistée par ordinateur "CAO", BARMINT recommande d'utiliser chaque fois que possible les outils déjà existants dans chacune des disciplines concernées : ce sont souvent des outils de calculs tridimensionnels "3D" très sophistiqués et l'exemple type est le logiciel ANSYS dans la conception de pièces mécaniques. Des travaux intéressants ont été réalisés par les laboratoires TUL, TUB et UB, qui sont partenaires au projet. Il recommande aussi d'appliquer une méthodologie des conceptions descendante "Top-Down", analogue dans ses principes aux méthodes de conception de la micro-électronique. L'originalité de l'apport BARMINT a été de proposer des technologies complémentaires de génération automatique de modèles comportementaux à partir de modèles à éléments finis connus dans chaque discipline{58}. Il devient ainsi possible d'aborder des simulations complexes VHDL-A de systèmes multidisciplinaires et d'échanger les expériences entre différentes disciplines.

II-1-3 Les assemblages

En assemblage, l'option choisie est celle de l'assemblage vertical d'éléments hétérogènes, basé sur le procédé micro-électronique introduit par THOMSON-CSF et diffusé actuellement par la société 3D-Plus¹. L'apport dans BARMINT se situe dans les assemblages où s'imposent l'usage de cavités, de circulations de fluides, d'interconnexions de toutes natures et aussi dans l'analyse de fiabilité en fonction des contraintes thermo-mécaniques intervenant dans ces assemblages. Tous ces points ont été développés plus particulièrement dans une thèse soutenue récemment au LAAS{59}.

La figure II.1 montre le schéma de l'assemblage en trois dimensions des différentes puces.

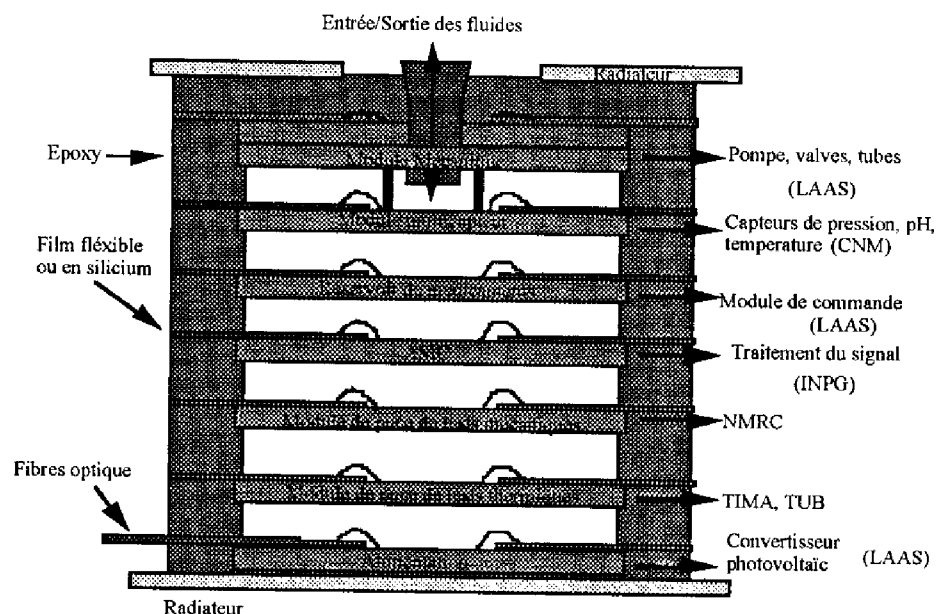


Figure II.1 : Vue en coupe de l'assemblage 3D de la micropompe

¹3D-Plus, 641 Rue Hélène Bouchet 78532 Buc

II-1-4 Les participants au projet Barmint

LAAS (Laboratoire d'Analyse et d'Architecture des Systèmes à Toulouse) : *coordinateur du projet*

Réalisation de la micropompe, d'une puce d'alimentation et de l'assemblage 3D de la micropompe.

CNM (Centro Nacional de Microelectronica à Barcelone) : *responsable de la partie technologie du silicium*

Étude de la technologie d'intégration des capteurs physico-chimiques

NMRC (National Microelectronics Research Center à Cork) : *responsable de la partie intégration microsysteme*

Étude de la technologie du conditionnement et de la fiabilité

INPG (Institut National Polytechnique de Grenoble) : *responsable de la partie modélisation et CAD pour microsystemes*

INPG/TIMA (Grenoble) : extensions des outils standards de circuits intégrés vers des outils de conception pour microsystemes compatibles avec les fonderies existantes

INPG/TIMC (Grenoble) : définition des composants d'analyse du domaine médical et adaptation au marché du démonstrateur "médical"

THD (Technische Hochschule Darmstadt) : outils CAD pour les systèmes multifonctionnels et hétérogènes

UKA (Universität Karlsruhe) : analyse du domaine micro-robotique, définitions des éléments et adaptation au marché du démonstrateur "micro-robotique"

UB (Universitat de Barcelona) : étude de la caractérisations des éléments micro-électromécaniques

TUL (Technical University of Lodz) : simulations thermiques, CAO VHDL appliqués à la micropompe

TUB (Technical University of Budapest) : simulations thermo-mécaniques 3D.

II-1-5 Les modules fonctionnels

Les principaux modules qui constituent les fonctions du démonstrateur de BARMINT sont :

a. La micropompe

L'originalité du procédé, que nous avons proposé, est d'élaborer sur un même substrat, en l'occurrence du silicium, les éléments constitutifs d'une micropompe, voir figure II.2, c'est à dire une membrane en silicium, et des valves à sens unique en polysilicium. La micropompe a pour but de faire circuler un fluide sur une zone de capteurs physico-chimiques. Les moyens mis en oeuvre pour la réalisation de cette micropompe sont issus des techniques de dépôts de la micro-électronique et de gravures telles que :

- des dépôts de Si_3N_4 et SiO_2 pour réaliser les masques pour la gravure chimique et pour la passivation,
- l'utilisation d'une couche sacrificielle à base d'un dépôt humide de SiO_2 ,
- le dépôt de silicium polycristallin qui constitue la structure des microvalves,
- la gravure chimique anisotrope (KOH) qui possède une cinétique élevée ($1,5 \mu\text{m}/\text{min}$) et une bonne reproductibilité,
- les techniques de photogravures et d'alignement double face.

Par ailleurs, la membrane peut être actionnée par une résistance électrique, par effet électrostatique, par effet bilame ou bien par effet électromagnétique.

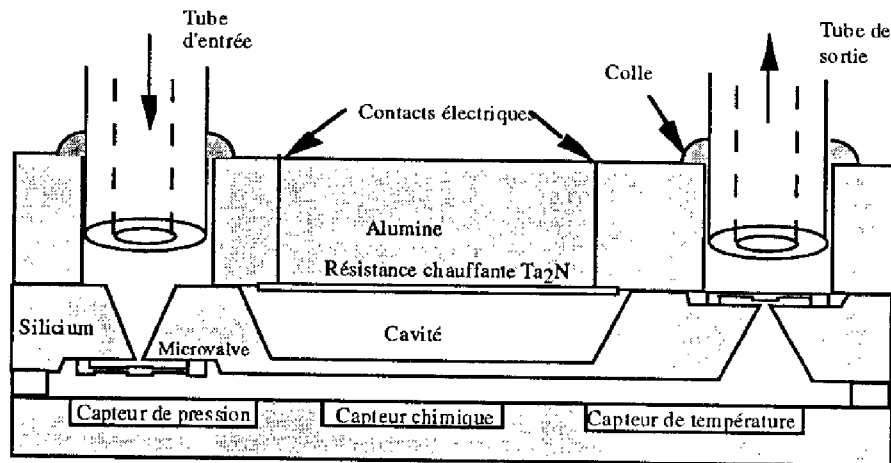


Figure II.2 : Schéma de la micropompe "tout silicium" réalisée au LAAS

b. La réalisation d'un convertisseur photovoltaïque

L'alimentation électrique d'un microsystème tel qu'il est défini dans BARMINT soulève le problème de la puissance disponible ; puisque nous avons estimé que le plus gros consommateur en énergie est le module de la micropompe (quelques centaines de mWatts en discontinu) alors que les autres éléments ont besoin de 50 à 100 mW en continu.

Pour cela, BARMINT a opté pour la réalisation de rangée de 6 ou 8 cellules intégrées "silicium" en séries capables de fournir une tension de 3,3 ou 5 Volts (Cf. figure II.3). Ce type d'arrangement pouvant être adapté pour les modules de "haute puissance" telle qu'une micropompe. Ces éléments convertissent l'énergie lumineuse, amenée par les fibres optiques d'un Laser, avec un rendement potentiel estimé à 20%, en énergie électrique.

Tous les détails de la conception et la réalisation de ce module photovoltaïque vont être présentés prochainement{57}.

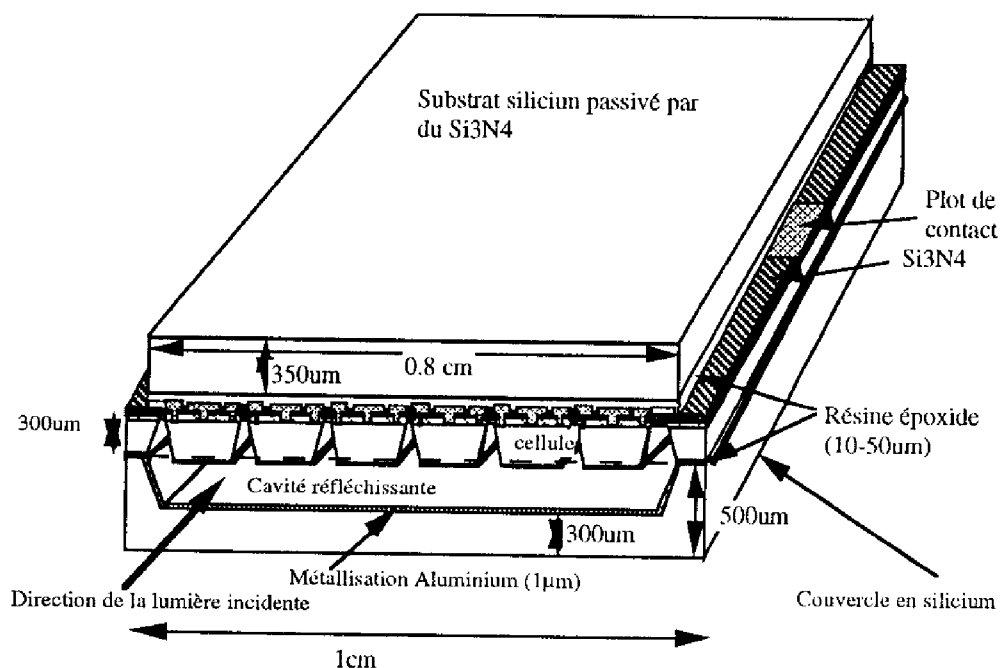


Figure II.3 : Schéma du convertisseur photovoltaïque réalisé au LAAS {57}

c. La réalisation d'un multicateur physico-chimique

Cet élément multifonctionnel est réalisé par une équipe du Laboratoire de Microélectronique CNM de Barcelone. Dans ce module, les fonctions capteurs chimiques (mesure du pH) et physiques (pression et température) ainsi qu'une circuiterie électronique sont intégrées. Ces différentes fonctions nécessitent des procédés technologiques compatibles entre-eux, ce qui est satisfait par le choix des techniques CMOS et celles de fabrication des membranes, notamment le micro-usinage volumique.

Ce module est disposé au-dessous du module de la micropompe et en contact avec le fluide. Il a été choisi, pour ce démonstrateur, une mesure du pH réalisée par un capteur "ISFET" (Cf. figure II.4). Le fonctionnement de la membrane de la micropompe étant thermique, nous devons contrôler la température du fluide pour palier tout dysfonctionnement. Pour cela, il a été implanté plusieurs diodes thermiques (jonction p-n) ; un autre paramètre physique indispensable au bon fonctionnement de l'ensemble micropompe-multicateur est la pression du fluide. On a accès à cette donnée grâce au micro-usinage d'une membrane mince sur la face arrière du silicium. La pression mesurée pourra être relative ou absolue. Du fait de la présence de membranes, pour les capteurs de pression, on vient sceller, en face arrière, une plaque de verre Pyrex afin de protéger la structure de toutes déformations mécaniques.

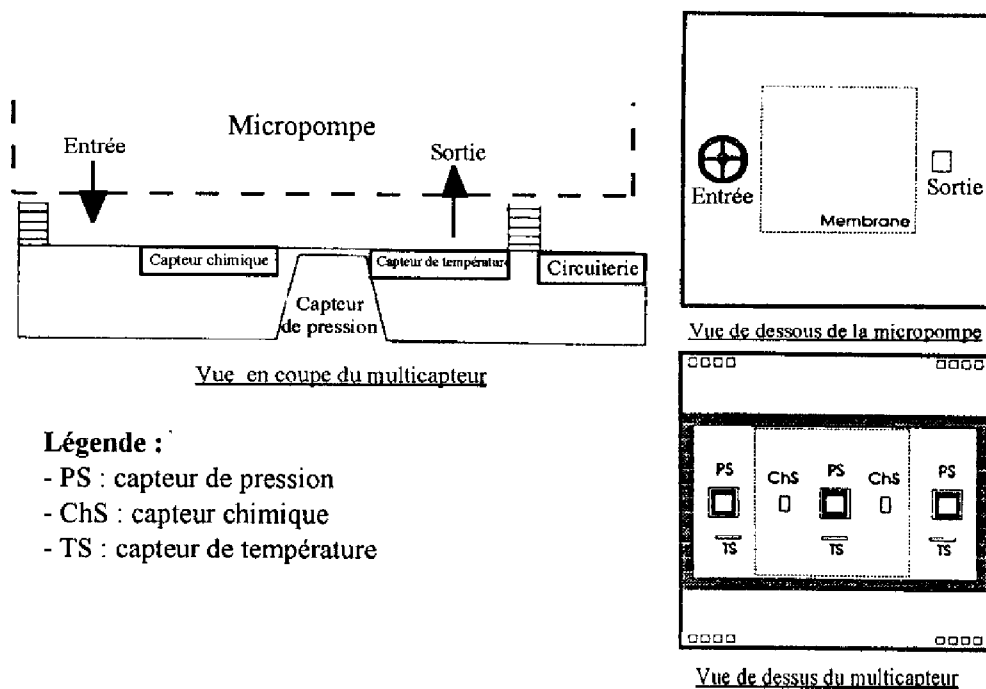


Figure II.4 : Schéma du multicateur réalisé à CNM {60}

d. la réalisation de l'électronique de traitement du signal

Le fonctionnement électronique de tous les éléments du microsysteme est assuré par un microcontrôleur "ASIC"².

²Circuit intégré pour application spécifique

II-1-6 L'intégration et l'interconnexion verticale

La figure II.5 donne une vue globale du démonstrateur devant servir de support à l'ensemble des travaux. Il faut préciser qu'il n'y a pas d'ambition en terme des performances électriques ou thermiques, seuls les développements méthodologiques et technologiques génériques, qu'il suscite sont considérés comme prioritaires. Bien sûr, nous nous sommes donné les moyens de rendre ce module opérationnel et de lui donner une finalité.

Ce prototype est constitué par des dispositifs intégrés micromécaniques, optiques en plus des circuits intégrés qui sont donc :

- une micropompe,
- des microvalves,
- des réservoirs ou microcavités,
- des circuiteries fluidiques et optiques,
- des capteurs,
- des circuits intégrés.

L'intégration de tous ses éléments en un bloc devra passer par la compréhension des phénomènes de contraintes thermo-mécaniques, de dissipation thermique, d'écoulements microfluidiques, entre autres.

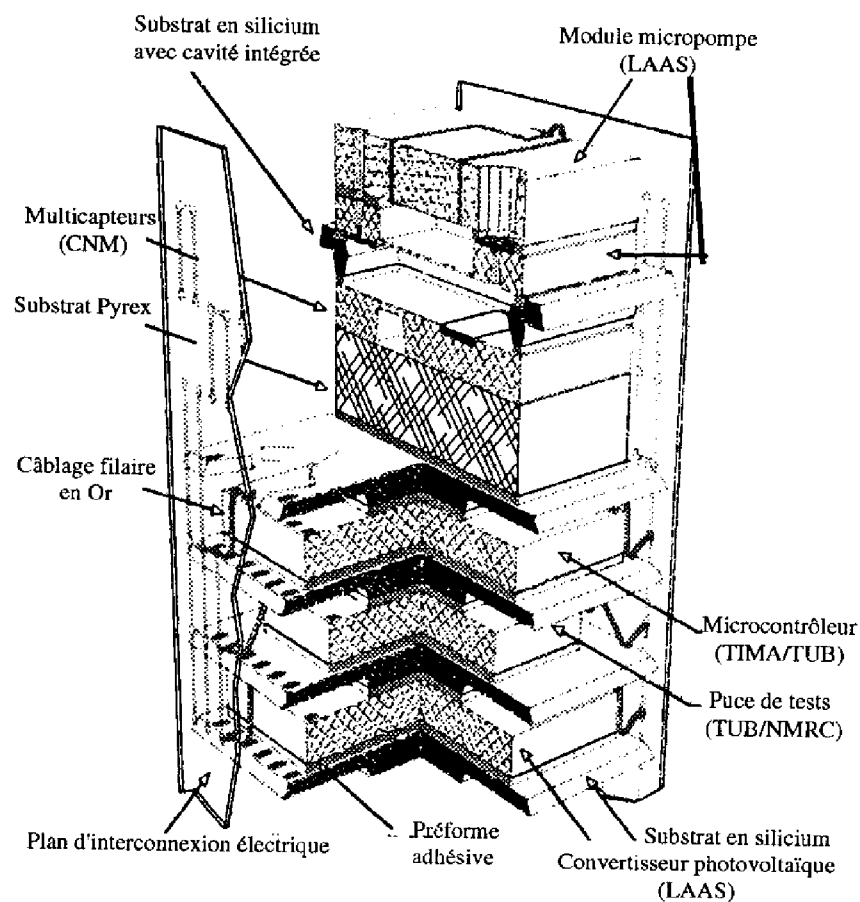


Figure II.5 : Schéma du démonstrateur Barmint pour application médicale {61}

II-2 Le corps de la micropompe

La micropompe que nous proposons est composée par un substrat d'alumine (Al_2O_3), sur lequel est déposée une résistance en Ta_2N , d'un substrat de silicium poli double face, micro-usinée pour la réalisation d'une membrane, de trous d'entrée/sortie du fluide, et de deux microvalves qui contrôlent le débit de la pompe. La résistance, alimentée par un signal de tension carré à fréquence variable appliquée aux contacts électriques, va augmenter suffisamment la pression au sein de la cavité pour créer une déflexion de la membrane, ce qui permet d'acheminer le fluide aux niveaux des capteurs chimiques à travers les microvalves (voir figure II.6).

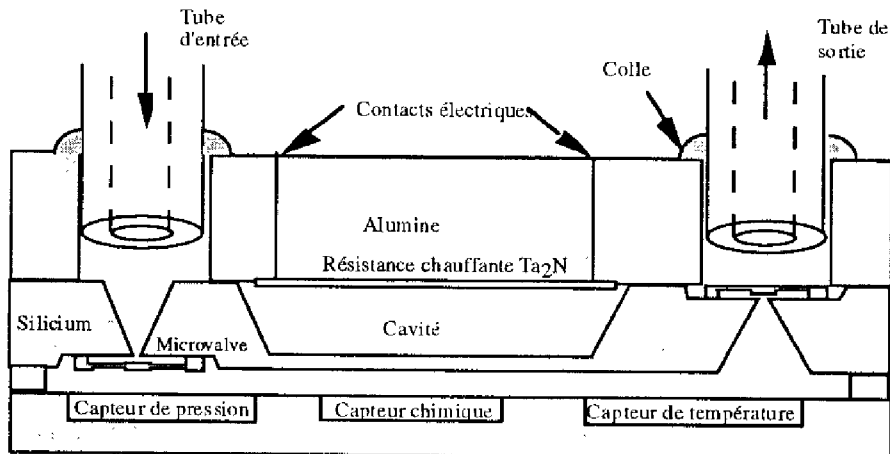


Figure II.6 : Vue en coupe de la micropompe thermopneumatique

La microvalve est constituée par un plot central circulaire suspendu par quatre bras, qui reposent grâce à un anneau circulaire sur le substrat de silicium. Toute la structure de la valve est constituée par du silicium polycristallin déposé par CVD.

Quand le fluide applique une pression suffisante dans le trou, il provoque une flexion des bras de la valve, le plot central quitte sa position d'équilibre. Ainsi le fluide passe dans ce cas, à travers l'espace vide entre les bras de la valve et le trou dans le substrat de silicium. Dans le cas où le fluide arrive dans le sens inverse, la pression bloque le plot central contre le substrat empêchant le fluide de passer à travers le trou; on obtient alors la fermeture de la valve, d'où le fonctionnement à un seul sens des microvalves.

On remarque que la partie la plus importante de la pompe est le substrat de silicium sur lequel on réalise la membrane et les microvalves. L'actionneur de son côté sert à activer cette membrane et à faire passer le liquide à travers les valves. Dans notre cas, on a choisi l'actionneur thermopneumatique car il est facile à mettre en oeuvre au niveau technologique et ne nécessite pas un très grand effort pour comprendre son principe de fonctionnement. Il s'agit d'une simple résistance chauffante déposée sur un substrat d'alumine préalablement gravé au laser pour les entrées/sorties du fluide ainsi que les contacts électriques.

Les dimensions et les caractéristiques de la micropompe ainsi que de l'actionneur thermique sont données dans l'annexe A. La première conception de la pompe a été faite avec des modèles simples afin de calculer la dimension de la membrane et le volume évacués dans la chambre de mesure. Cette conception nous a permis de réaliser une première micropompe et de la tester. Des simulations

utilisant des moyens de calculs précis ont été utilisées plus tard. Les résultats de simulations sont présentés dans le chapitre III.

II-3 Les actionneurs intégrés

Les actionneurs, comme on a déjà vu au chapitre I, jouent un très grand rôle pour les spécifications d'une micropompe. Dans le cadre du projet BARMINT, on a choisi l'actionneur thermopneumatique, mais on peut très bien imaginer d'autres moyens de commander la micropompe une fois qu'on a fini le module silicium. En effet, on peut choisir d'autres configurations telles que l'actionneur électrostatique, l'actionneur bimétallique ou l'actionneur électromagnétique. Nous allons présenter les différentes possibilités, en précisant à chaque fois le degré de difficulté de réalisation ainsi que leurs compatibilités avec les procédés standards de la microélectronique qui est resté bien évidemment notre souci majeur lors de la conception de la micropompe.

Signalons au passage que toutes ces configurations sont basées sur le module silicium de la pompe, on ne change bien sûr que l'actionneur qui commande cette micropompe.

II-3-1 Actionneur thermopneumatique

Le premier actionneur est présenté ici avec sa technologie de réalisation car c'est celui que nous avons choisi d'associer au corps de la pompe silicium. Il est constitué d'une résistance chauffante déposée sur un substrat d'alumine (Al_2O_3). On peut utiliser différentes couches résistives telles que:

- Le Nickel Chrome (NiCr) où la composition varie de 20-80% à 80-20% entre le Nickel et le Chrome selon la résistivité choisie: plus le pourcentage de Cr est grand, plus la résistivité est importante.
- Les Cermets, mélange de céramique et de métal, sont utilisées si on veut travailler dans une zone de température entre 100°C et 300°C.
- Le TaAl (Aluminium de Tantale) pour une application très haute température.
- Le Nitrure de Tantale (Ta_2N).

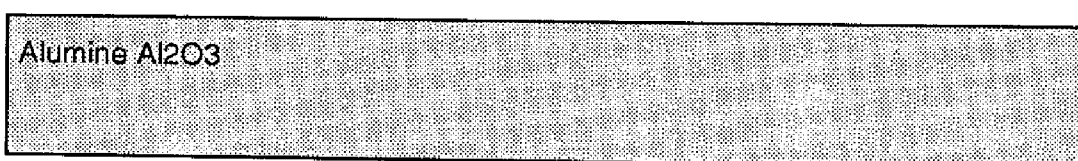
Dans notre cas, on a choisi le Ta_2N comme couche résistive car il correspond aux spécifications thermiques de fonctionnement (entre 30°C à 100°C).

La résistance est alimentée grâce à des contacts électriques en or (Au).

a - Le procédé de fabrication

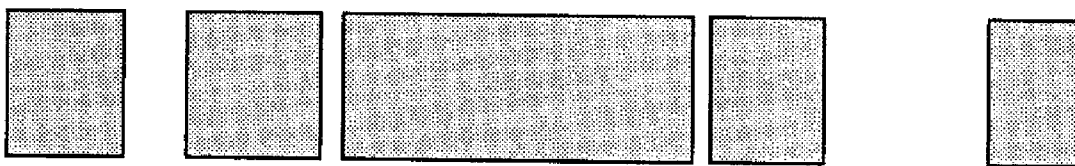
Étape 1 :

Substrat d'alumine Al_2O_3 99,6%,
Dimensions : 2" x 2", épaisseur : 0,635 mm.



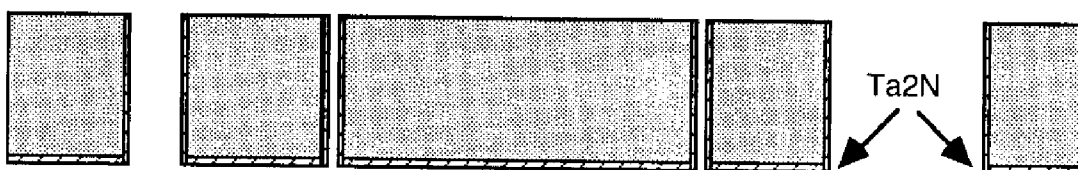
Étape 2 :

Gravure laser de l'Alumine, ouverture des trous d'Entrée/Sortie du liquide et les trous de métallisation.



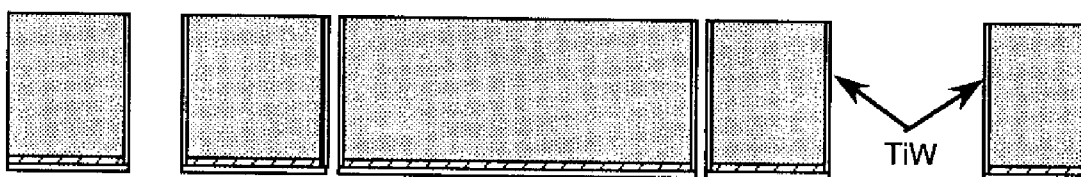
Étape 3 :

Dépôt de 1000 Å de Ta₂N par pulvérisation cathodique sur toute la plaquette.



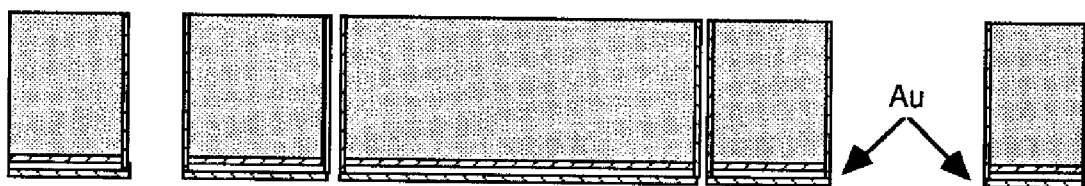
Étape 4 :

Dépôt d'une couche de TiW par pulvérisation cathodique. Cette couche constitue une barrière de diffusion entre la résistance et les contacts électriques.



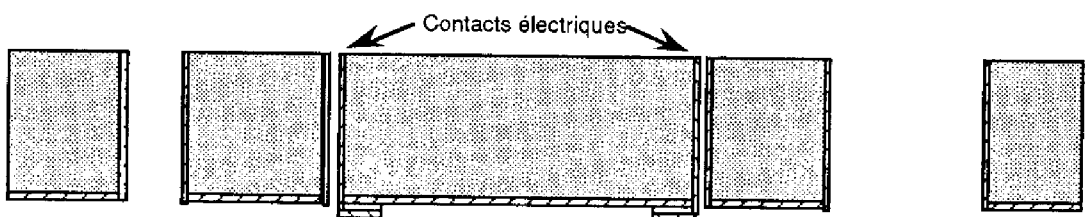
Étape 5 :

Dépôt d'une couche métallique d'Au. Cette couche constitue les plots de contacts de la résistance.



Étape 6 :

Photogravure pour éliminer l'Au et le TiW. Dessin de la résistance et définition des plots de contacts sur la face supérieure.



b - Spécification de l'actionneur thermique

La figure II.7 montre une vue d'en haut de l'actionneur thermique des deux faces : sur un côté, on voit la résistance carré en Ta₂N avec les pistes métalliques en Or, sur l'autre face on voit les plots de connections utilisés pour alimenter la pompe une fois collée sur la préforme silicium.

Les simulations de l'actionneur thermique vont être discutées dans le troisième chapitre. Les caractérisations thermiques et électriques seront présentées dans le dernier chapitre.

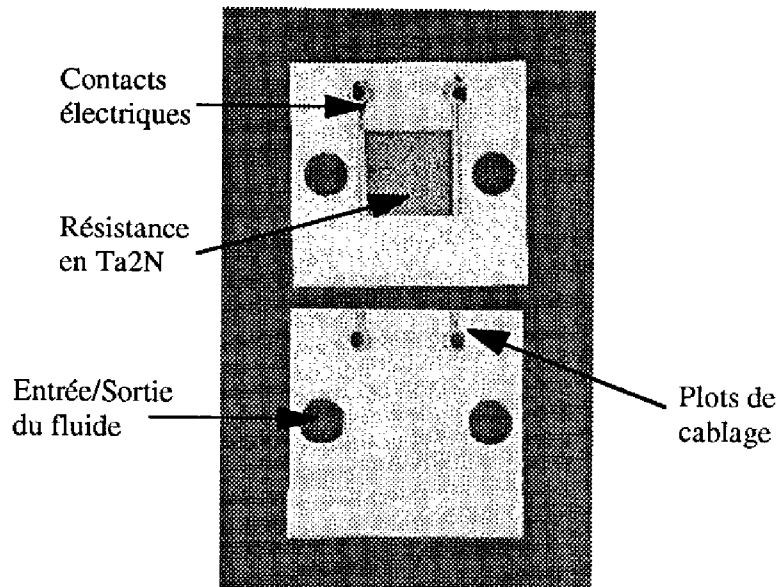


Figure II.7 : vue d'en haut de la résistance thermique

II-3-2 Actionneur électrostatique

Il est basé sur les forces électrostatiques créées entre deux électrodes, une fixe et l'autre mobile (membrane). Quand on applique une tension entre ces électrodes, une force électrostatique est créée, ce qui provoque la déflexion de la membrane. La figure II.8 propose la configuration électrostatique de la micropompe.

La densité énergétique du champ électrostatique peut être écrite sous la forme suivante :

$$W = \frac{1}{2} \epsilon_1 A \frac{V^2}{L}$$

Avec : A la surface des électrodes
 V la tension appliquée entre les deux électrodes
 L la distance entre les électrodes
 ϵ_1 la constante diélectrique du milieu entre les électrodes

On peut en déduire la force électrostatique $F_e = -\frac{1}{2} \epsilon_1 A \frac{V^2}{L}$

On remarque que la force diminue proportionnellement à L^2 , ce qui explique le très faible espacement entre les électrodes si on veut développer une très grande force électrostatique. On doit utiliser une tension élevée entre les électrodes (des valeurs entre 150 à 200V pour actionner des membranes de 25 à 30 μm) pour avoir des déflexions raisonnables. D'un autre côté, la fréquence³ de fonctionnement est très grande, comparée à la pompe thermopneumatique.

Concernant l'aspect technologique, la réalisation de cet actionneur électrostatique peut être imaginée comme l'indique la figure II.8, on va utiliser le module silicium de la pompe comprenant la membrane et les valves comme support puis on colle l'électrode supérieure grâce à une cale qui définit l'espacement.

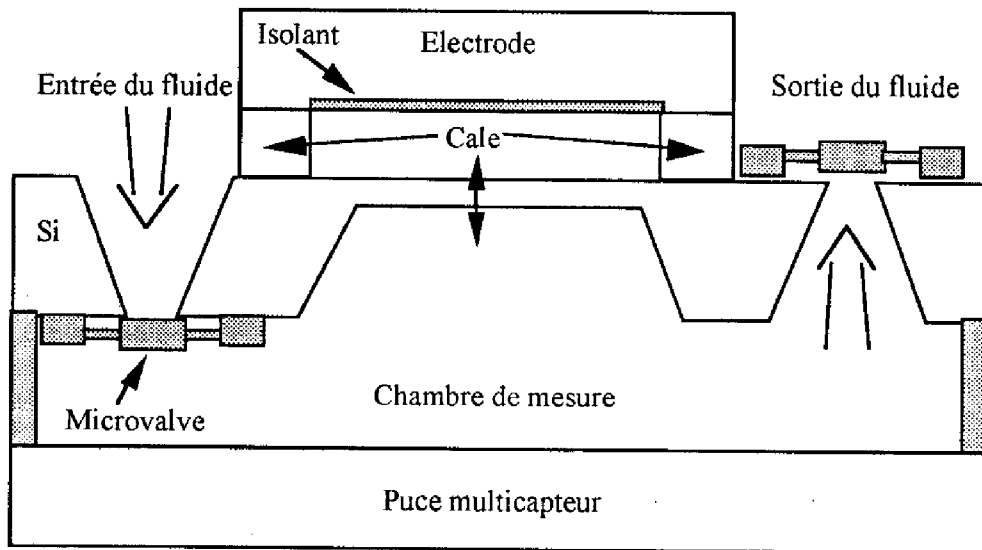


Figure II.8 : Vue en coupe de la configuration électrostatique de la micropompe

On remarque ici que la membrane est inversée par rapport à celle de la figure II.6 pour favoriser le rapprochement des deux électrodes le plus près possible. On peut rajouter une couche isolante, de préférence du SiO_2 , afin d'avoir une bonne isolation électrique et avoir l'effet capacitif entre les deux électrodes.

Ainsi, la pression générée par l'effet électrostatique est donnée sous la forme suivante {45} :

$$P_a = \frac{\epsilon_0}{2} \left[\frac{\epsilon_2 L}{\epsilon_1 d + \epsilon_2 L} \right] \epsilon_1 \frac{V^2}{L}$$

Avec : d l'épaisseur de la couche isolante
 ϵ_1 la constante diélectrique de la couche isolante.

La pression obtenue grâce à l'actionneur électrostatique dépend donc essentiellement de la tension appliquée et de la distance L entre les deux électrodes.

³1000 Hz pour la pompe électrostatique conçus par Zengerle {45}

II-3-3 Actionneur bimétallique

Si l'on se base toujours sur le module silicium de la micropompe, on peut imaginer l'intégration d'un actionneur bimétallique comme suit : on exploite la différence des coefficients d'expansion thermique des matériaux. La force générée est proportionnelle à la différence des coefficients thermiques et à l'augmentation de température :

$$F_{bi} \propto (\gamma_1 - \gamma_2)\Delta T$$

Cet actionneur permet un déplacement raisonnable ; de plus son temps de réponse est pratiquement le même que pour l'actionneur thermopneumatique. Les fréquences sont aussi du même ordre de grandeur (1 à 10 Hz). Mr H. Jerman{48} donne pour une configuration Si/Al sous forme de disque de diamètre égal à 2,5 mm, où les déflexions peuvent atteindre 27 microns à une température de 50°C. Les épaisseurs du Bimétal Si/Al sont respectivement 8µm et 5µm.

Le silicium et l'aluminium sont des matériaux spécialement appropriés pour ce genre d'actionneur. Ils ont une très grande différence de coefficient de température, faciles à utiliser en technologies standards de la microélectronique. La figure II.9 illustre la structure type d'un actionneur bimétallique : une résistance peut être implantée ou diffusée à l'intérieur de la membrane en silicium, par dessus on rajoute une couche d'aluminium sur la membrane. La résistance constitue l'élément chauffant qui actionne l'effet bimétallique.

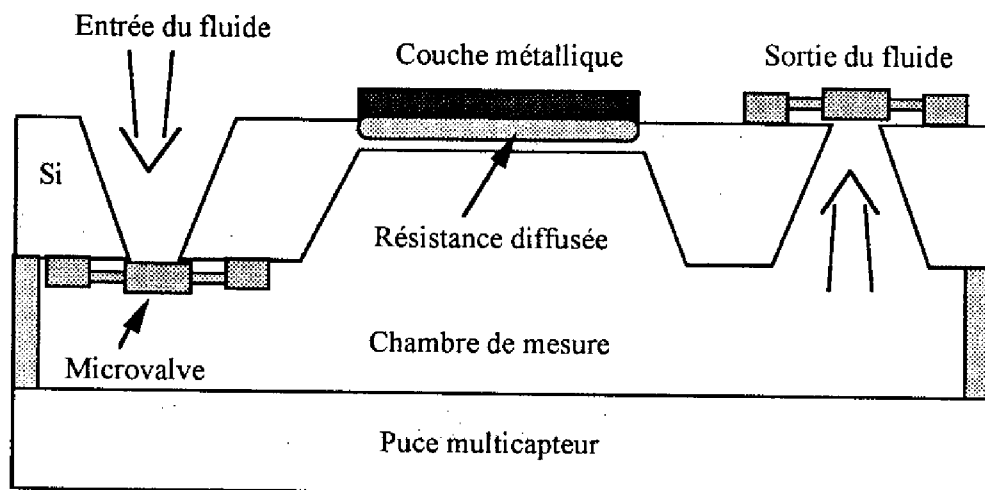


Figure II.9 : Vue en coupe de la configuration bimétallique de la micropompe

II-3-4 Actionneur électromagnétique

Une autre possibilité pour actionner la micropompe est d'utiliser l'effet électromagnétique. La figure II.10 montre une configuration possible du module silicium avec un dépôt d'une spire métallique sur la membrane, et un aimant permanent de part et d'autre de la micropompe. Lorsque l'on exerce un champ électromagnétique et en appliquant un courant électrique sur la spire, les forces de Lorenz agissent sur les conducteurs. Avec les géométries de la figure II.10, de telles forces peuvent faire bouger la membrane dans la direction verticale. Une expression simplifiée de cette force électromagnétique est donnée par :

$$F=B \times I \times L$$

Avec : B l'induction magnétique créé par l'aimant
 I le courant appliqué sur la spire
 L la longueur totale de la spire,
 $L=n\pi r$, n est le nombre de tour de la spire et r est le rayon externe de la spire.

Pour donner une idée des ordres de grandeurs, D. Bosh {37} a obtenu des déflexions de membrane d'épaisseurs entre 50 et 100 μm en appliquant un champ magnétique de 2,5 KGs⁴. Ces déflexions dépendent du courant électrique traversant la spire qui peut atteindre des centaines de mA. Le plus gros problème de cette configuration électromagnétique est la consommation en énergie. En effet, à cause de la résistance électrique, la spire va dissiper beaucoup de puissance quand le courant qui la traverse devient très important.

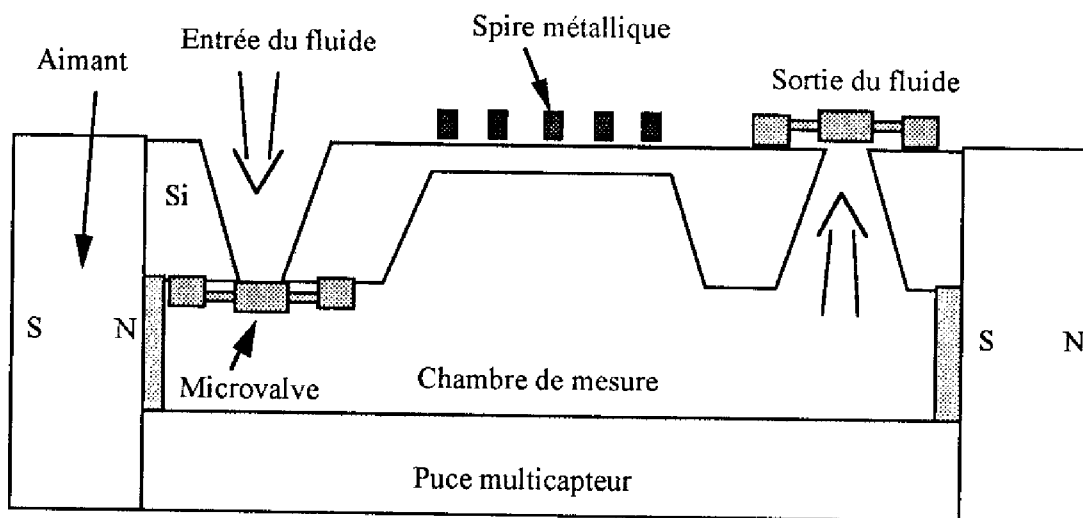


Figure II.10 : Vue en coupe de la configuration électromagnétique de la micropompe

D'un point de vue réalisation technologique d'une telle configuration. Il suffit de déposer la spire d'aluminium par évaporation sur la membrane de silicium. L'or ou le cuivre peuvent aussi être utilisés car ils peuvent limiter la résistance de la spire mais malheureusement ils ne sont pas utilisés dans les processus de microélectronique standards. Deux aimants permanents peuvent être collés extérieurement en modifiant un peu le process d'encapsulation 3D de la micropompe.

On peut dire que différentes configurations peuvent être envisagées pour la micropompe BARMINT, de même que leurs intégrations ne nécessitent pas beaucoup de complications au niveau de la réalisation technologique.

II-4 Technologie de réalisation de la micropompe

Après avoir choisi une architecture de micropompe monobloc avec deux microvalves intégrées sur les deux faces du substrat silicium, nous venons de voir que cette architecture est parfaitement compatible avec différents types d'actionneurs. En fait, nous avons choisi et décrit en II.3.1, notre actionneur thermopneumatique. Il n'est pas le choix le plus efficace pour l'application médicale visée

⁴ 1Gs = 10⁻⁴ T

compte tenu des pertes thermiques même si nous montrons dans le chapitre III et IV que c'est encore acceptable.

Sans nous attarder ici sur les étapes de conception sur lesquelles nous reviendrons, nous allons présenter le procédé de fabrication que nous avons mis en oeuvre pour réaliser le corps de la micropompe. La mise au point de ce procédé nous a obligé à multiplier les essais et les réglages. Seules seront présentées ici les valeurs et les paramètres du procédé finalement retenus.

Après avoir examiné toutes les possibilités d'actionner le substrat de silicium comprenant la membrane et les microvalves, on peut détailler le procédé technologique de réalisation des différents composants de la pompe. On utilise toutes les technologies standards de la micro-électronique rappelées dans le chapitre I, en particulier le dépôt du silicium polycristallin qui constituera la structure mobile des microvalves, le dépôt du nitrure de silicium, l'oxydation thermique utilisée dans notre cas dans les techniques de micro-usinages de surface. En plus de ces technologies microélectroniques standards, on va rajouter des procédés spécifiques aux microsystèmes indispensables à la réalisation de structures mobiles telles que les couches sacrificiées, les techniques d'alignement face avant et face arrière pour la photogravure, le micro-usinage de volume pour la réalisation de la membrane et enfin les techniques d'assemblages pour coller l'actionneur thermique au substrat de silicium.

A la fin de ce chapitre, nous reviendrons sur tous les problèmes rencontrés au cours de la réalisation de la micropompe. Nous montrerons comment on a pu franchir toutes ces difficultés en ajustant les procédés technologiques.

Tout d'abord, commençons par décrire toutes les étapes technologiques :

Étape 1 :

On utilise des plaquettes de silicium polies double face, épaisseur: $320\mu\text{m} \pm 25\mu\text{m}$.

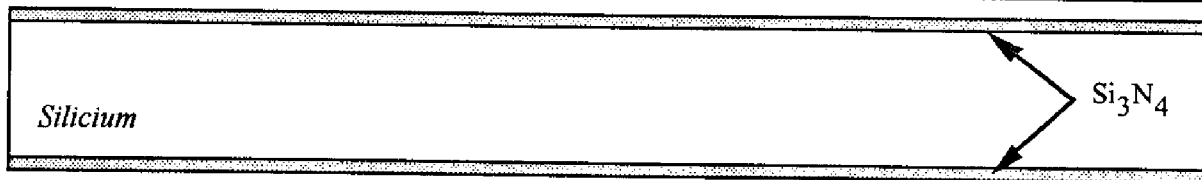
La première opération effectuée sur les plaquettes est un nettoyage, selon la procédure suivante :

- 1) bain de H_2SO_4 et H_2O_2
- 2) rinçage H_2O Désionisée (résistivité $\text{H}_2\text{O} > 13 \text{ Ohm}$) et séchage azote
- 3) attaque lente du SiO_2 HF
- 4) rinçage à l'eau Désionisée et séchage azote

Le rôle du premier bain, composé d'acide sulfurique et d'eau oxygénée, est de faire croître chimiquement une couche d'oxyde qui va piéger les composés organiques ou les impuretés présentes en salle blanche. Cette couche est ensuite éliminée grâce à un bain d'attaque lente du SiO_2 dans la vitesse est environ $100 \text{ \AA}/\text{min}$. La composition du bain SiO_2 est la suivante : 10 cm^3 d'acide nitrique HNO_3 , 15 cm^3 d'acide fluorhydrique (HF 50%) et de 300 cm^3 d'eau désionisée.

Étape 2 :

Dépôt de Si_3N_4 épaisseur $\approx 920 \text{ \AA}$.



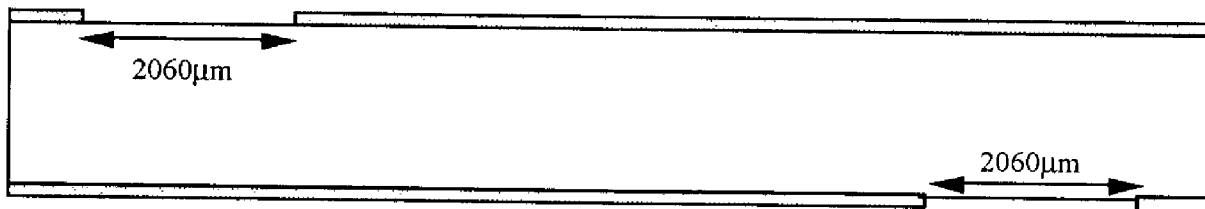
=> Vérification des dépôts par l'ellipsométre.

Étape 3 :

Photogravure des deux faces, on réalise ainsi une ouverture pour une cavité de protection des microvalves. La résine utilisée est une résine positive (AZ1529)

On procède après à une gravure plasma (RIE) du Si_3N_4 des deux faces.

Pour éviter les problèmes d'arrêt automatique de gravure, on prévoit une surface de 1cm^2 sur le masque et le substrat pour focaliser le laser qui commande l'arrêt de la gravure. On protège avec de la résine la face (arrière) en contact avec le support RIE.



Étape 4 :

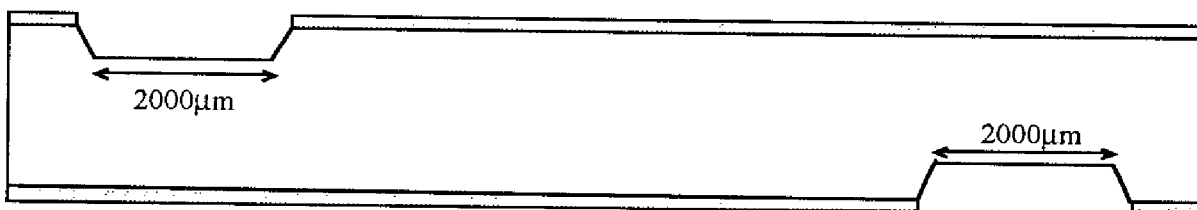
Gravure anisotropique du silicium

Préparation du bain : Pour 100ml de H_2O , on utilise 44g de KOH en poudre.

Épaisseur à gravée : $40\mu\text{m}$, température: 85°C , vitesse de gravure estimée à $1,4\mu\text{m}/\text{min}$.

Temps expérimental de gravure: 28 min.

On a eu la même épaisseur gravée sur les deux faces de la plaquette.



=> Vérification des profils de gravures (Tencor), attaque HF pour éliminer le Si_3N_4

=> Nettoyage des plaquettes, comme dans l'étape 1, avant l'oxydation du substrat.

La figure II.11 montre une photo prise par dessus de la cavité de protection des microvalves.

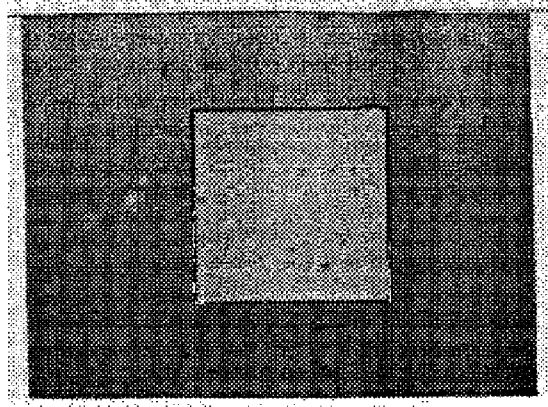
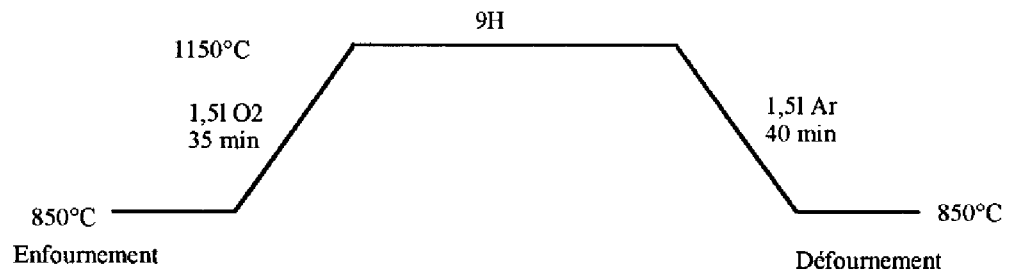


Figure II.11 : Vue par dessus de la gravure de la cavité de protection

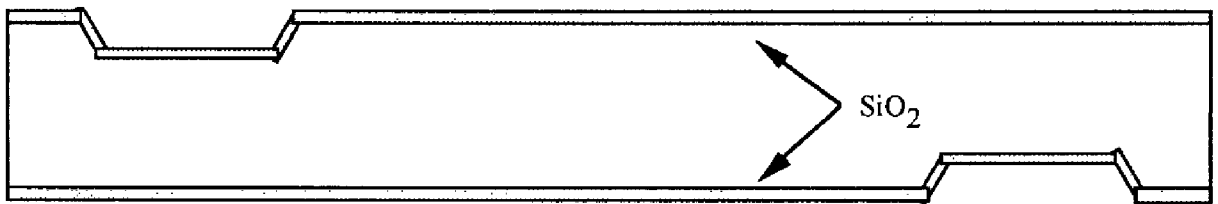
Étape 5 :

Oxydation thermique (sèche) du substrat de silicium

On décrit ici le profil de l'oxydation avec les paramètres thermiques ainsi que les débits de gaz.



Dépôt d'une couche de SiO₂ sur les deux faces du substrat, ce dépôt de 5000 Å formera une première couche sacrificielle et définira le contour du plot central de la valve.



=> Vérification des dépôt par l'ellipsométre.

Épaisseur finale: ép_{ox}=5300 Å°

Étape 6 :

Afin de pouvoir faire un alignement face arrière, on utilise une lampe infrarouge qui illumine la face arrière tout en alignant un masque sur la face avant. On a besoin ainsi d'utiliser des mires métalliques qui ne sont pas transparentes à l'infrarouge. Pour ce faire, on dépose une couche de

chrome sur la face avant (épaisseur = 1000 Å) qui va être photogravée uniquement pour avoir des miroirs métalliques.

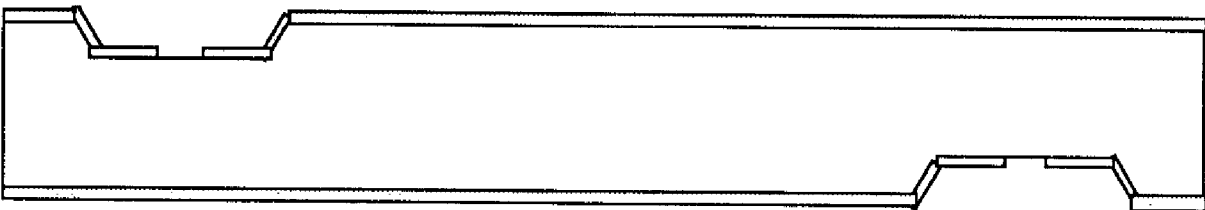
On utilise la résine épaisse AZ4562 au lieu de l'AZ1529 qui présente des problèmes de recouvrement sur les cavités.

Étape 7 :

Photogravure en utilisant la résine négative SC100 pour faire une ouverture dans l'oxyde thermique.

Attaque chimique (Buffer HF)

Temps d'attaque = 7min 30sec. On protège une face tout en attaquant l'autre face. La protection est faite avec une couche de résine et de la cire apiezon.



=> Vérification des profils de gravure (Tencor).

=> On utilise le même masque pour photograver la face arrière d'où un autre dépôt de chrome sur la face arrière $ep = 1000 \text{ \AA}$.

La figure II.12 montre une photo prise par dessus de la cavité ainsi que la gravure chimique du SiO_2 .

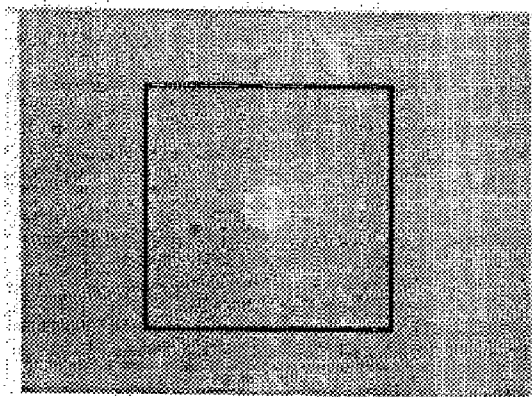


Figure II.12: vue par dessus de la gravure du SiO_2

Étape 8 :

Normalement on devrait faire à ce stade là, un dépôt de SOG⁵ utilisé comme couche sacrificielle mais on a préféré faire un dépôt de polysilicium suivi d'une oxydation afin d'avoir la même épaisseur que le SOG. En effet le SiO_2 a une meilleure uniformité et homogénéité sur toute la plaquette du silicium que le SOG.

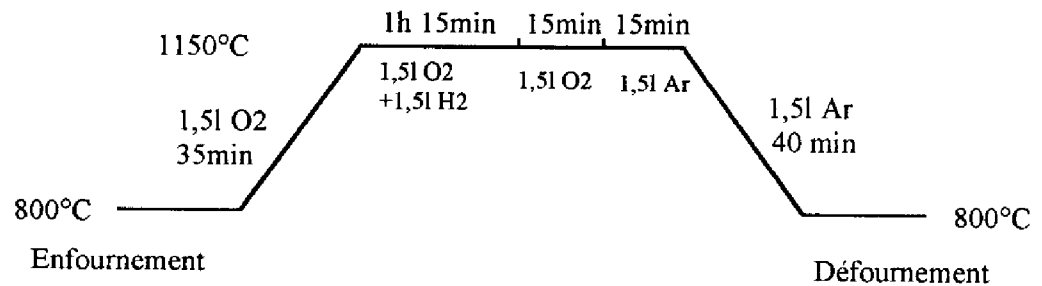
⁵ Spin On Glass (verre à bas point de fusion)

Condition de dépôt du Polysilicium:

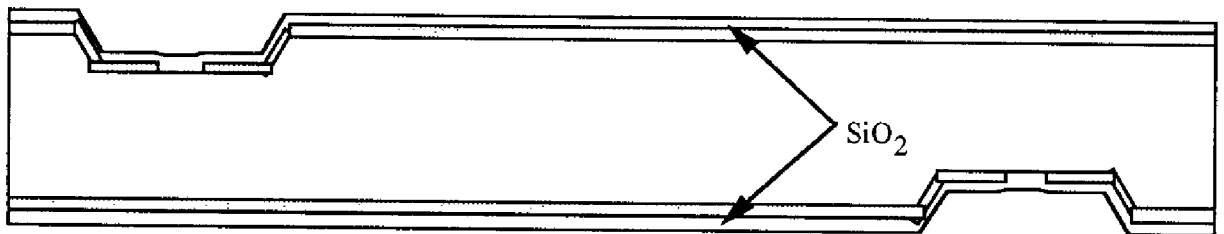
Enfournement lent, température = 605°C, débit Silane (SiH_4) = 100cc/min.

Vitesse de dépôt = 100 Å/min, épaisseur déposée = 3700 Å.

La phase de l'oxydation est décrite par le process suivant :



Épaisseur finale du SiO_2 : 8000Å.



=> Vérification du dépôt aux niveaux des marches (bon recouvrement).

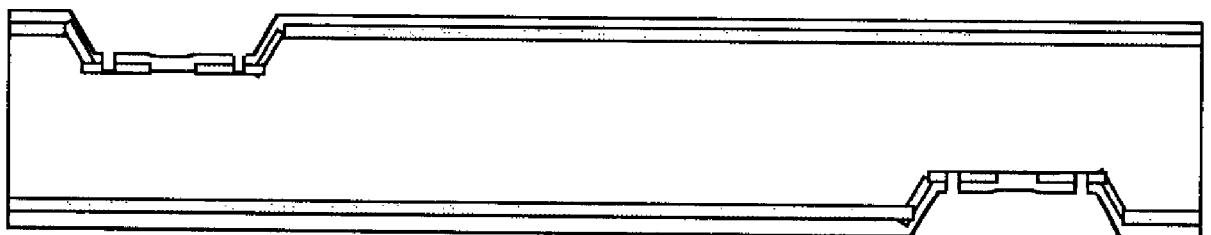
Étape 9 :

Photogravure du polysilicium oxydé (8000 Å) et des 5300 Å d'oxyde du substrat.

Gravure de toute la couche de SiO_2 avec le buffer HF. Temps entre 32 et 35 min.

Épaisseur = 1,3µm.

On réalise ainsi une ouverture d'un anneau circulaire qui constitue le support fixe de la valve.



=>Vérification de la gravure totale du SiO_2

La figure II. 13 montre la gravure du support de la microvalve.

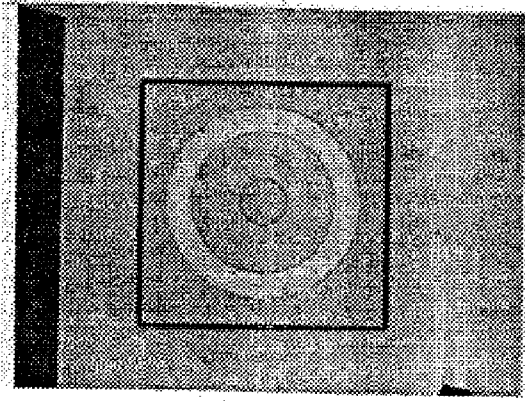
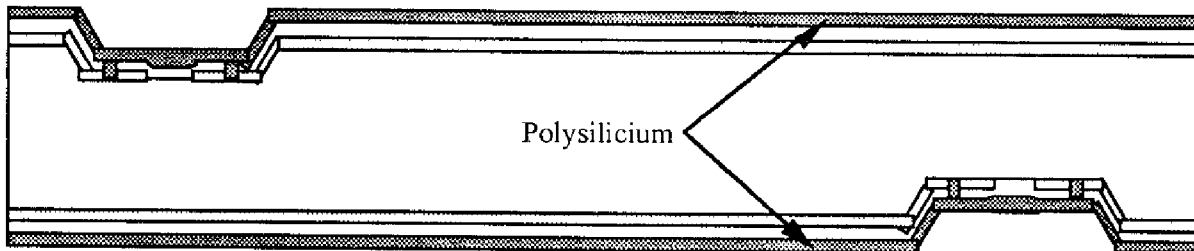


Figure II.13 : vue par dessus de l'emplacement du support de la valve

Étape 10 :

Dépôt de $6\mu\text{m}$ du silicium polycristallin par CVD qui va constituer la structure de la microvalve.



=> Ce dépôt est effectué au LGC⁶ car nous ne disposons pas au LAAS d'un four capable de faire un tel dépôt; on vérifiera les propriétés mécaniques du polysilicium avec une telle épaisseur.

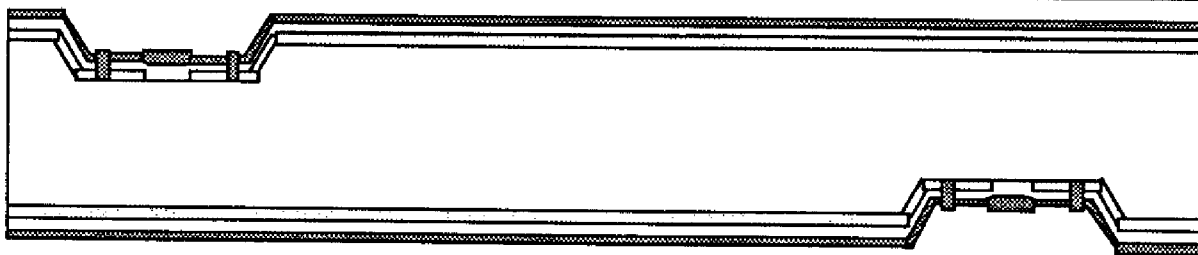
Les conditions de dépôt sont {77}:

- Four type secteur,
- Température de dépôt : 555°C ,
- Pression de dépôt : 100mT ,
- Gaz utilisé : disilane (Si_2H_6); débit : 100 sccm ,
- Vitesse de dépôt : $500\text{Å}/\text{min}$,
- Temps de dépôt : ≈ 2 heures,
- Épaisseur finale entre $6\mu\text{m}$ au centre et $7\mu\text{m}$ au bord des plaquettes.

Étape 11 :

Gravure RIE de $4\mu\text{m}$ de polysilicium, le gaz d'attaque dans ce cas est le SF_6 (hexafluorure de soufre). On définira ainsi le plot central de la valve et le support de la valve.

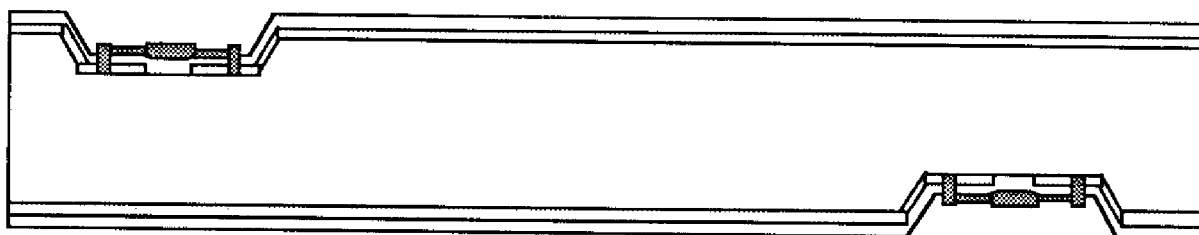
⁶Laboratoire du Génie Chimique



=> Vérification de la gravure (état de surface, dimensions des éléments).

Étape 12 :

Gravure RIE de 2µm de polysilicium avec le SF₆ comme gaz d'attaque. On définit ainsi les quatre bras qui supportent le plot central de la microvalve.



=> On utilisera les mêmes conditions de gravure et de vérification que pendant l'étape 11

=> A ce niveau du procédé, la réalisation des deux microvalves est terminée.

Trois types de microvalves, de dimensions différentes, ont été réalisés, la figure I.14 et le tableau I.1 donnent les caractéristiques de ces valves. La figure II.15 montre deux photos prises par dessus de deux microvalves.

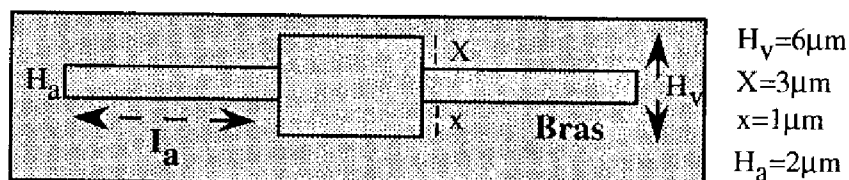
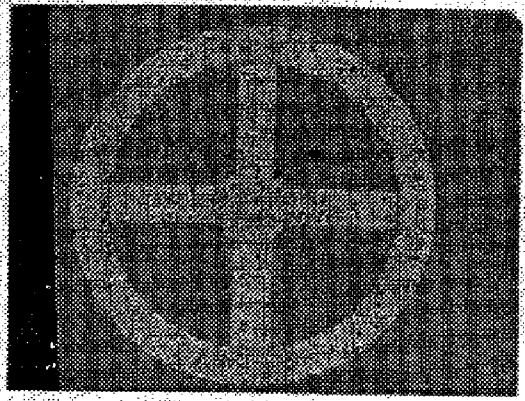


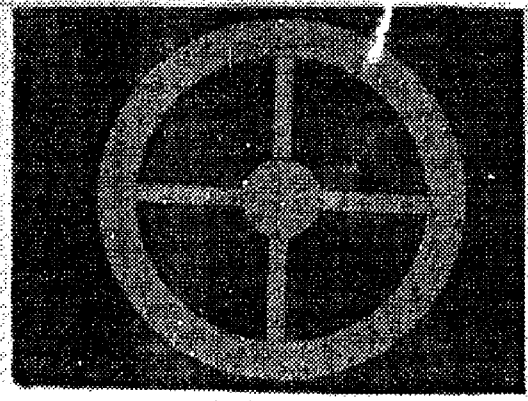
Figure I.14 : vue en coupe de la microvalve

	I_a	Largeur
Valve I	500 µm	200 µm
Valve II	400 µm	200 µm
Valve III	500 µm	100 µm

Tableau I.1 : caractéristiques des trois microvalves réalisées



Valve I

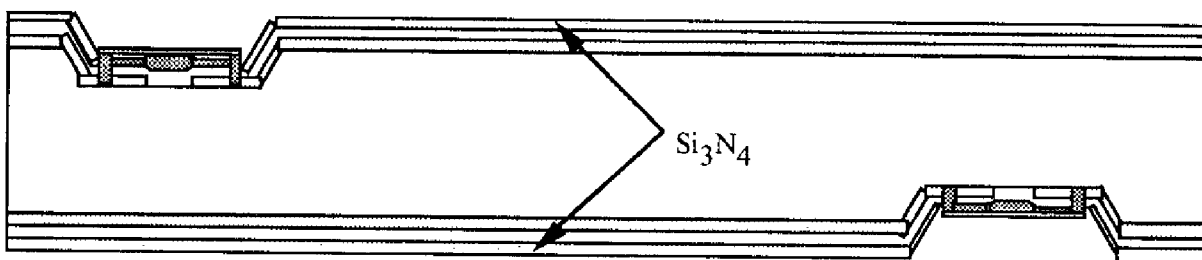


Valve III

Figure II.15 : Vue par dessus de deux microvalves de dimensions différentes

Étape 13 :

Dépôt de 1000Å de Si_3N_4 sur les deux faces du substrat pour protéger les microvalves en polysilicium pendant les étapes suivantes.

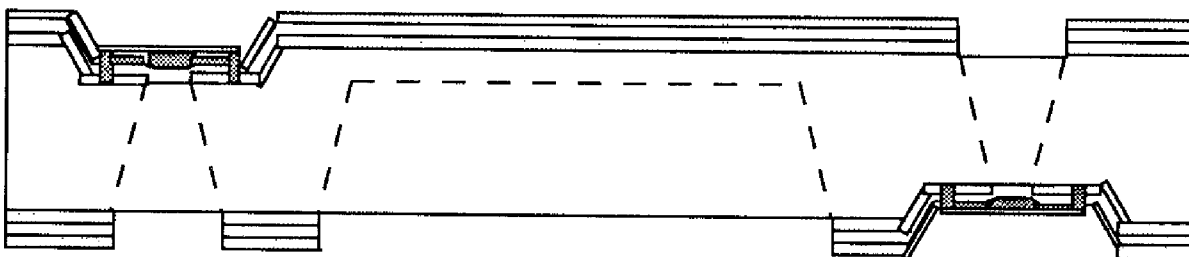


=> Vérification des dépôts par l'ellipsomètre.

Étape 14 :

Gravure RIE du $\text{Si}_3\text{N}_4 + \text{SiO}_2$ de la face arrière et avant du substrat.

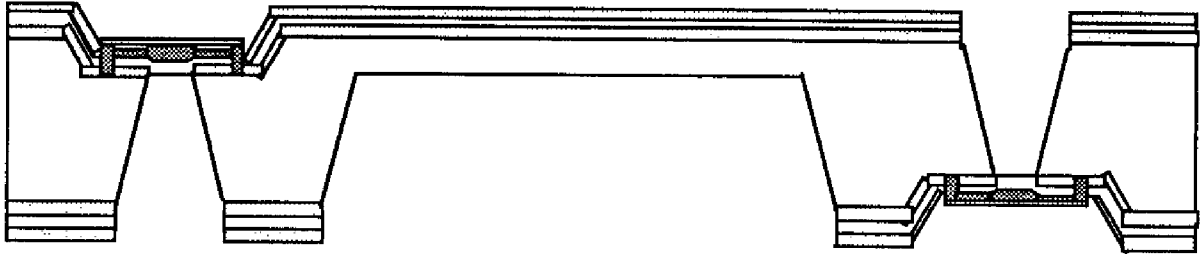
On utilise deux masques différents, l'un pour faire une ouverture de la membrane et le trou d'entrée du liquide sur la face avant, et l'autre, pour faire uniquement le trou de sortie du liquide sur la face arrière. Notons que c'est la seule étape où l'on change de masque pour les deux faces. On utilise comme gaz réactif le CF_4 pour faire la gravure jusqu'au niveau du silicium.



=> Vérification des profils de gravure (Tencor).

Étape 15 :

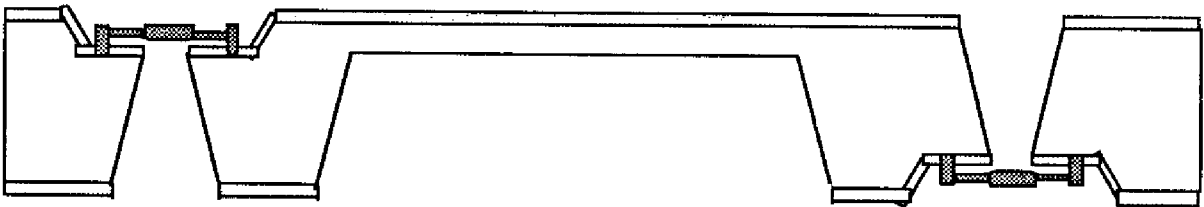
Gravure chimique anisotrope (KOH ou TMAH) de $260\mu\text{m}$ de silicium pour réaliser une membrane de $40\mu\text{m}$, vitesse de gravure $1,6\mu\text{m}/\text{min}$ à $T=85^\circ\text{C}$.



=> Vérification de la gravure: état de surface, profondeur de la cavité et l'épaisseur de la membrane (Tencor).

Étape 16 :

Attaque HF pour éliminer les couches sacrificielles. Ainsi, on libère les microvalves.



=> Vérification du fonctionnement des microvalves

La figure II.16 montre une photos prise par dessus de la microvalve. On remarque l'entrée du fluide au centre de la valve. Le trou a une géométrie carrée due à la gravure anisotrope du silicium.

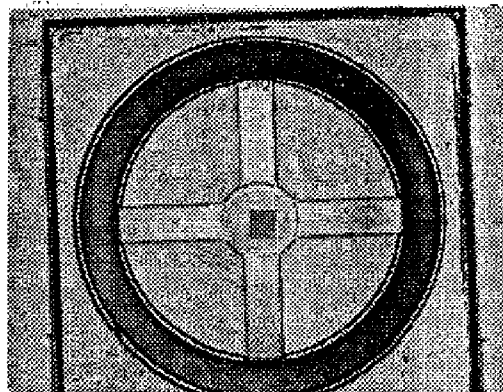


Figure II.16 : Vue par dessus de la valve, après la gravure anisotrope sur l'autre face

Comme on peut le remarquer, la réalisation du module silicium, qui constitue la partie inférieure de la micropompe, peut être compatible avec les technologies standards de microélectronique. On peut même imaginer la réalisation de la membrane, les microvalves ainsi que des circuits intégrés sur un même substrat.

Une fois que l'on a terminé le procédé de fabrication du substrat de silicium avec la membrane et les microvalves, on procède au collage de cette partie avec le substrat d'alumine comportant la résistance thermique comme actionneur de la micropompe grâce à une résine époxyde (voir figures II.17 et II.18).

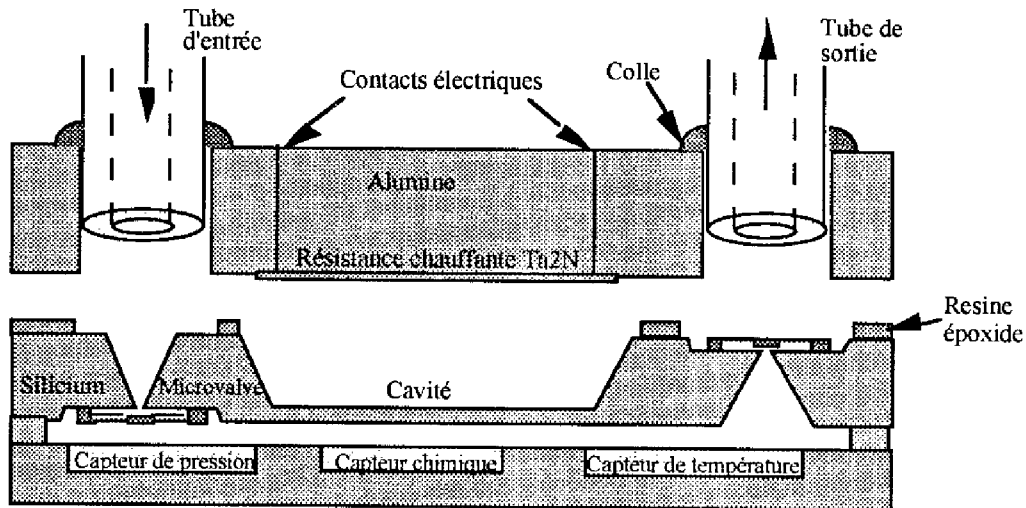
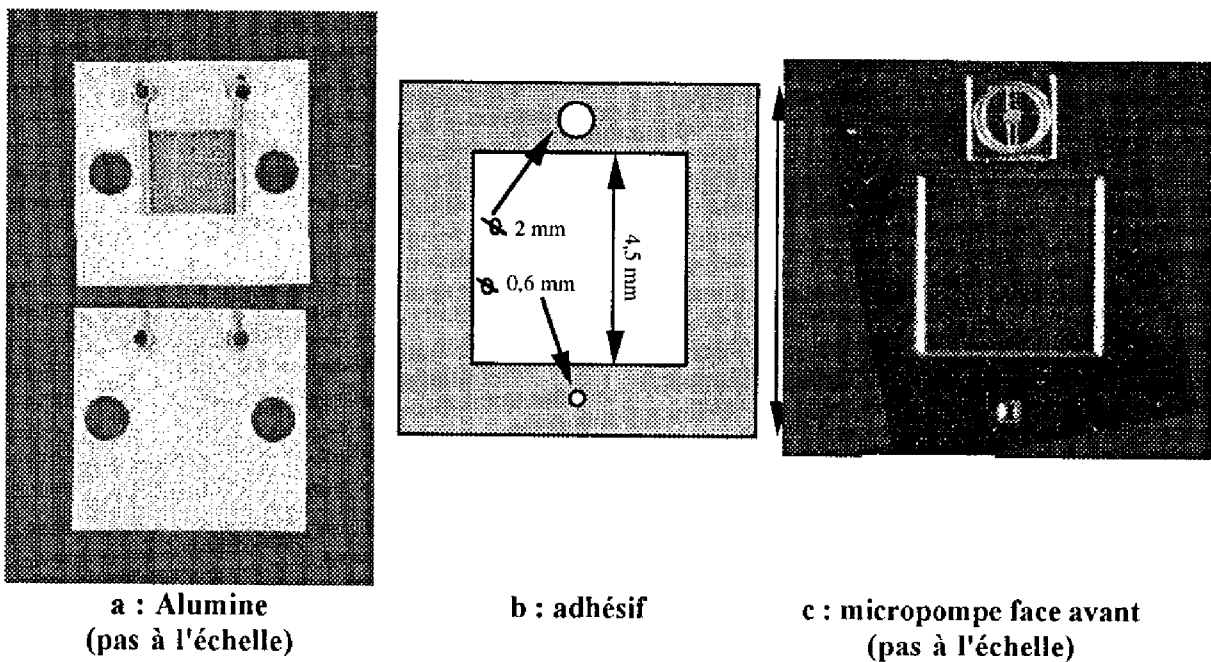


Figure II.17 : assemblage de l'actionneur thermique et du module silicium



a : Alumine
(pas à l'échelle)

b : adhésif

c : micropompe face avant
(pas à l'échelle)

Figure II.18 : Différents composants du module micropompe

II-5 Problèmes rencontrés

Lors de la réalisation de la micropompe, on a été confronté à divers problèmes technologiques qui ont été résolus au fur et à mesure de l'avancement des travaux.

Problème N°1

Le fait de réaliser la micropompe sur un même substrat, nécessite de travailler sur les deux faces de la plaquette. La procédure retenue est de protéger une face pendant que l'on travaille sur l'autre face surtout lors des étapes de photogravures, d'où la mise au point et l'utilisation d'une cavité de protection micro-usinée de 40 μm de profondeur.

Problème N°2

Lors de la conception de la valve, il était convenu d'utiliser le SOG comme matériau pour la réalisation de la microvalve, mais des problèmes d'uniformité du dépôt ont été mis en évidence lors de la superposition des couches pour des épaisseurs de l'ordre du micron.

La solution était de faire une oxydation thermique dont les paramètres sont donnés dans l'étape 8. Une couche d'oxyde d'environ 8000Å a été obtenue en ayant une bonne uniformité sur le centre et les bords de la plaquette. Ainsi on a pu oxyder une dizaine de plaquettes en même temps, alors que dans le cas du SOG, on traite chaque plaquette à part, ces résultats de dépôt n'étant pas reproductibles d'une plaquette à une autre. D'où le changement du procédé de réalisation en optant pour l'oxydation thermique.

Problème N°3

Une fois la microvalve réalisée, et avant de commencer la gravure anisotropique pour faire la membrane et les deux trous d'entrée/sortie du liquide, on doit protéger les valves en polysilicium. Cette protection est effectuée grâce à un dépôt du nitrure de silicium. Le premier dépôt du Si_3N_4 a été fait à la température standard de 750°C, or à cette température et avec des épaisseurs de 6 μm pour le support de la valve, on observe des contraintes mécaniques qui se manifestent par des cassures au niveau de l'anneau circulaire de la valve (voir figure II.19-a). Ce dépôt a été modifié en changeant la température de dépôt afin de réduire ces contraintes mécaniques. En effet, un deuxième dépôt à une température de 600°C montre l'absence de ces cassures (voir figure II.19-b). La qualité du deuxième dépôt reste remarquable concernant son utilisation comme masque de gravure anisotropique. Les paramètres de dépôts du nitrure de silicium sont donnés dans le tableau II.2.

Ce dépôt rejoint notre objectif de développer des procédés technologiques basse température compatibles avec les techniques standards de conception de circuits intégrés.

Conditions de dépôt du premier essai	Conditions de dépôt du deuxième essai
T=750°C	T=600°C
P=300 mtorr	P=220 mtorr
Débit $\text{SiH}_4 = 50 \text{ sccm}^7$	Débit $\text{Si}_2\text{H}_6 = 5 \text{ sccm}$
Débit $\text{NH}_3 = 40 \text{ sccm}$	Débit $\text{NH}_3 = 200 \text{ sccm}$
Distance entre plaquette = 5 mm	Distance entre plaquette = 10 mm

Tableau II.2 : paramètres de dépôt du nitrure de silicium

⁷Standard cubic centimeter per minute

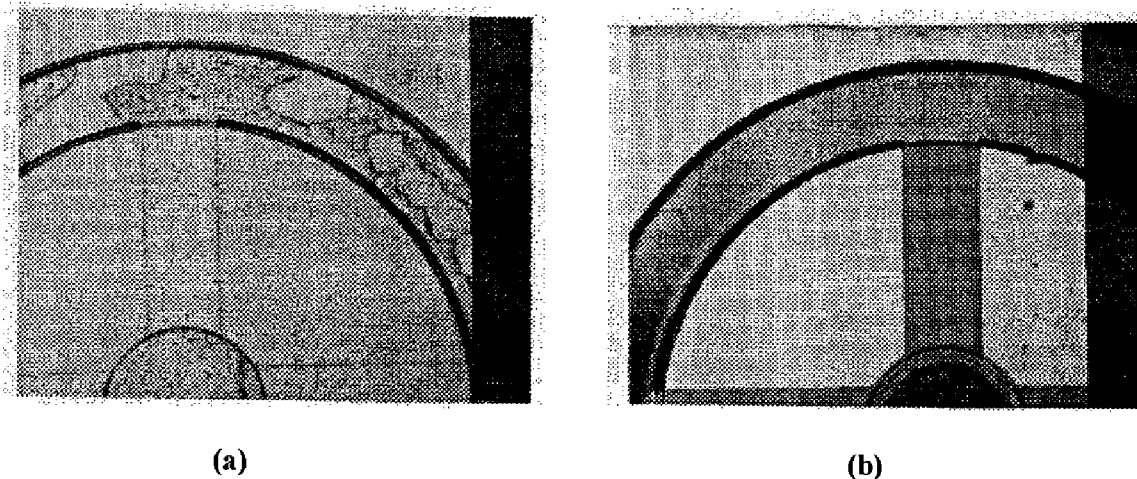


Figure II.19 : vue par dessus de l'état des microvalves après dépôt du nitrure de silicium
(a) dépôt standard ($T_d=750^\circ\text{C}$)
(b) dépôt sans stress ($T_d=600^\circ\text{C}$)

 *

Ce chapitre présente d'abord le projet BARMINT qui a été le cadre et le support financier de notre étude. Il décrit en détail les constituants du démonstrateur médical. Notre travail consistait à réaliser la micropompe comprenant deux microvalves passives ainsi qu'une membrane. Cette membrane devrait être ensuite intégrée dans un système d'analyse chimique pour une application médicale grâce aux techniques d'interconnexions verticales MCM-V. La structure de la micropompe retenue est une structure monolithique comportant la membrane et deux microvalves. La micropompe est actionnée par une résistance chauffante. L'actionneur thermique a été choisi car il présente l'avantage de la facilité de réalisation technologique. Une adaptation du corps de la micropompe avec d'autres types d'actionneurs a aussi été présentée tels que les actionneurs électrostatiques, électromagnétiques ou bimétalliques.

Une description détaillée des étapes technologiques pour la réalisation du corps de la micropompe ainsi que de l'actionneur thermique a été présentée. C'est une contribution essentielle de notre travail personnel. Ainsi, le procédé de réalisation de la partie inférieure de la micropompe comporte 16 étapes de fabrications avec:

- 8 niveaux de masquages,
- 3 dépôts CVD,
- 2 oxydations, une humide et l'autre sèche,
- 8 gravures plasma (RIE),
- 3 gravures chimiques,
- 2 gravures chimiques anisotropiques (KOH).

Ce procédé technologique est compatible avec les procédés standards de fabrication de circuits intégrés. On peut très bien imaginer la combinaison de la technologie CMOS et les techniques de micro-usinages du silicium afin d'avoir à la fois la pompe avec les valves et la circuiterie sur un même substrat de silicium.

Une présentation des problèmes rencontrés lors du procédé technologique a aussi été faite ainsi que les solutions pratiques originales que nous avons apportées pour y remédier .

CHAPITRE III

Modélisation et Simulation fonctionnelle de la Micropompe

Pour transférer les résultats de recherche acquis au niveau des prototypes vers des produits industriels disponibles sur le marché, il faut disposer de facilités de fonderie ainsi que des outils CAO.

Pour rendre les microsystèmes transférables à tous les partenaires industriels concernés notamment aux PME-PMI, on doit respecter une série de contraintes :

- une facilité d'utilisation : cette contrainte ergonomique limite l'intégration d'outils "réputés difficiles à utiliser" dans l'environnement,
- l'adaptation aux moyens de fabrication existants. La technologie supportée est, rappelons le, celle définie dans le chapitre II, basée sur l'extension des méthodes de fabrication de la micro-électronique.
- un coût réaliste.

Les outils de CAO déjà disponibles pour la micro-électronique ont un degré d'efficacité élevé : toutes les phases de fabrication du produit peuvent être d'abord testées en simulation et cela jusqu'à la phase finale où tout élément réel est représenté. Les phases de prototypes sont alors réduites au minimum.

Dans la même optique, la simulation des microsystèmes devrait à terme arriver à ce degré de précision. Cependant, l'art de la modélisation et de la conception des microsystèmes ne fait que débiter. Pour les différentes disciplines d'ingénierie intervenant dans les microsystèmes, telles que l'électronique, la mécanique, la thermique, l'optique, la chimie et d'autres, il existe des variétés d'outils de conception, de simulation et de vérification liées à chaque discipline. Aujourd'hui, le développement en cours d'outils regroupant ces diverses disciplines dans un environnement unique permet d'envisager l'achèvement de la conception d'un microsystème{31}.

Deux approches peuvent être adoptées pour atteindre ce but. La première consiste à développer, de toutes pièces, un nouvel environnement spécifique aux microsystèmes. La seconde, plus réaliste, réside dans l'utilisation des outils de CAO existants sur le marché de la microélectronique pouvant réunir les différentes disciplines requises par les microsystèmes, de les étendre et de les interfacer dans un seul environnement, avec des bibliothèques de cellules standards et paramétrisables, afin d'assurer un flux de conception continu. Nous avons choisi cette deuxième approche qui nous permet d'aborder directement les problèmes d'interfaçages des différentes disciplines. La figure 3.1 schématise la procédure qui a guidée nos travaux pour développer de nouveaux modèles de microsystèmes et réaliser nos simulations. Nous l'illustrons ici en partant de deux disciplines par exemple la thermique et la mécanique qui nous intéressent plus particulièrement dans la conception de la micropompe. Les logiciels de simulations utilisent des modèles physiques qui se basent sur des paramètres technologiques, on peut grâce à des modèles comportementaux interfacer ces résultats physiques avec des simulateurs fonctionnels.

Les simulateurs systèmes qui sont utilisés actuellement utilisent le langage VHDL-A dans le cas du logiciel ELDO ou le langage MAST pour le logiciel SABER. Ces deux environnements nécessitent des spécifications systèmes qui ne dépendent pas des disciplines à simuler. Les résultats des simulations fonctionnelles sont à la fin combinés avec les simulations technologiques des composants afin de procéder aux étapes d'assemblage et de validation.

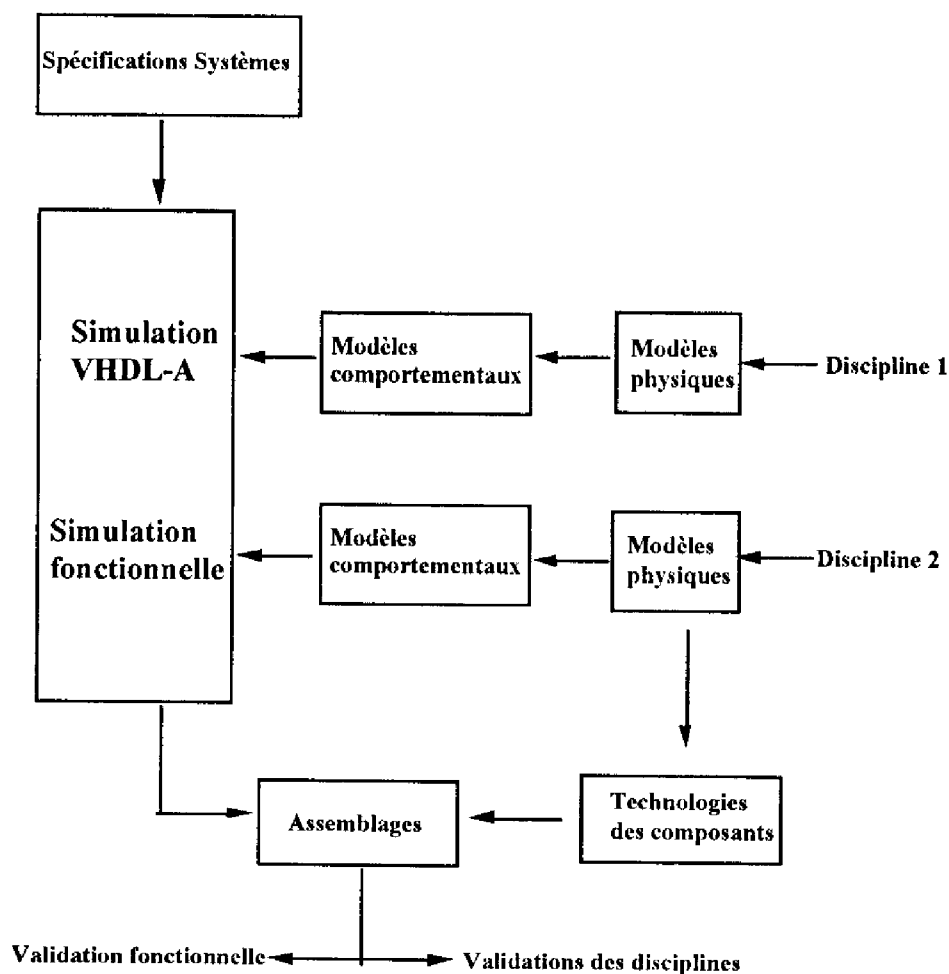


Figure 3.1 : schéma de la procédure de simulation système

Dans ce chapitre, nous appliquons ces considérations générales sur le sujet de notre travail : la conception de micropompes. Nous allons développer la première phase de la simulation système présentée dans la figure 3.1. Les deux disciplines concernées dans notre exemple sont la thermique et la mécanique.

La conception de la micropompe implique une modélisation et une simulation thermomécanique très poussée. On présentera le modèle thermique qui nous a permis d'évaluer les échanges thermiques à l'intérieur de la micropompe et également d'aboutir à des optimisations qui peuvent être déduites de l'exploitation de ce modèle.

La deuxième partie de ce chapitre est consacrée à la simulation mécanique à l'aide des éléments finis. Les résultats de ces simulations peuvent être interfacés avec un simulateur VHDL-A grâce à des modèles comportementaux. Cette simulation a été effectuée avec le logiciel ANSYS.

III-1 Les caractéristiques de la simulation thermomécanique des microsystemes

Dans la conception des microsystemes, il faut procéder en deux étapes : la modélisation et la simulation {31}. L'outil informatique de CAO doit donc permettre :

- d'accéder à des modèles compatibles à tous les composants utiles et aux règles d'interconnexions,
- de générer les dessins de masque⁷ du microsystème y compris la partie non électronique, et de vérifier des règles de dessin étendues à la technologie des microsystèmes. Ceci doit être couplé aux technologies déjà existantes de réalisation standard de circuits intégrés. Ce qui est notre cas, puisque la technologie choisie est compatible à la micro-électronique (cf. chapitre 2),
- d'extraire des paramètres permettant la génération de modèle du microsystème global avec ses effets parasites pour accéder aux derniers correctifs.

Plusieurs types de simulations doivent être disponibles :

- simulations fonctionnelles partielles des composants et des sous-systèmes,
- simulations électriques pour la conception de la circuiterie,
- simulations mécaniques pour les capteurs et les actionneurs,
- simulations optiques qui portent sur les modules optiques du microsystème (guide d'ondes, convertisseurs photovoltaïques, détecteurs, sources optiques,....etc.),
- simulations thermiques et thermomécaniques pour traiter les limites de fonctionnement et de fiabilité,
- simulations couplées, comme la simulation électro-thermique ou la simulation thermo-mécaniqueetc.,
- la simulation globale du fonctionnement du microsystème.

On voit donc que la conception des microsystèmes est un objectif d'une très grande complexité, compte tenu du caractère pluridisciplinaire incontournable. On peut dire ici que l'action de BARMINT a permis de bien identifier le problème général et d'en illustrer certains aspects. C'est le sens de la présentation qui suit :

Nous nous intéressons ici à la modélisation, la simulation et l'optimisation de la micropompe. Ce travail a été développé en collaboration avec nos partenaires Européens{58}. Il s'agit d'un modèle thermique capable de simuler le fonctionnement de la micropompe en fonction des différents paramètres possibles tels que la puissance injectée, les matériaux utilisés,.....Nous traiterons ensuite des simulations mécaniques qui ont été effectuées au LAAS sur le comportement de la membrane en fonction de la pression appliquée dans la cavité. On s'efforcera enfin de proposer une manière de coupler ces deux résultats pour avoir une seule donnée à l'entrée du système : soit la puissance injectée, soit la tension appliquée aux bords de la résistance, et une seule donnée à la sortie à savoir la déflexion de la membrane ou le débit de la micropompe.

⁷Layout

III-2 La modélisation thermique de la micropompe

A cause des géométries complexes des microsystèmes, l'analyse thermique nécessite une approche qui ne peut être que numérique. On doit aussi prendre en compte que les outils informatiques utilisés pour cette analyse, doivent être capables de fonctionner dans un environnement incluant aussi des programmes de simulations mécanique, électrique, fluide, optique, etc...

La simulation thermique joue, compte tenu de l'intégration croissante des systèmes, un rôle de plus en plus important dans la conception des circuits électroniques et des microsystèmes. Une approche standard, pour avoir une idée du comportement thermique de ces systèmes, est d'utiliser :

- soit des méthodes d'intégration de l'équation de la chaleur en utilisant des éléments finis {63} ou des différences finies {62},
- soit des méthodes comportementales en utilisant par exemple l'équivalence des propriétés thermiques et des propriétés électriques (équivalence en réseaux RC). L'avantage de cette dernière méthode est de permettre des traitements continus et de distinguer à la fois le comportement thermique et le comportement électrique des composants.

L'intérêt du modèle thermique de la pompe proposé ici, est de transformer les données thermiques en données électriques, de permettre le traitement sur des simulateurs électriques standards. Le modèle présenté permet une analyse thermique transitoire d'un système en trois dimensions. Ce modèle a été proposé par l'équipe de Lodz au sein de BARMINT{60}. Le principe de cette modélisation complète est le découpage du système en plusieurs cubes connectés mutuellement (appelés blocs) avec une source de chaleur. L'injection de la puissance est faite par le générateur de courant dans chaque bloc. On peut alors décrire n'importe quelle injection de puissance. Cette injection est toujours faite en volume. C'est bien physique parce qu'on ne peut pas injecter une puissance dans un volume infiniment petit. Dans ce cas, la densité de la puissance devient infinie et la température sera infini aussi.

Les hypothèses principales sont :

- l'injection de la puissance est faite par le générateur du courant dans chaque bloc,
- la puissance générée peut être décrite par n'importe quelle fonction (linéaire, non linéaire,...)
- la connexion entre les blocs (appelés contacts) est représentée par des interfaces de conductivités,
- le maillage est généré automatiquement par le programme.

Dans le cas des simulations dynamiques, le maillage change en fonction du temps de calcul pour garder une bonne précision. On a alors l'adaptation du maillage statique et dynamique.

Le programme génère donc des réseaux électriques RCI (pas seulement RC) en trois dimensions où il décrit la génération de la puissance dans chaque volume. Ces réseaux peuvent ensuite être traités par le logiciel HSPICE {70} ou par n'importe quel programme de simulation électrique ayant un format d'entrée/sortie compatible à HSPICE. Le logiciel TULSOLVE développé par l'équipe de Lodz {58} permet de faire des calculs plus vite que HSPICE lors de la génération du maillage dynamique.

III-2-1 Mise en place du modèle thermique

La connaissance exacte de l'équation de transfert de chaleur (1) est la base de la création du réseau d'équivalence électrique. La solution de ce réseau permet d'obtenir la distribution de la température à l'intérieur du volume analysé.

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} - \frac{c\rho}{\lambda} \frac{\partial T}{\partial t} = -\frac{1}{\lambda} g(x, y, z, t) = -\frac{1}{\lambda} J_G(x, y, z, t) \quad (1)$$

Avec: T la température
 x,y,z les coordonnées spatiales
 t le temps
 λ la conductivité thermique
 ρ la densité
 c la chaleur spécifique
 g le facteur de génération de chaleur

$g(x, y, z, t)$ représente l'injection de la puissance par le générateur de courant dans chaque bloc.
 Dans ce cas $g(x, y, z, t) = J_G(x, y, z, t)$

Pendant la création du modèle thermique, les analogies entre les entités électriques et thermiques sont prises en compte :

- le potentiel électrique V correspond à la température T,
- le courant J correspond à la dissipation de puissance P,
- les résistances électriques R et les capacités C sont calculées à partir des divisions géométriques des composants et des propriétés thermiques des matériaux semiconducteurs.

Considérons un prisme sous forme de parallélépipède avec un point milieu de coordonnées (x,y,z) et de dimensions dx, dy et dz. La chaleur générée par ce volume est donnée par:

$$G = g(x, y, z, t) \cdot dx \cdot dy \cdot dz \quad (2)$$

Dans le réseau électrique, cette valeur est représentée par un courant d'injection vers le noeud (x,y,z) et par un courant de source indépendant $J_G(x, y, z, t) = G$. La chaleur générée sur le volume considéré, peut être stockée ou transférée vers l'extérieur. Cette quantité de chaleur stockée dans le parallélépipède est donnée par:

$$H = c\rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz \cdot dT \quad (3)$$

Si on considère l'équivalence électrique, cette chaleur stockée est représentée par une charge électrique emmagasinée dans une capacité C connectée entre la masse et le noeud (x,y,z). La valeur de cette capacité est calculée à partir de l'équation:

$$C = c\rho \cdot dx \cdot dy \cdot dz \quad (4)$$

On peut aussi considérer les échanges énergétiques entre deux régions voisines. En effet, le flux thermique entre deux points placés l'un à côté de l'autre est proportionnel à la différence de

température de ces deux points, et inversement proportionnel à la conductivité thermique du matériau considéré.

Du point de vue électrique, on peut le modéliser par un flux d'électrons qui traverse une résistance. D'où les expressions des résistances thermiques :

$$R_x = \frac{1}{\lambda} \frac{dx}{dydz} \qquad R_y = \frac{1}{\lambda} \frac{dy}{dxdz} \qquad R_z = \frac{1}{\lambda} \frac{dz}{dxdy} \qquad (5)$$

Si on considère le circuit représenté dans la figure 3.2, le noeud A(x,y,z) correspond au point (x,y,z) de la structure modélisée. En écrivant la loi de Kirchoff relative au courant on obtient :

$$\lambda \left[\frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial z^2} \right] + J_G(x,y,z,t) = c\rho \frac{\partial V}{\partial t} \qquad (6)$$

La forme de l'équation (6) est identique à l'équation (1) à l'exception des entités thermiques qui sont remplacées par des entités électriques.

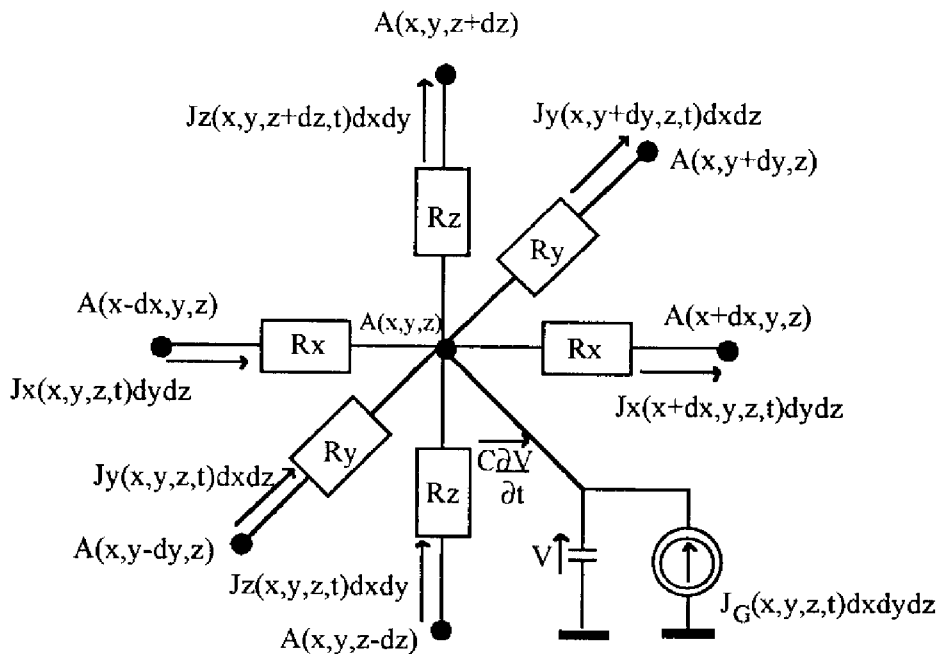


Figure 3.2 : Schéma d'équivalence thermique d'un point A(x,y,z)

Chaque volume est remplacé par un noeud avec six résistances, une capacité et un générateur de courant comme le montre la figure 3.2. Le point A est le centre de notre cube (bloc en général). N'importe quelle structure 3D peut être alors représentée par un réseau avec un nombre fini de cellules RCI. Ce nombre peut être de l'ordre de quelques centaines de milles de cellules. Une fois que les cellules sont définies, il reste à fixer les conditions aux bords et les conditions aux limites de la structure.

La propagation de la chaleur est faite entre la (ou les) sources de chaleur et le puits de la chaleur⁸. Dans notre cas, on écrit les conditions aux bords et les équations de transport de chaleur entre les différents blocs en utilisant le coefficient "h"⁹ qui évite le maillage très fin entre les blocs.

Le tableau 3.1 nous donne l'analogie que l'on peut faire entre les paramètres thermiques et les paramètres électriques pour pouvoir interpréter et simuler le comportement thermique d'un système à l'aide d'un simulateur électrique.

Paramètres thermiques		paramètres électriques	
Température	{K}	potentiel électrique	{V}
Différence de température	{K}	tension	{V}
Puissance thermique	{W}	courant	{A}
Energie	{J}	charge électrique	{C}
Capacité thermique	{J/K}	capacité électrique	{F}
Résistance thermique	{Wcm ⁻¹ K ⁻¹ }	résistivité	{Ω ⁻¹ cm ⁻¹ }

Tableau 3.1 : L'analogie entre les paramètres thermiques et électriques

III-2-2 Les simulations thermiques de la micropompe

Vue la difficulté à traiter le problème du point de vue globale, et pour avoir une première approximation des résultats thermiques, nous émettons les hypothèses suivantes :

- la micropompe est un module du système de dimensions (x , y et z) égales respectivement à 10 mm, 10 mm et 1,4 mm.
- la partie supérieure de la micropompe est un substrat d'Alumine¹⁰ de même dimension,
- la résistance chauffante est déposée en couche mince sur l'alumine.

La géométrie de la micropompe a été simplifiée vue la symétrie du système comme le montre les figures 3.3 et 3.4. On a divisé la micropompe en quatre afin de réduire le temps de calcul. Le modèle consiste à diviser la pompe en des blocs sous forme de parallélépipèdes :

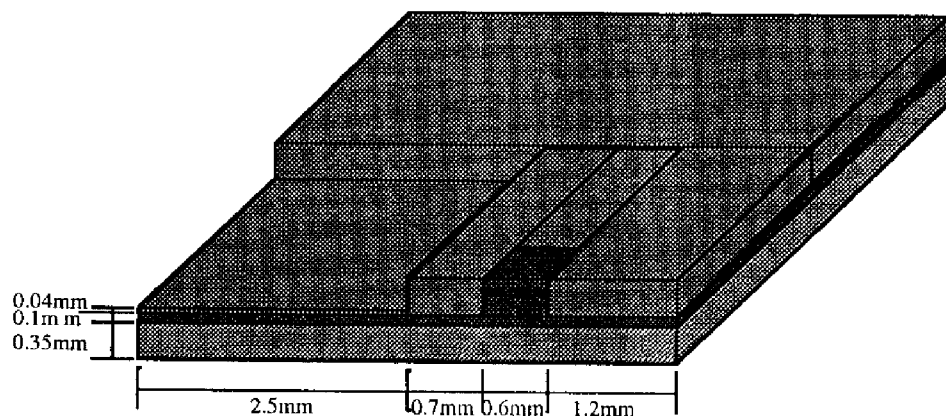


Figure 3.3 : Vue en coupe du substrat de silicium (1/4)

⁸Heat Sink

⁹Heat exchange coefficient (coefficient d'échange de chaleur)

¹⁰ Céramique à 96 % (Al₂O₃)

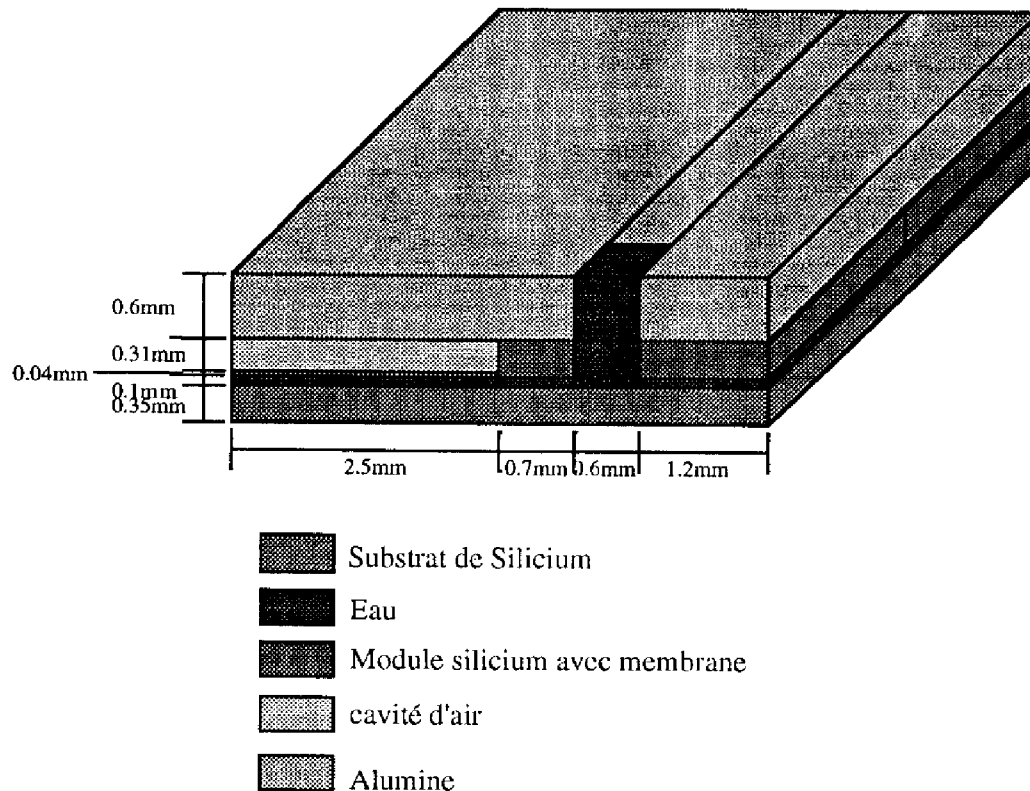


Figure 3.4 : Vue en coupe de la micropompe sous forme de blocs

Le maillage 3D est automatiquement généré, les blocs sont directement remplacés par des réseaux RCI. Le maillage est réalisé comme dans le cas de la méthode des différences finies ou des éléments finis. La méthode d'intégration numérique cherche automatiquement la meilleure longueur du pas et l'ordre d'intégration numérique. Les conditions aux bords sont données par les coefficients "h". Les conditions aux limites doivent être entrées comme dans toutes les méthodes numériques.

III-2-2-1 Conditions aux bords

Avant de débiter la simulation, on doit définir les conditions aux limites du système global. On peut supposer que la pompe est refroidie par convection au dessus du substrat d'alumine. Par contre, l'échange thermique au dessous de la structure n'est pas défini.

En considérant le mouvement du fluide dans la pompe, on suppose que :

- la température du fluide à l'intérieur de la pompe est constante,
- le coefficient de transfert de chaleur est constant dans la cavité et dans les canalisations.

L'échauffement du liquide a été modélisé en rajoutant un noeud supplémentaire dans le réseau RC. Le potentiel à ce noeud représente la température du fluide. Ce noeud est connecté à la masse grâce à une résistance dont la valeur dépend du flux fluidique :

$$\frac{\Delta T}{P} = \frac{1}{c \cdot \rho \cdot y} \quad (7.2)$$

$\frac{\Delta T}{P}$ est la valeur de la résistance que décrit l'échauffement du liquide {K/W}

c la chaleur spécifique du fluide {J/(gK)}

ρ la densité du fluide {g/cm³}

y le débit de la pompe {μl/s}

Le coefficient de transfert de chaleur est estimé en supposant le flux laminaire du fluide dans la cavité :

$$h = \frac{Nu \cdot k}{D} \quad (7.3)$$

Avec :

Nu nombre de Nusselt

k conductivité thermique du fluide {W/(mK)}

D diamètre hydraulique {μm}.

Dans le cas où le canal n'est pas cylindrique, le diamètre hydraulique est défini comme :

$$D = \frac{4S}{P}$$

Avec : S la surface du canal {μm²},
P le périmètre de mouillé (wetted perimeter) {μm}.

Les coefficients physiques des matériaux utilisés lors de la simulation sont donnés dans le tableau 3.2

	Conductivité thermique à 300°K (en W.cm ⁻¹ .°C ⁻¹)	Coefficient de dilatation thermique (en ppm/°C)	Densité (en Kg/m ³)	Capacité thermique (J/cm ³ K)
Silicium (75)	1,45	3	2,34	1,63
Alumine	40 W.m ⁻¹ .°K ⁻¹	7	4	3,3
Air dans la cavité	5.10 ⁻³ W.cm ⁻¹ .°K ⁻¹			1.10 ⁻³

Coefficient d'échange thermique h (mW.cm ⁻² .K ⁻¹)		
	Convection naturelle	Convection forcée
Air	1 à 4	4 à 20

Tableau 3.2 : Caractéristiques des matériaux utilisés

III-2-2-2 Fonctionnement de la micropompe

Si on considère la micropompe décrite précédemment avec comme longueur de membrane L=5mm et une résistance chauffante de côté égal à 4 mm, en injectant une pulsation de 1Watt d'amplitude, comme le montre la figure 3.5, on obtient quelque soit le temps t, la répartition de la chaleur à différents endroits de la pompe. On néglige l'échauffement de l'eau pendant la période T.

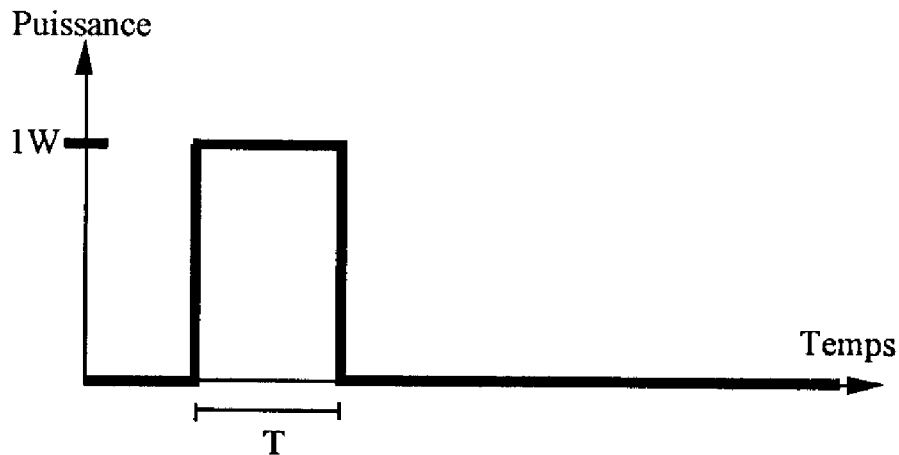


Figure 3.5 : Puissance injectée dans la résistance sous forme d'impulsion.

Les hypothèses sont que :

- le flux de chaleur traversant les côtés latéraux est nul,
- le côté supérieur du substrat d'alumine est refroidi par convection naturelle avec l'air ($h=2-500 \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-1}$);
- le côté inférieur du substrat de silicium est considéré : soit comme milieu adiabatique, soit refroidi par convection naturelle (on discutera les deux conditions).

La figure 3.6 montre la distribution de la température sur la surface de la source de chaleur pendant toute la durée de la pulsation. Chaque instant est représenté par quatre images :

Les deux premières images du haut représentent une vue en coupe selon l'axe x et l'axe y de la structure :

L'image du bas à droite est une coupe selon l'axe z;

L'image du bas à gauche représente la distribution de température de la source de chaleur.

L'échelle de la température est la même sur toutes les images.

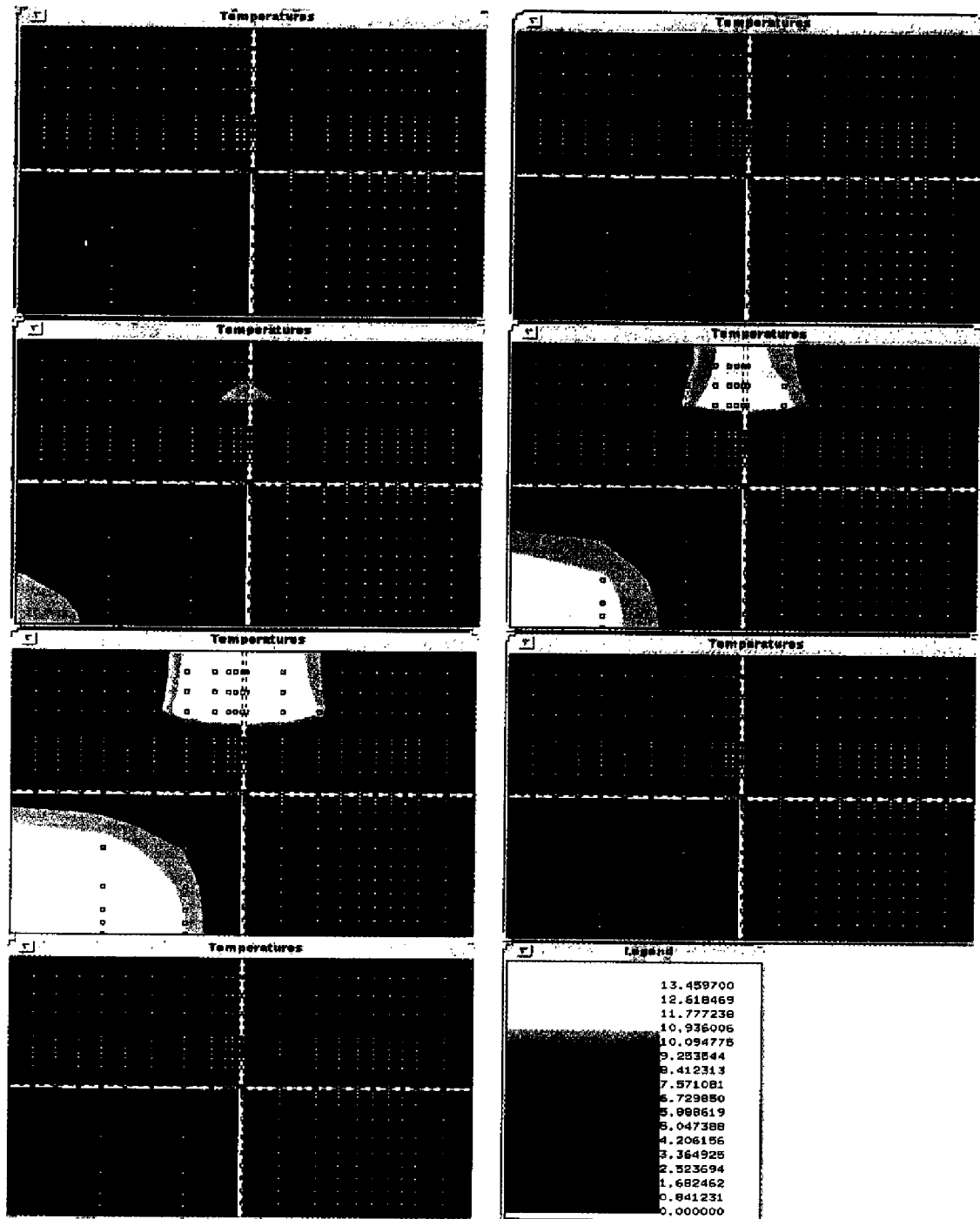


Figure 3.6 : Distribution de la température dans la micropompe.

Temps: 0.1s, 0.5, 1.0, 2.0, 2.2, 2.5s

Durée du pulse d'énergie : T=2.2 s, h= 10W/m²K.

La figure 3.7 montre l'augmentation de la température au centre de la résistance en fonction du coefficient de convection "h".

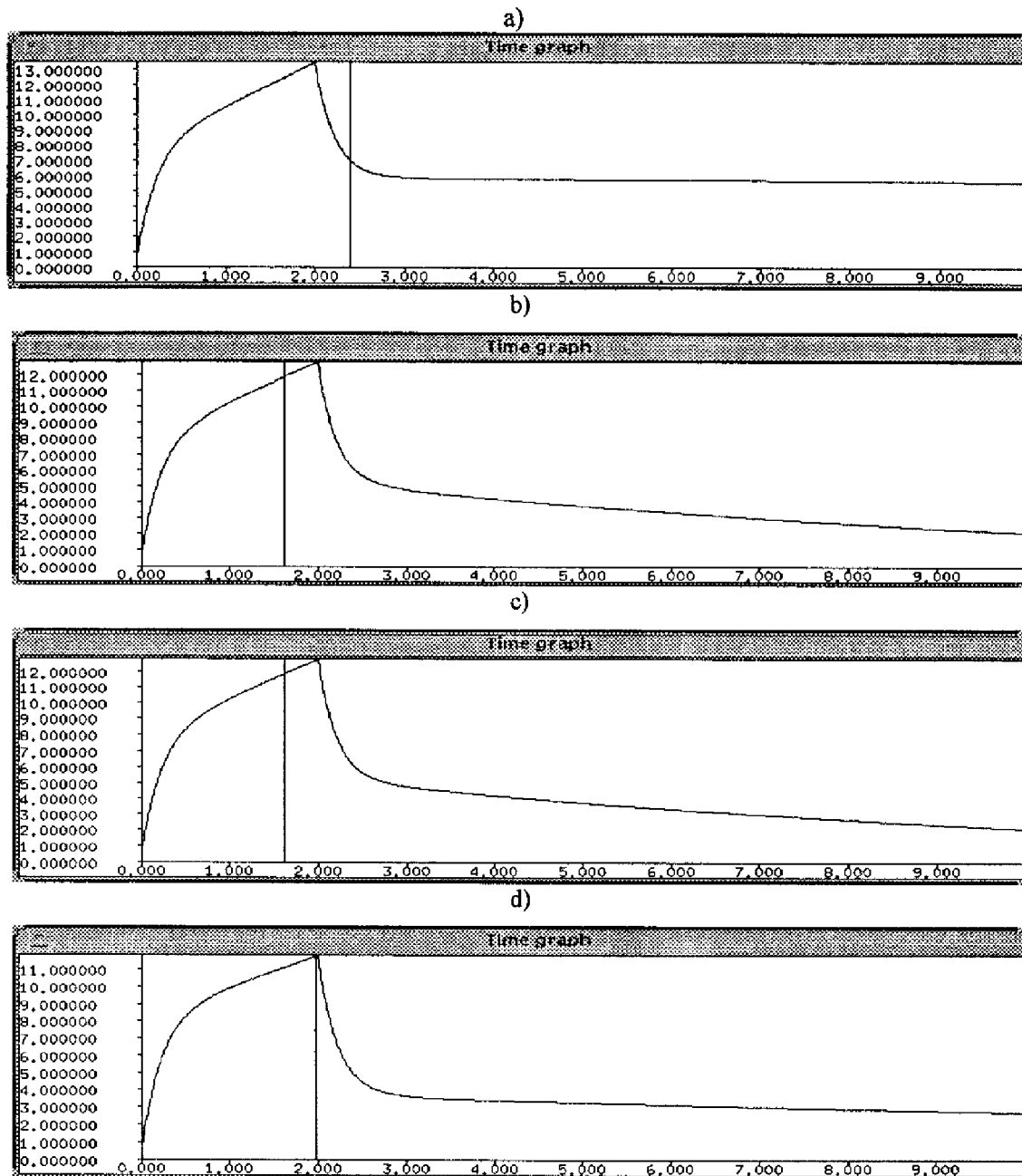


Figure 3.7 : Augmentation de la température au milieu de la résistance chauffante

- a. $h=10 \text{ W/m}^2\text{K}$ sur le haut et le bas de la micropompe
- b. $h=200 \text{ W/m}^2\text{K}$ sur le haut et le bas de la micropompe
- c. $h=10 \text{ W/m}^2\text{K}$ sur le haut de la micropompe
- c. $h=200 \text{ W/m}^2\text{K}$ sur le haut de la micropompe

L'axe x représente le temps (s) et l'axe y représente la température (K).

Sur la base des calculs de répartition de la température, on a calculé l'augmentation de la pression à l'intérieur de la cavité en fonction de la durée des impulsions de l'alimentation et en fonction des conditions de refroidissement. Les figures 3.8 et 3.9 montrent la répartition de la pression en fonction de la période T et de h .

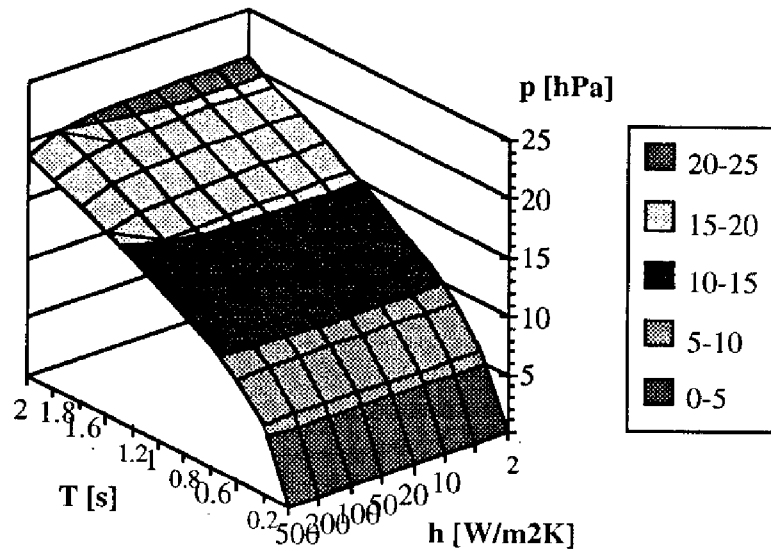


Figure 3.8 : l'augmentation de la pression à l'intérieur de la cavité en fonction de la période T et du coefficient de refroidissement par convection h .

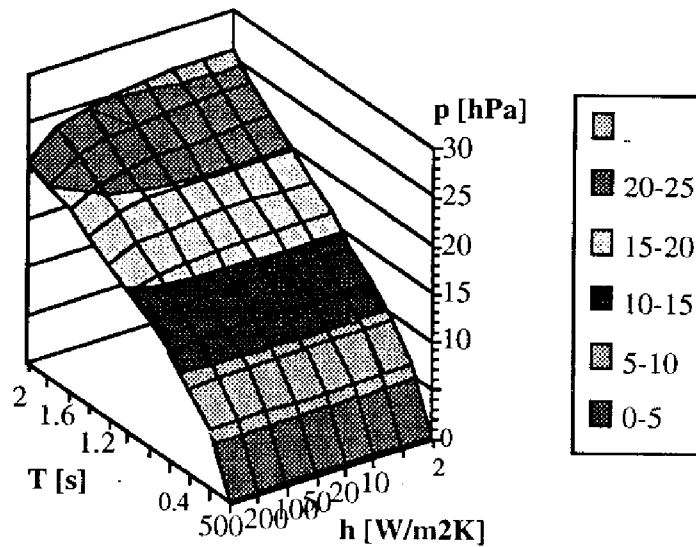


Figure 3.9 : l'augmentation de la pression à l'intérieur de la cavité en fonction de la période T , h avec l'hypothèse d'un échange adiabatique en dessous de la micropompe.

Les figures 3.10 et 3.11 montrent l'augmentation et la diminution de la pression en fonction du temps lors de la phase de refroidissement de la pompe. On considère bien sûr les deux configurations : le refroidissement du système par convection naturelle et le cas d'un échange adiabatique en dessous de la micropompe.

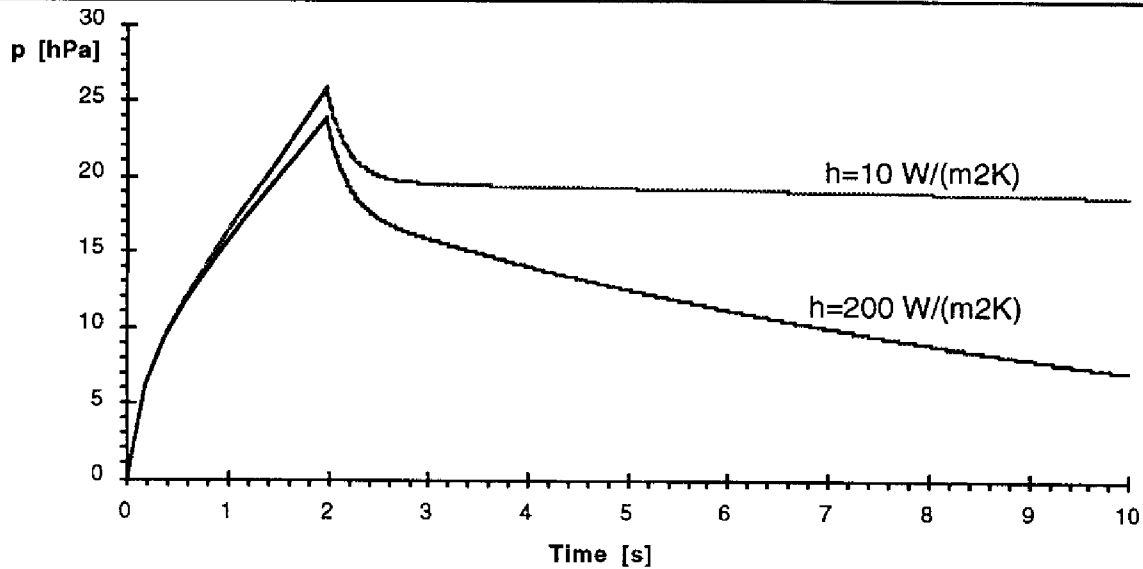


Figure 3.10 : Augmentation de la pression dans la cavité de l'air, $T=2s$

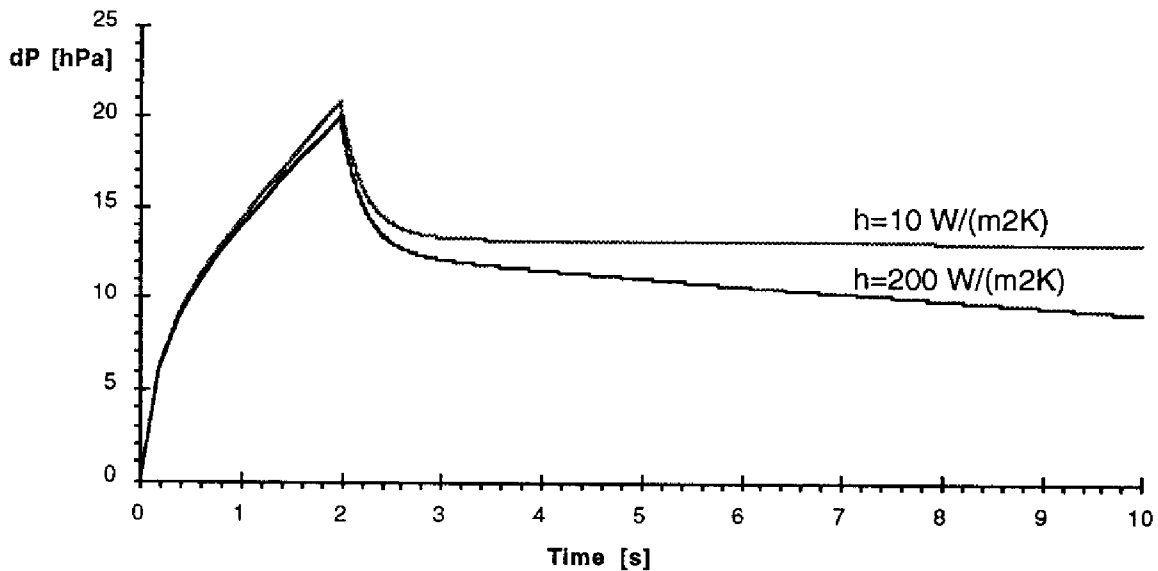


Figure 3.11 : Augmentation de la pression dans la cavité de l'air, $T=2s$
échange adiabatique en dessous de la pompe

En fonction de ces résultats on en déduit que :

Avec un tel dispositif de la micropompe, la durée du chauffage du système est grande pour avoir la pression correspondante pour la déflexion de la membrane. De même que la durée de refroidissement est très importante, comme le montre la figure 3.11. Donc la configuration de la micropompe avec une résistance sur un substrat d'alumine n'est pas très efficace si l'on veut travailler à des grandes fréquences et des débits importants.

Pour résoudre ce problème, il a fallu remplacer le substrat d'alumine avec un substrat de silicium, la résistance dans ce cas est suspendue afin de favoriser l'échange thermique avec le gaz et de réduire toutes les déperditions sur les côtés du substrat de silicium.

III-2-2-3 Recherche d'une structure nouvelle optimisée

Les simulations thermiques de la micropompe avec un substrat d'alumine ont montré que le rendement thermique est assez faible, ceci est dû à la grande différence des coefficients de conductivité thermique entre le silicium en dessous et le substrat d'alumine. Afin de remédier à ce problème, on s'est proposé de simuler le comportement thermique de la micropompe en remplaçant l'alumine par un substrat de silicium avec une résistance suspendue en polysilicium comme élément chauffant. La figure 3.13 montre une comparaison des performances thermiques entre le modèle avec un substrat d'alumine (figure 3.13-a) et le modèle avec une résistance suspendue (figure 3.13-b).

L'utilisation d'une résistance chauffante, en silicium polycristallin, suspendue permet d'augmenter la surface d'échange thermique avec l'air (voir figure 3.12). Ainsi, on passe d'une variation de température ΔT égale à 14 pour le cas de l'alumine à un ΔT égal à 28°C pour le cas du silicium (figure 3.13-a et 3.13-b respectivement). Ce gain en température se répercute aussi sur les performances en pression des deux modèles comme le montre la figure 3.14.

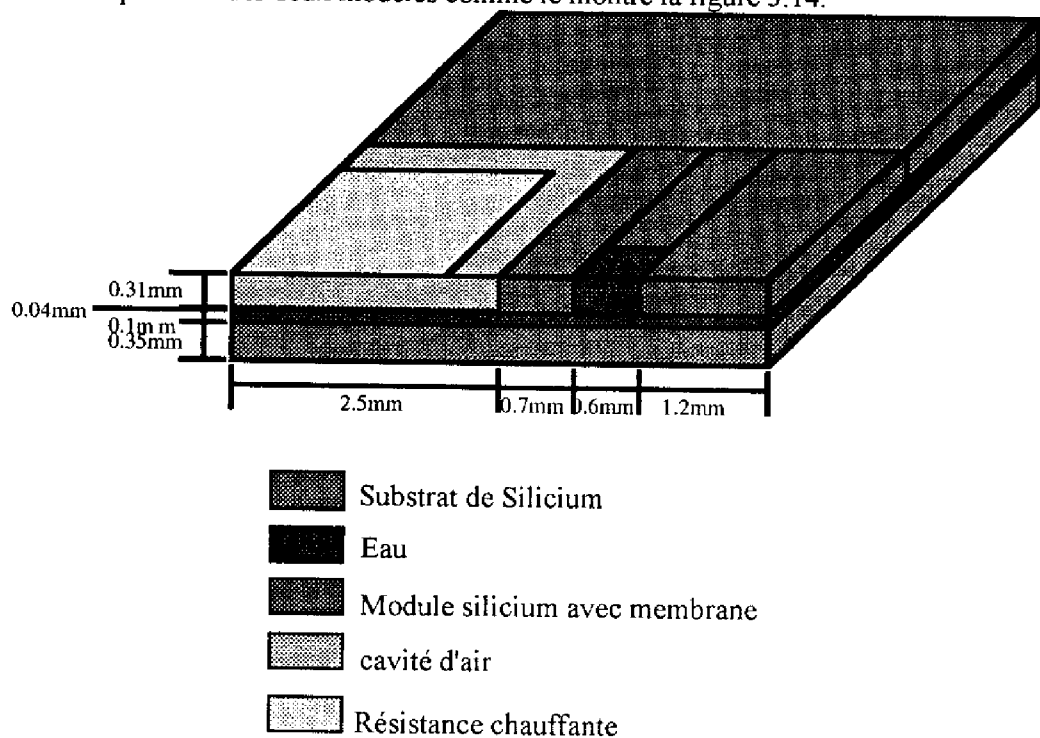
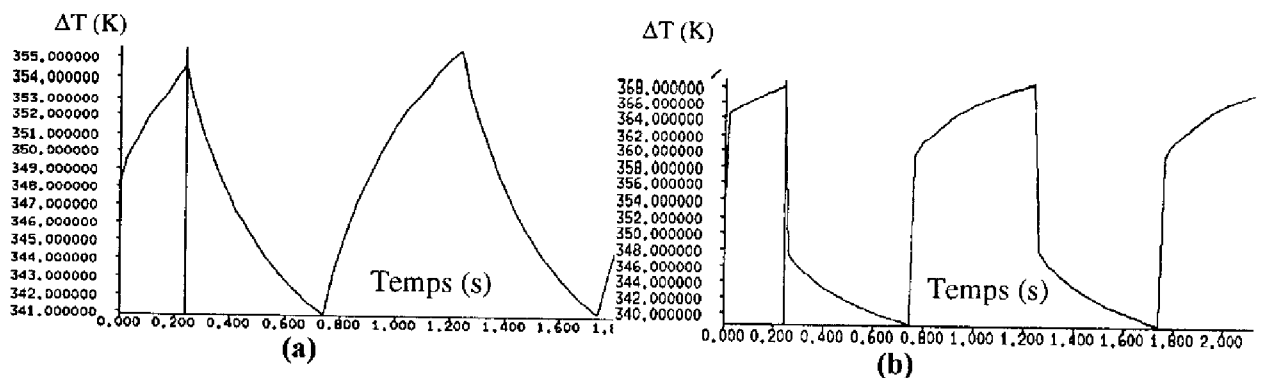
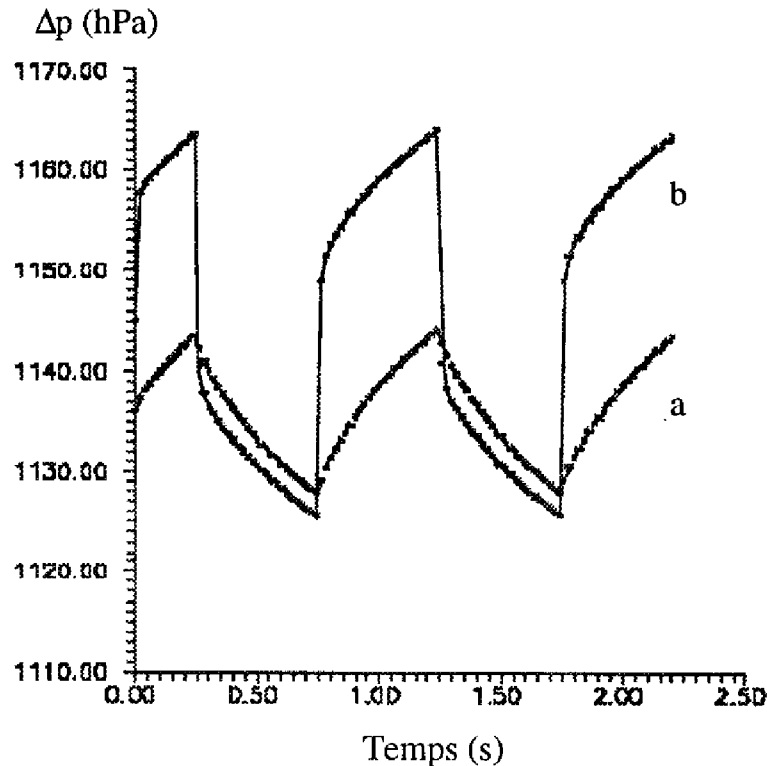


Figure 3.12 : Vue en coupe du modèle avec une résistance chauffante suspendue



Courbe 3.13 : Comparaison des performances thermiques des deux modèles



Courbe 3.14 : Comparaison des performances mécaniques (pression) des deux modèles (a) substrat d'alumine, (b) résistance suspendue en silicium.

III-3 La simulation mécanique de la membrane de la micropompe

Le principe de gonflement des plaques est le suivant (voir figure 3.15) : on soumet une membrane encadrée sur son pourtour à la pression unilatérale d'un fluide et on détermine la relation liant la pression P à la hauteur h de la déformée : $P = f(h)$.

Cependant, la principale difficulté de ce test réside dans son analyse théorique et plusieurs modèles existent. Les équations étant basées sur des hypothèses différentes (conditions aux limites et formes de la membrane gonflée), elles conduisent inévitablement à des modèles comportementaux différents. En effet, la très forte dépendance du rapport pression/flèche au centre vis à vis des paramètres géométriques et des conditions initiales de la membrane induit souvent des résultats contradictoires entre auteurs travaillant sur un même matériau [65].

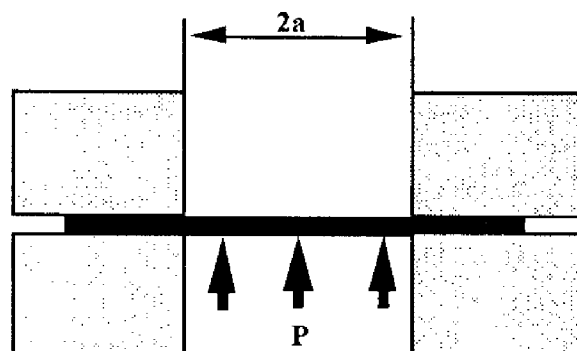


Figure 3.15 : Principe de l'essai de gonflement d'une membrane

Il convient tout d'abord de définir un ensemble d'hypothèses servant de base de travail.

III-3-1 Hypothèses générales

Deux cas particuliers de la flexion des plaques minces soumises à des charges transversales sont à discerner :

III-3-1-1 Plaques minces avec faibles flèches (Kirchoff)

Si les flèches "h" sont faibles devant l'épaisseur "e" de la plaque, on peut écrire une loi exacte entre la pression et la flèche en se basant sur les hypothèses suivantes :

- i) les déformations dans le plan moyen de la plaque sont nulles et ce plan reste neutre pendant la flexion,
- ii) les points de la plaque situés initialement sur une normale au plan moyen demeurent sur celle-ci après la flexion,
- iii) les contraintes normales suivant une direction transversale à la plaque peuvent être négligées.

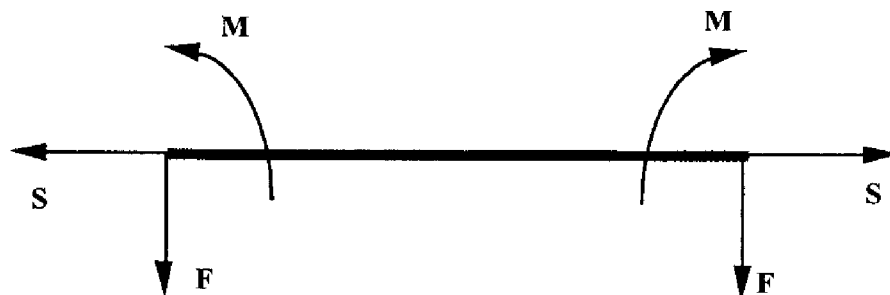
III-3-1-2 Plaques minces avec grandes flèches

Dans ce cas, on se limite aux plaques encadrées sur leur pourtour (impossibilité de se déplacer suivant le plan moyen de la plaque). L'écriture de la relation $P = f(h)$, dans le cas des grandes flèches, est alors plus délicate et on considère que l'hypothèse (i) n'est satisfaite que si la plaque fléchit suivant une surface développable [66], ce qui est une exception. Dans le cas contraire, la flexion de la plaque engendre des déformations dans le plan moyen. Cependant, si la flèche est petite devant l'épaisseur, les contraintes issues de ces déformations sont négligeables.

A l'inverse, si les flèches sont grandes par rapport à l'épaisseur, ces contraintes sont à prendre en considération dans le calcul.

III-3-1-3 Schématisation des hypothèses

Dans le but de mieux comprendre les conséquences de ces hypothèses, on peut remplacer la figure 3.15, qui fixe les degrés de liberté aux encastremets à zéro par le schéma suivant, correspondant au chargement mécanique équivalent :



où S et F sont les réactions et M le moment d'encastrement.

Pour illustrer notre démarche théorique, on propose de considérer une membrane rectangulaire encastrée de largeur "a" et de longueur "b". Elle est définie par le modèle d'équation qui régit la pression en fonction de la flèche au centre.

a - Faibles flèches

La variation de longueur $\frac{\Delta(2a)}{2a}$ est négligeable, soit $S=0$, il existe une relation linéaire entre P et h. Le problème est statiquement déterminé et $P = f(h)$ s'obtient simplement.

Nous utiliserons le formalisme développé par Timoshenko (66) : soit $R(x,y,z)$ un repère orthonormé lié au plan moyen de la plaque tel que les axes (x,y) soient parallèles aux côtés et z perpendiculaire à la plaque. En écrivant l'équilibre des forces agissant sur un élément de membrane et en projetant cette équation sur les axes du repère R , on obtient un ensemble de trois inconnues (a), (b) et (c) :

$$\begin{cases} \frac{\partial Q_x}{\partial x} + \frac{\partial Q_y}{\partial y} + P = 0 \\ \frac{\partial M_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial M_y}{\partial y} + Q_y = 0 \\ \frac{\partial M_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial M_x}{\partial x} + Q_x = 0 \end{cases}$$

M sont les moments fléchissants, Q les efforts de cisaillement agissant sur l'éléments et P la pression à laquelle la membrane est soumise.

En éliminant les forces Q_x et Q_y de (b) et (c) puis en remplaçant leur valeur dans (a), on obtient une équation aux dérivées partielles du second degré en M_x , M_y et M_{xy} .

Ainsi on peut avoir la relation suivante :

$$\frac{\partial^4 h}{\partial x^4} + 2 \frac{\partial^4 h}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 h}{\partial y^4} = \frac{P}{D} \quad (17)$$

avec D la rigidité à la flexion de la membrane donnée par : $D = \frac{E \cdot e^3}{12(1 - \gamma^2)}$

E est le module de Young,

γ est le coefficient de Poisson

L'équation (17) est aussi appelée équation de Lagrange et peut s'écrire sous la forme :

$$\Delta \Delta h = \frac{P}{D} \quad \text{où} \quad \Delta h = \frac{\partial^2 h}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 h}{\partial y^2}$$

Le problème de la flexion des plaques soumises à des charges transversales P dans le cas des petites flèches se réduit donc à l'intégration de l'équation (17). En adoptant un développement du déplacement exact en une série de Fourier, et en ne conservant que les deux premiers termes, Timoshenko exprime la pression P en fonction de la flèche h comme :

$$P = \frac{D \cdot h}{\alpha \cdot a^4}$$

avec α un facteur géométrique dépendant du rapport $n = \frac{b}{a}$, a et b étant respectivement la largeur et la longueur de la membrane.

Dans le cas d'une membrane encadrée sur son contour, le tableau 3.3 donne les valeurs de α en fonction de n . On peut ainsi écrire, pour des membranes rectangulaires soumises à une charge transversale et en faible flèche :

$$P = \frac{E \cdot h \cdot e^3}{12 \cdot \alpha \cdot a^4 \cdot (1 - \nu^2)} \quad (18)$$

On remarque que cette équation est linéaire et permet de faire une première approche sur le comportement mécanique de la membrane.

b/a	1	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6	1,7	1,8	1,9	2	∞
$\alpha \cdot 10^{-3}$	1,26	1,5	1,72	1,91	2,07	2,2	2,3	2,38	2,45	2,49	2,54	2,6

Tableau 3.3 : valeurs correspondantes de α en fonction de b/a

Pour le cas qui nous intéresse où la membrane de la micropompe a une géométrie carrée, donc $a=b$ et $\alpha=2,54 \cdot 10^{-3}$, la relation (18) s'écrit dans ce cas :

$$P = \frac{E \cdot e^3}{15,12 \cdot 10^{-3} \cdot a^4 \cdot (1 - \nu^2)} \cdot h \quad (19)$$

On remarque que la relation qui lie la pression à la déflexion de la membrane est une fonction linéaire, facile à exploiter.

b - Grandes flèches

$\frac{\Delta(2a)}{2a}$ n'est plus négligeable et $S \neq 0$. Cet effort engendre des déformations qu'il convient de ne plus négliger. la relation $P = f(h)$ n'est plus linéaire et dépend, entre autres, des hypothèses sur la déformée.

Soit $R(O,x,y,z)$ un repère orthonormé tel que le plan $\Pi(x,y)$ coïncide avec le plan de la membrane. Dans ce repère, les déformations dans la plaque s'écrivent {66} :

$$\begin{cases} \varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial h}{\partial x} \right)^2 \\ \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{1}{2} \left(\frac{\partial h}{\partial y} \right)^2 \\ \gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial h}{\partial x} \frac{\partial h}{\partial y} \end{cases} \quad (20)$$

La flèche peut être calculée en écrivant les équations d'équilibre sur un élément de membrane, en utilisant la loi de Hooke et les conditions aux limites convenables. Le problème est ainsi ramené à la résolution (non triviale) d'un système de deux équations différentielles non linéaires aux dérivées partielles.

Un simple calcul en utilisant l'une ou l'autre des relations établies précédemment ne suffit pas pour s'assurer de la validité du modèle pour les grandes flèches. De plus, ces relations ne donnent que la valeur du déplacement du centre de la membrane en fonction des caractéristiques mécaniques du matériau et de la pression appliquée.

Afin de connaître le comportement mécanique en tout point de la membrane, il est recommandé d'utiliser les méthodes numériques de calcul par éléments finis.

III-3-2 Méthode des éléments finis :

L'origine de la méthode dite des "éléments finis" remonte au début des années 60, période où l'apparition des premiers ordinateurs ouvrait de nouvelles et larges possibilités aux méthodes de calcul numérique. L'idée de base consiste à approximer la structure réelle continue que l'on veut étudier par un modèle discontinu formé d'un nombre fini d'éléments de dimensions limitées, reliés les uns aux autres par l'intermédiaire de noeuds situés sur leurs frontières. Par application du théorème des travaux virtuels, le problème est ramené à la résolution d'un système d'équations linéaires, d'ordre généralement élevé (couramment 1000 équations, exceptionnellement jusqu'à 100000), dont les inconnues sont les déplacements des noeuds. La méthode permet de traiter des structures composées de plaques, poutres ou d'éléments massifs en statique comme en dynamique. On peut approcher la solution exacte avec autant de précision qu'on le désire en affinant le maillage en particulier dans les zones à fort gradient de contraintes.

Nous avons choisi de simuler le dispositif sur le logiciel ANSYS dans sa version 5.0a. Ce code de calcul, dont la renommée n'est plus à faire, a été créé dans les années 70, il est aujourd'hui considéré par tous comme étant la référence des éléments finis. ANSYS effectue des simulations dans les domaines de la mécanique, de l'électricité, de l'électromagnétisme, de la thermique et de la mécanique des fluides. Il permet de résoudre des problèmes non linéaires et d'effectuer des études de fonctionnement dynamique des systèmes.

Le but de cette partie n'est pas d'énumérer les possibilités de ANSYS mais de présenter rapidement les bases de la méthode des éléments finis et d'en formuler les équations utiles pour notre problème. Bien sûr, nous n'évoquerons dans cette étude que les simulations dans le domaine mécanique.

Le problème auquel nous sommes confrontés, est le suivant, nous avons un domaine physique A auquel nous faisons subir des actions, appelées conditions aux limites (effort, température, potentiel, etc.). Nous souhaitons connaître la réaction (contrainte, déplacement, température, courant, etc.) de notre domaine. Il est possible de calculer analytiquement les solutions d'un problème sur un domaine simple. Toutefois, lorsque le domaine devient géométriquement complexe il devient difficile et même impossible de trouver des solutions satisfaisantes.

De ce problème est venue une idée : décomposer notre A en multitude de domaine A_e simple (tétraèdre, parallélépipède, etc.) pour lesquelles nous connaissons la solution exacte ou une solution approchée. Ceci revient à remplacer la résolution de quelques complexes équations aux dérivées partielles par la résolution d'un imposant système algébrique simple. Ce genre de calcul facile mais très répétitif est parfaitement adapté aux puissants ordinateurs qui sont les exécutants de ce qui s'appelle la méthode des éléments finis.

Chaque domaine A_e est appelé élément, l'ensemble des éléments forme le maillage du domaine. Nous appelons "noeud" le coin de chaque élément, un noeud peut donc appartenir à plusieurs éléments. Le potentiel, la température, le déplacement,... sont "les degrés de liberté" (d.o.f.) du noeud. Un noeud peut avoir plusieurs degrés de liberté.

La résolution s'effectue en 3 étapes, premièrement calcul du comportement de A_e , deuxièmement, assemblage de la structure et enfin résolution du problème algébrique. Seules les première et deuxième étapes seront développées, la troisième est une multiplication matricielle réservée à un ordinateur. Pour illustrer ce que l'on vient de dire, prenons l'exemple simple d'une déformation d'une poutre.

III-3-2-1 Exemple d'une déformation d'une poutre modélisée par ANSYS

Le comportement d'une poutre en traction/compression s'écrit :

$$F_{12} = E \frac{S}{l} (u_1 - u_2) \quad (21)$$

avec	F_{12}	Force exercée sur la poutre
	E	Module de Young
	S	Section de la poutre
	l	Longueur de la poutre
	u_1, u_2	Position des extrémités de la poutre

D'après {67}, le comportement mécanique d'une structure est de la forme :

$$[K_e^u] \{u\} = \{F^{th}\} + [M] \{\ddot{u}\} + \{F^{Pr}\} + \{F^{nd}\} \quad (22)$$

avec	$[K_e^u]$	Matrice élémentaire de rigidité.
	$[K_e^u] = \int_{vol} [B]^T [D^u] [B] d(vol)$	

$$[D^u]^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\gamma_{xy}}{E_y} & -\frac{\gamma_{xz}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\gamma_{xy}}{E_y} & \frac{1}{E_y} & -\frac{\gamma_{yz}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\gamma_{xz}}{E_z} & -\frac{\gamma_{yz}}{E_z} & \frac{1}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} \end{bmatrix}$$

E_x Module de Young dans la direction x.
 γ_{xy} Coefficient de Poisson dans le plan xy.

$$G_{xy} = \frac{E_x E_y}{E_x + E_y + 2\gamma_{xy} E_x}$$

$\{u\}$ Vecteur des déplacements nodaux.

$\{F^{th}\}$ Vecteur des efforts thermiques.

$$\{F^{th}\} = \int_{vol} [B]^T [D] \{\varepsilon^{th}\} d(vol) \tag{23}$$

$\{\varepsilon^{th}\}$ Vecteur des déformations thermiques.

$$\{\varepsilon^{th}\} = (T - T_{ref}) [\alpha_x \quad \alpha_y \quad \alpha_z \quad 0 \quad 0 \quad 0]^T \tag{24}$$

T Température au noeud.

T_{ref} Température de référence (structure non contrainte).

α_x Coefficient d'expansion dans la direction x.

$[M]$ Matrice des masses.

$\{\ddot{u}\}$ Vecteur accélération (généralement gravité).

$\{F^{pr}\}$ Vecteurs des efforts de pression.

$$\{F^{pr}\} = \int_s [N]^T \{P\} d(s)$$

$\{P\}$ Vecteur des pressions sur la surface S.

$\{F^{nd}\}$ Vecteur des forces nodales.

A partir des équations précédentes, il est maintenant possible de déterminer les déplacements et les efforts à chaque noeud.

Les déformations unitaires ε s'obtient ensuite par la relation :

$$\{\varepsilon\} = [B]\{u\} \quad (25)$$

Puis les contraintes se déduisent de :

$$\{\sigma\} = [D^u] \left(\{\varepsilon\} - \{\varepsilon^{th}\} \right) \quad (26)$$

Une fois que le comportement mécanique de chaque élément est connu, il ne reste plus qu'à réaliser l'assemblage de la structure.

III-3-2-2 Assemblage d'une structure

Cette opération matricielle consiste à regrouper les comportements des éléments en un seul système matriciel. Par analogie électrique, si l'on considère trois noeuds qui ont pour potentiel V_1 , V_2 et V_3 soumis à des courants I_1 , I_2 , I_3 . Les éléments entre les noeuds ont une conductivité de K_1 et K_2 (Cf. figure 3.16). D'après la loi de Kirchoff, on peut extraire les relations suivantes :

Pour l'élément 'K₁' :

$$I_1 = K_1 (V_1 - V_2)$$

$$I_2 = K_2 (V_2 - V_1)$$

Pour l'élément 'K₂' :

$$I_2 = K_2 (V_2 - V_3)$$

$$I_3 = K_3 (V_3 - V_2)$$

L'assemblage de la structure 'K₁ + K₂' donne le système suivant :

$$\begin{Bmatrix} I_1 \\ I_2 \\ I_3 \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} K_1 & -K_1 & 0 \\ -K_1 & K_1 + K_2 & -K_2 \\ 0 & -K_2 & K_2 \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ V_3 \end{Bmatrix}$$

La matrice globale de rigidité obtenue est symétrique, en bande et singulière. Les programmes ne calculent et ne stockent généralement que la moitié de la bande supérieure ou inférieure du fait de la symétrie. La numérotation interne des noeuds doit être choisie de façon à minimiser la largeur de bande. Il suffit de poser des conditions aux limites de type potentiel ou courant pour pouvoir résoudre le système. Après avoir tenu compte des conditions aux limites, le système n'étant plus singulier peut être résolu soit par la méthode d'élimination de Gauss, soit par la méthode de Cholesky ou par la méthode frontale.

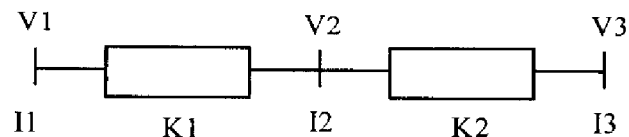


Figure 3.16 : Analogie électrique

III-3-2-3 Estimation de l'erreur

Le logiciel Ansys propose une estimation de l'erreur d'approximation commise par la méthode des éléments finis {68}. Cette estimation, basée sur les théories développées par Zienkiewicz et Zhu, s'exprime pour un problème mécanique par :

$$err = 100 \sqrt{\frac{e}{E + e}}$$

où E est la somme des énergies de déformation

$$\text{avec } e = \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} \int_{vol} \{\Delta \sigma^i\}^T [Q] \{\Delta \sigma^i\} d(vol) \text{ et } \{\Delta \sigma^i\} = \sum_{n=1}^{N_e} \left(\frac{\sum_{j=1}^{N_e} \{\sigma_n^j\}}{N_e} - \{\sigma_n^i\} \right)$$

($\{\sigma_n^j\}$) est la contrainte au noeud n provenant de l'élément j.

Cette méthode consiste en fait à soustraire l'énergie d'un élément à la moyenne des énergies des éléments proches. Puis, la somme de ces écarts est comparée à l'énergie totale de la structure. Cette théorie implique que si la variation d'énergie n'est pas linéaire, l'erreur ne pourra jamais être nulle. De plus, dans le cas de discontinuité de matière, tel qu'un changement de matériau, la contrainte sera discontinue ; l'erreur deviendra alors très importante. La valeur fournie par Ansys ne peut donc être qu'indicative et en aucun cas être considérée comme une valeur absolue.

III-3-3 Modélisation du comportement mécanique de la micropompe

III-3-3-1 Définition de la structure

Comme on l'a précisé dans le chapitre II, la micropompe utilise une membrane en silicium pour faire bouger un liquide dans la chambre de mesure. Une idée sur la déflexion exacte de la membrane et le stress issue du déplacement va nous permettre de connaître le volume de liquide qui circule dans la chambre de mesure. La modélisation par éléments finis qui sera présentée porte sur le substrat de silicium avec seulement la membrane. L'existence ou pas des microvalves ne peut en aucun cas influencer le comportement mécanique de la membrane. La structure est découpée en parallélépipède. Les zones de fort gradient de contraintes et déplacements sont morcelées pour obtenir une meilleure résolution.

Pour la simulation mécanique, on a utilisé le modèle de maillage "Solid45".

III-3-3-2 Caractérisation des matériaux

Le matériau principalement utilisé est le silicium, nous considérons que ces caractéristiques mécaniques sont indépendantes de la température. Cette hypothèse est erronée mais tant que les températures restent peu élevées, l'erreur commise est faible.

Le tableau 3.4 présente les principales caractéristiques des matériaux utilisés.

	Module de Young (en GPa)	Coefficient de dilatation thermique (en ppm/°C)	Coefficient de Poisson	Contrainte à la rupture (en Mpa)
Silicium {73}	E(100)=170 E(011)=130	3	0,278	185 à 7000
Alumine	340	7	0,2	2100
Film de type FR4	20	14	0,35	

Tableau 3.4 : Caractéristiques des matériaux

III-3-3-3 Conditions aux limites

La structure du microsystème étudiée possède deux axes de symétrie ; sa modélisation ne considérera que le quart, ce qui permettra d'augmenter la finesse de calcul pour une même durée de calcul.

Les conditions aux limites doivent reproduire l'environnement où se trouve la structure pendant l'augmentation et la diminution de la pression dans la cavité; d'après les conditions opératoires, la structure a ses déformations et ses déplacements bloqués comme le montre la figure 3.17 ; seule la membrane est libre de se déplacer verticalement grâce à la pression appliquée de part et d'autre.

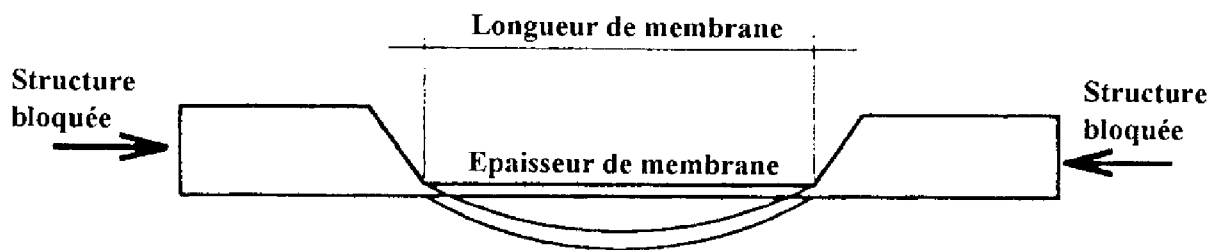


Figure 3.17 : Coupe transversale de la structure modélisée

III-3-3-4 Programme de simulation

Dans le programme de simulation, nous établissons un état initial avec des dimensions et géométrie de la membrane bien définies. Nous avons pris un maillage grossier sur tout le substrat exceptée la zone de la membrane où le maillage a été très fin dans le but d'avoir une meilleure résolution au niveau de la déformation et du stress. Le programme nous donne à la fin une répartition globale de la déflexion de la membrane, le stress que subit la membrane et enfin le volume évacuée par la micropompe.

III-4 Simulation et interprétation

La simulation concerne essentiellement le comportement mécanique de la membrane. De ce fait, on a choisit trois dimensions de membrane, 2mm x 2mm, 3mm x 3mm et 4mm x 4mm ce qui correspond aux types de membranes réalisées en salle blanche (voir chapitre II).

Les tableaux 3.5, 3.6 et 3.7 représentent la déflexion au centre de la membrane en fonction de la pression appliquée dessus.

Pression	0,1 bar	0,2 bar	0,3 bar	0,4 bar	0,5 bar	0,6 bar	0,7 bar	0,8 bar	0,9 bar	1 bar
Flèche (μm)	0,2	0,46	0,69	0,93	1,16	1,40	1,62	1,86	2,09	2,32

Tableau 3.5 : Déflexion de la membrane (2mm x 2mm) et d'épaisseur 40 μm

Pression	0,1 bar	0,2 bar	0,3 bar	0,4 bar	0,5 bar	0,6 bar	0,7 bar	0,8 bar	0,9 bar	1 bar
Flèche (μm)	1,2	2,2	3,4	4,5	5,6	6,8	7,9	9,05	10,2	11,3

Tableau 3.6 : Déflexion de la membrane (3mm x 3mm) et d'épaisseur 40 μm

Pression	0,1 bar	0,2 bar	0,3 bar	0,4 bar	0,5 bar	0,6 bar	0,7 bar	0,8 bar	0,9 bar	1 bar
Flèche (μm)	3,5	6,5	10,5	14	17,5	21	24,5	28	31,5	35

Tableau 3.7 : Déflexion de la membrane (4mm x 4mm) et d'épaisseur 40 μm

La comparaison des déflexions de la membrane en fonction de la pression est représentée par la figure 3.18.

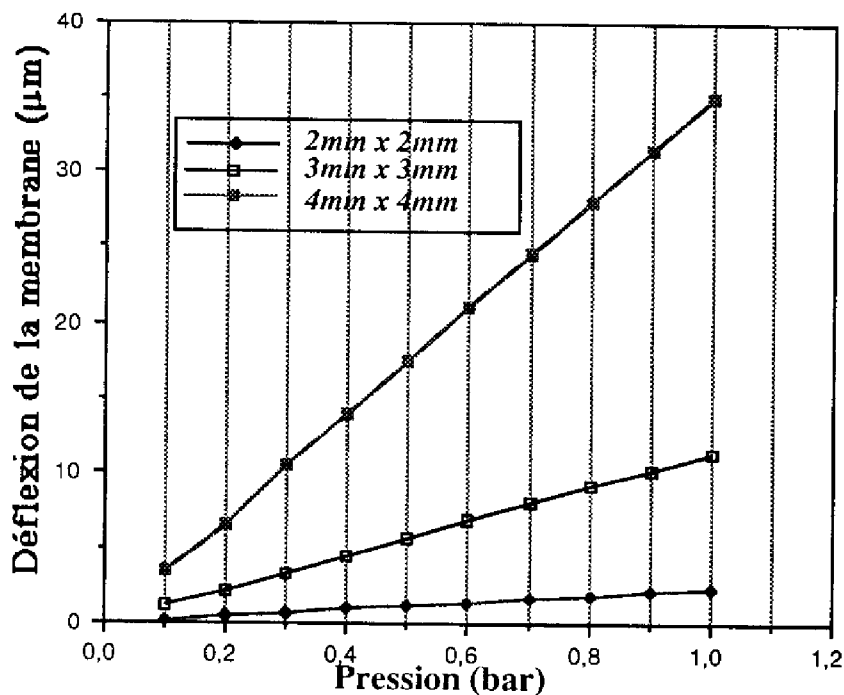


Figure 3.18 : Déflexion de la membrane en fonction de la pression appliquée

L'épaisseur de la membrane (40 μm) a été fixée en tenant compte du stress que doit subir la micropompe par la résine lors de l'assemblage final. Avec une épaisseur inférieure à 40 μm , la membrane va se casser lors du recuit de la résine [59].

Afin d'avoir un grand volume évacué par la micropompe, il nous est apparu évident de s'intéresser à la plus grande membrane (4mm x 4mm). Le tableau 3.7 et la figure 3.19 montrent la déflexion au centre de la membrane en fonction de la pression et de l'épaisseur de la membrane. Les valeurs de la flèche 1 correspondent à une épaisseur de membrane de 30 μ m, les valeurs de la flèche 2 correspondent à une épaisseur de membrane de 40 μ m et enfin les valeurs de la flèche 3 correspondent à une épaisseur de membrane de 50 μ m. Si on prend par exemple une pression de 0,2 bar, ce qui correspond aux spécifications de fonctionnement de la micropompe, il est évident que si on veut la plus grande déflexion de membrane, on doit travailler avec une épaisseur de 30 μ m, or cette épaisseur là ne peut pas résister au stress du aux conditions de packaging{69}. C'est pour cette raison qu'on a préféré travailler avec une membrane de 40 μ m d'épaisseur et 4mm de longueur de côté. Nous utiliserons cette épaisseur de membrane dans toute la suite de notre analyse.

Pression	0,1 bar	0,2 bar	0,3 bar	0,4 bar	0,5 bar	0,6 bar	0,7 bar	0,8 bar	0,9 bar	1 bar
Flèche 1 (μ m)	8,23	16,46	24,7	32,9	41,12	49,4	57,6	65,8	74,1	82,4
Flèche 2 (μ m)	3,5	6,5	10,5	14	17,5	21	24,5	28	31,5	35
Flèche 3 (μ m)	1,8	3,6	5,4	7,2	9	10,8	12,6	14,39	16,2	18

Tableau 3.7 : Déflexion de la membrane (4mm x 4mm) en fonction de l'épaisseur

La figure 3.20 montre la déformation de la membrane calculée par le logiciel ANSYS pour une épaisseur de 40 μ m et une pression de 1 bar pour le cas du substrat entier, la figure 3.21 montre le résultat de simulation dans les mêmes conditions si on ne considère que le quart du substrat à cause de la symétrie du système. Les résultats sont les mêmes avec un gain de temps de simulation pour le deuxième cas. Les figures 3.22, 3.23 et 3.24 montrent les déformations de la membrane pour différentes pressions appliquées. Les déformations sont exprimées en μ m. On peut ainsi avoir une idée sur les déplacements de chaque noeud de la membrane.

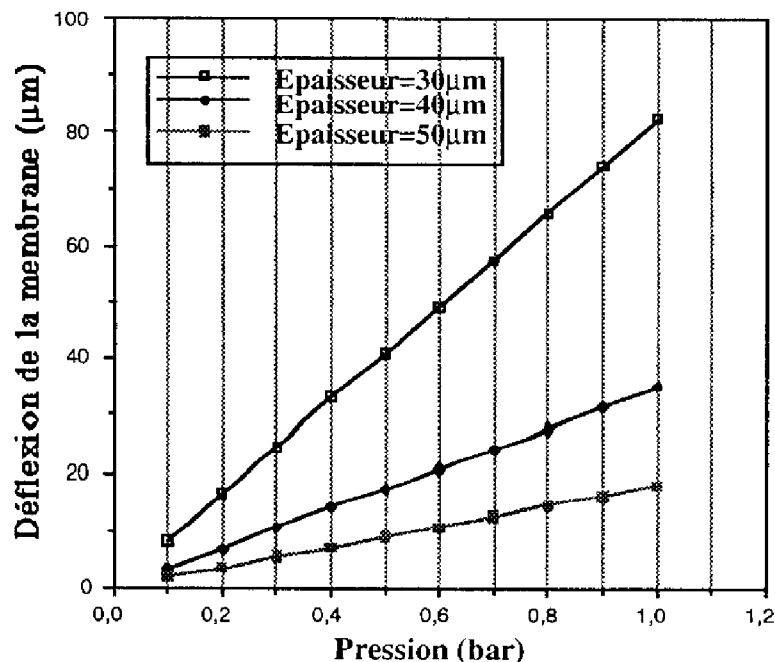


Figure 3.19 : déflexion de la membrane en fonction de la pression appliquée pour différentes épaisseur de la membrane et de dimension 4mm x 4mm.

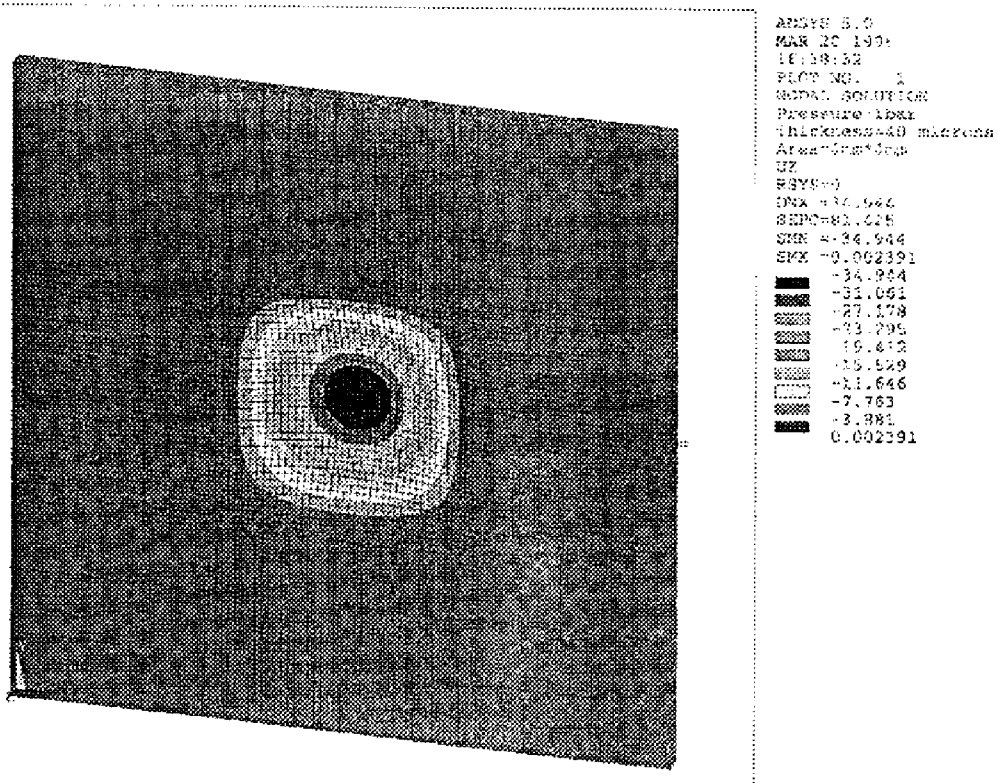


Figure 3.20: déflexion de la membrane en μm pour une pression de 1 bar (substrat complet)

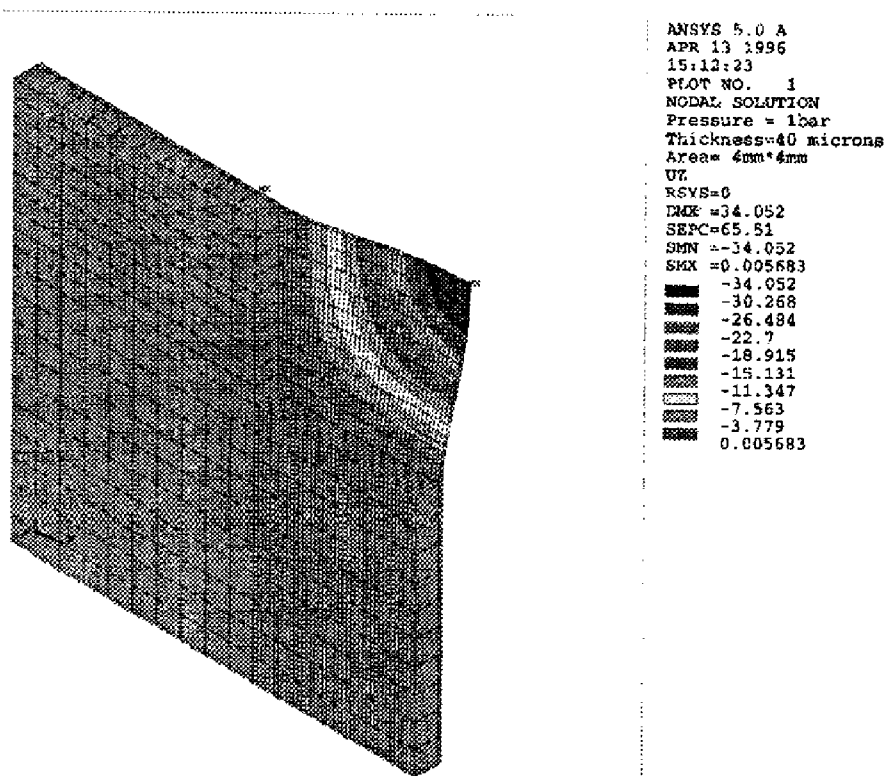


Figure 3.21: déflexion de la membrane en μm pour une pression de 1 bar (1/4 du substrat)

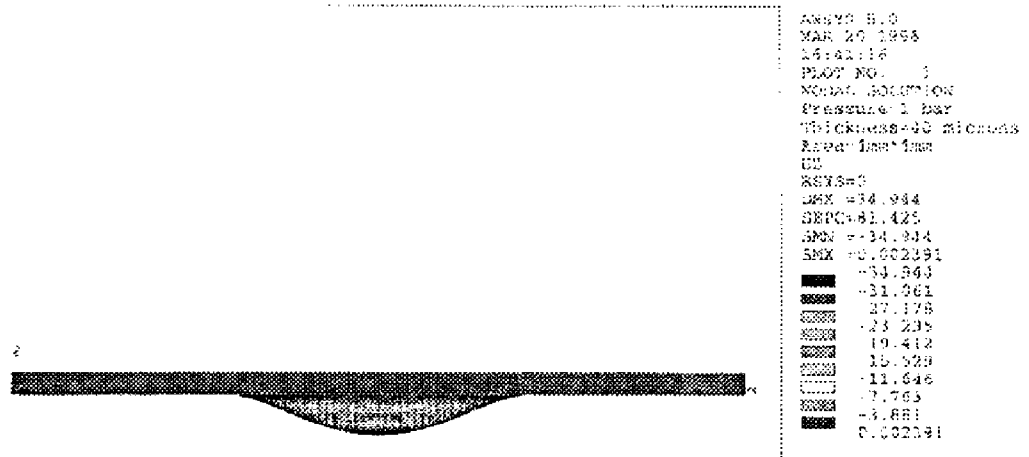


Figure 3.22: vue en coupe de la déflexion de la membrane pour une pression de 1 bar (substrat complet)

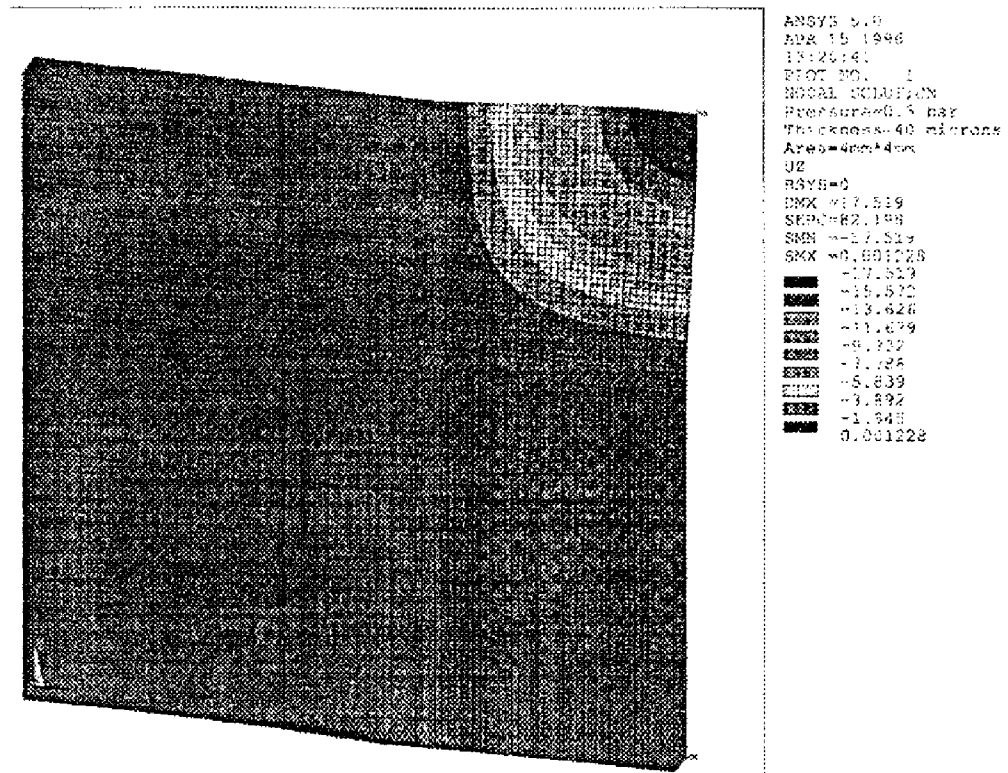


Figure 3.23: déflexion de la membrane en μm pour une pression de 0.5 bar (1/4 du substrat)

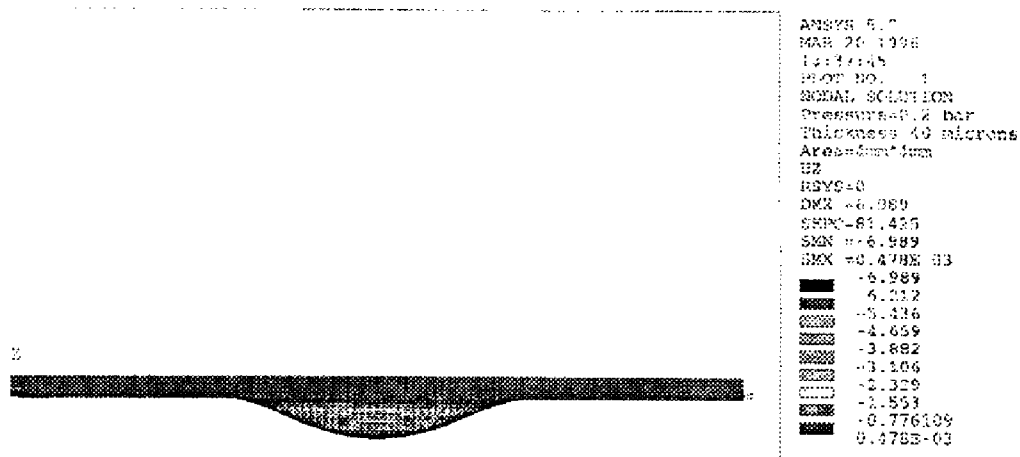


Figure 3.24: vue en coupe de la déflexion de la membrane pour une pression de 0.2 bar (substrat complet)

III-5 Performances de la micropompe BARMINT

Si on prend en compte le cahier de charge présenté dans le chapitre I, les spécifications de la micropompe sont les suivantes :

L'utilisation de la micropompe est prévu pour trois ans avec une réserve de médicaments de 3 cm³. Ce qui veut dire un fonctionnement de 1095 jours. Si on effectue deux interventions par jour, l'actionneur doit fonctionner environ 2190 fois pendant ces trois ans.

Donc on a de l'ordre de 3.10³ µl sur trois ans avec (2190 commande de membrane), ce qui veut dire que pour chaque intervention médicale il faut faire circuler environ 1,36 µl dans la chambre de mesure.

Si on prend la micropompe réalisée au LAAS avec les dimensions spécifiques et l'actionneur thermique et si on veut calculer le volume du liquide qui circule dans la chambre de mesure à chaque fois qu'on a une déflexion de membrane. On fait une première approximation en considérant que la membrane une fois gonflée aura une forme triangulaire.

Le volume dans ce cas est :

$$V = 1/3 \times L^2 \times h$$

- avec L, longueur de la membrane (4000µm)
- h, déflexion de la membrane
- h₁=35µm, calculé avec ANSYS pour une pression de 1 bar
- h₂=6µm, calculé avec ANSYS pour une pression de 0.2 bar

Ce qui donne $V_1 = 1,86.10^{-7} l$
 $V_2 = 3,20.10^{-8} l$

Si on veut faire circuler environs 1,36 µl pour chaque intervention médicale sur une durée de 12 heures. Le nombre de déflexion de la membrane doit être :

Dans le cas du volume V_1 , il faut 7 à 8 déflexions (coups) de membrane.
 Dans le cas du volume V_2 , il faut 42 à 43 coups de membrane.

D'après les simulations thermiques et mécaniques de la micropompe BARMINT, la pression générée par l'actionneur céramique est de l'ordre de 0,03 bar, soit une déflexion de membrane correspondant à $h_3=1\mu\text{m}$. Cette performance est très faible par rapport au cahier de charge et les spécifications initiales (0.2 bar). Pour atteindre la dose nécessaire pour le traitement il faut que la micropompe fonctionne pendant un temps relativement long. On peut dire que la micropompe remplit le cahier de charge à condition que la membrane se gonfle 255 fois au lieu de 43.

Le tableau 3.8 résume les performances potentielles de la micropompe BARMINT en la comparant avec les différentes configurations.

	Configuration 1	Configuration 2	Micropompe BARMINT actuelle
Pression (bar)	1	0,2	0,03
Volume évacué (μl)	0,186	$3,2 \cdot 10^{-2}$	$5,33 \cdot 10^{-3}$
Nombre de coups nécessaire pour avoir $1,36\mu\text{l}$ (12h)	7 à 8	42 à 43	255

Tableau I.8 : Performances potentielles de la micropompe BARMINT.

Les simulations thermomécaniques constituent un point important dans la conception des microsystèmes. Ainsi, pour transformer les microsystèmes du produit de laboratoire de recherche en un produit industrialisable, il faut développer à la fois les technologies appropriées et les outils de CAO, de modélisation de leur fonctionnement. Dans notre cas, on a été confronté à des problèmes à la fois thermique et mécanique sur le fonctionnement de la micropompe.

On distingue deux parties dans ce chapitre : la simulation thermique de l'actionneur de la micropompe et la simulation mécanique de la membrane de la micropompe.

La simulation thermique de l'actionneur de la micropompe nous a permis de définir la température que peut atteindre notre système, ainsi que les améliorations qui peuvent être faites pour augmenter son rendement. Ainsi, une simulation basée sur l'équivalence des paramètres thermiques avec des paramètres électriques a été proposée (modèle RCI). Ce modèle est basé sur le découpage du système en blocs avec un maillage généré automatiquement. La source de chaleur est représentée par un générateur de courant qui peut être placé n'importe où dans le système. Les simulations du démonstrateur utilisant une résistance thermique déposée sur de l'alumine, ont montré un faible

rendement de la micropompe. Un autre modèle d'actionneur composé par une résistance suspendue en polysilicium a été simulé montrant un rendement thermique supérieur à la précédente configuration.

La simulation mécanique nous a permis d'étudier le comportement de la membrane en fonction de la pression appliquée. Un modèle simple, linéaire a été présenté pour calculer les déflexions de la membrane mais qui ne permet que de calculer la flèche au centre de la membrane. Une simulation plus générale avec le logiciel ANSYS nous a permis de connaître la déformation de chaque point "noeud" de la membrane.

Le chapitre IV va nous décrire la technologie d'assemblage 3D de la micropompe; Nous montrerons aussi la caractérisation de notre démonstrateur d'un point de vue thermique et mécanique.

CHAPITRE IV

**Caractérisation de la micropompe et mode
d'assemblage du démonstrateur BARMINT**

Ce chapitre est consacré à la caractérisation des prototypes que nous avons réalisés et à la façon que nous avons adoptée pour l'assemblage final du prototype du démonstrateur. Nous présenterons d'abord le montage expérimental d'essai de la micropompe. Nous montrerons ensuite des résultats de l'analyse thermique de l'actionneur de la micropompe obtenus grâce à une camera Infra Rouge. Nous analyserons des résultats de déflexion de la membrane de la micropompe. Enfin, une interprétation de ces résultats ainsi qu'une comparaison avec les simulations sera proposée avant de considérer nos résultats comme partie prenante dans la prospective BARMINT.

IV-1 L'assemblage de la micropompe BARMINT

Le projet Européen BARMINT a démarré en avril 94 pour une durée de trois ans. Le démonstrateur final va être assemblé en Avril 97. Nous allons montrer dans cette partie le procédé d'assemblage de la micropompe avec les différents composants que constitue le démonstrateur BARMINT.

Le procédé d'assemblage utilisé dans cette étude est un procédé MCM-V développé par Thomson CSF et commercialisé par 3D-plus, il consiste à empiler verticalement les différentes puces grâce à des préformes comme le montre la figure 4.1. Deux types de filières de préformes ont été développées: la filière silicium et la filière film souple{59}.

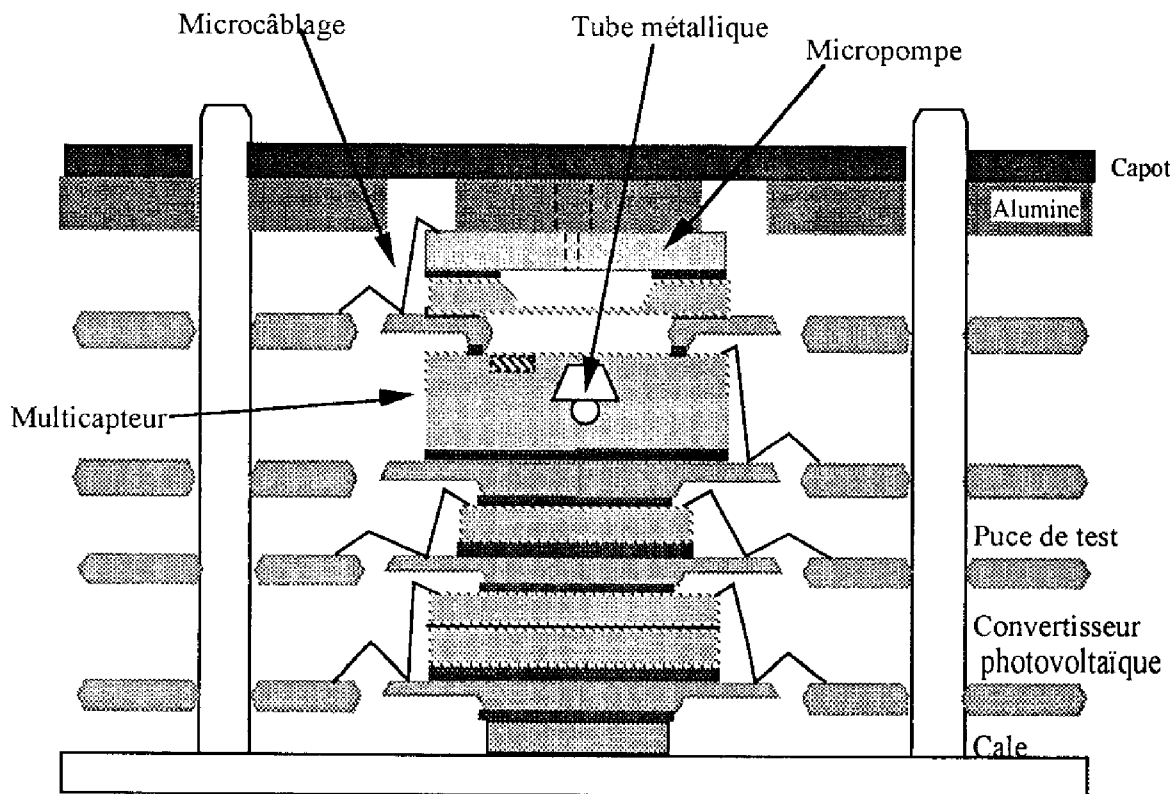


Figure 4.1 : Schéma de l'empilage Barmint

Conformément aux objectifs de BARMINT, nous avons réalisé l'empilage avec l'ordonnancement suivant :

- le convertisseur photovoltaïque espacé de 500 µm du fond du moule par une cale,

- la puce de test PMOS3,
- le multicapteur,
- la micropompe,
- une pièce usinée en alumine.

Ce dernier élément a été conçu pour protéger l'interconnexion filaire Alumine-Résistance chauffante du substrat, d'une part et d'autre part, pour réduire les contraintes thermomécaniques sur le composant micropompe ; il a été usiné par Laser de la même façon que l'actionneur thermique de la micropompe (voir Annexe B).

La préforme silicium a été réalisée sur une plaquette de silicium de 3" polie double face. Les technologies de réalisation sont les techniques de micro-usinage de volume par une solution chimique à base de KOH. Le design utilisé les techniques de photogravures face avant et face arrière{59}.

La figure 4.2 montre une vue de dessus de la préforme silicium qui comporte : deux trous d'alignement, deux fenêtres de découpe, des pistes de métallisation pour connecter les différents niveaux.

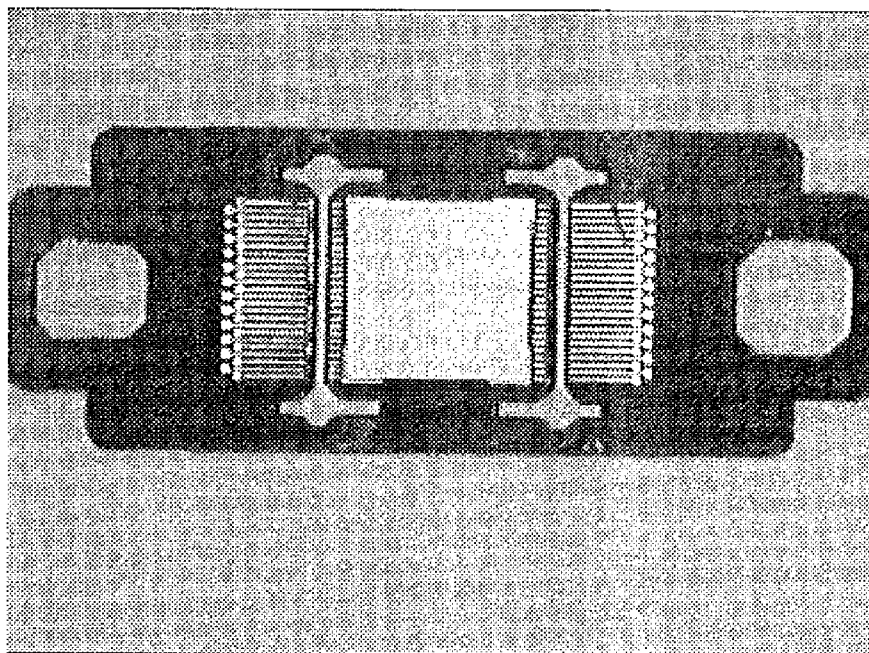


Figure 4.2 : Vue en dessus de la préforme silicium{59}

La figure 4.3 montre une vue de la face supérieure du démonstrateur BARMINT.

Différents procédés ont été développés afin d'améliorer les différentes étapes d'assemblage. On effectue, le procédé d'assemblage a été au départ conçu pour assembler des composants standards tels que les mémoires, les microcontrôleurs, les ASICs, ... Le LAAS a proposé une adaptation de ce procédé afin de l'appliquer aux microsystèmes, en évitant tous les problèmes de contrainte, de compatibilité et en proposant des solutions de connexions fluidiques et optiques.

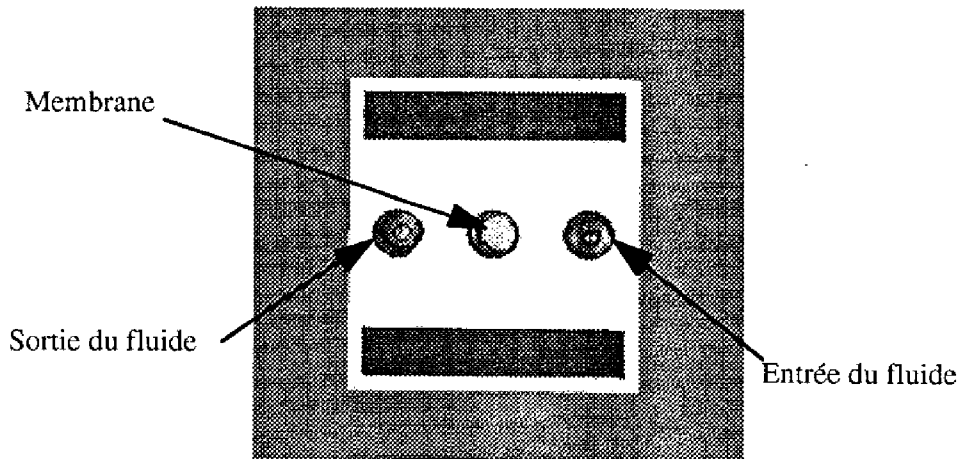


Figure 4.3 : Vue par dessus du démonstrateur BARMINT

IV-2 Tests préalables du fonctionnement des constituants de la micropompe

IV-2-1 Conception d'un banc d'essai

La caractérisation des microsystèmes est une étape très délicate à mettre en oeuvre car comme on l'avait déjà vu dans le chapitre I et II, la conception et la réalisation de la micropompe nécessite des compétences à la fois électronique, mécanique, thermique, fluïdique, etc... La figure 4.4 présente notre idée sur la manière de caractériser la micropompe. Le montage expérimental comprend une micropompe avec les microvalves, une alimentation électrique, deux tubes capillaires gradués reliés à l'entrée et à la sortie fluïdique de la micropompe grâce à des tubes en "PEEK". On pourra ainsi faire des mesures de flux en fonction de la puissance injectée et de la fréquence de l'alimentation.

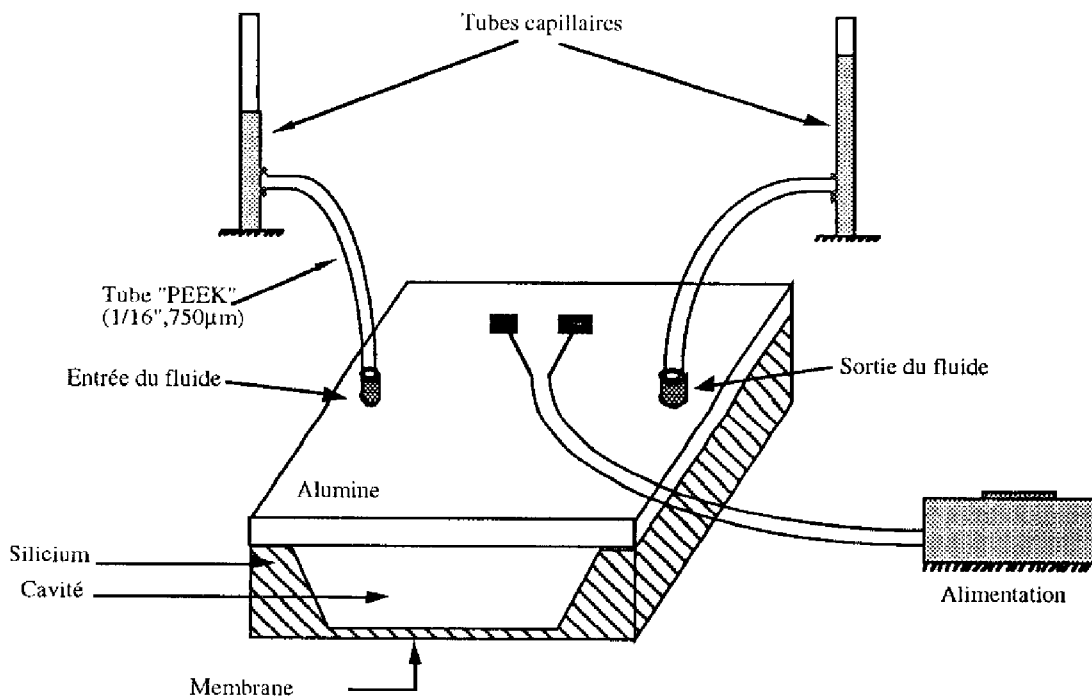


Figure 4.4 : Schéma du montage expérimental

Vu la complexité de notre système, on ne peut pas caractériser et exploiter des résultats de tous les phénomènes physiques mis en jeu. Lors de cette partie de caractérisation du démonstrateur, on a divisé le problème en deux : la caractérisation thermique et la caractérisation mécanique.

On s'est particulièrement intéressé à la caractérisation électrique et thermique de l'actionneur de la micropompe pour avoir une idée sur ces performances en fonction de la puissance. Une comparaison des différents résultats thermiques avec d'autres essais effectués dans le laboratoire de l'Université de Barcelone a été faite. Ces résultats ont été obtenus avec deux méthodes de caractérisation différentes comme on va le voir plus tard.

Une caractérisation mécanique sur le comportement de la membrane en fonction de la pression appliquée dessus va être présentée à la fin de ce chapitre.

IV-2-2 Les résultats expérimentaux

IV-2-2-1 Caractéristiques thermiques de la résistance

a - Caractérisation électrique

La caractérisation de l'actionneur thermique s'effectue en plusieurs étapes : la première consiste à déterminer la relation $R(T)$ qui relie la résistance de l'actionneur à la température grâce à un étalonnage thermique dans une étuve, la deuxième étape consiste à déterminer la relation entre la résistance et la puissance dissipée $P(R)$, la dernière étape consiste à exploiter ces deux relations afin d'avoir la puissance en fonction de la température $P(T)$. Cette relation va nous permettre de savoir la consommation en énergie de notre actionneur thermique.

Dans ce qui suit nous allons vous présenter ces trois étapes en détails :

Afin de connaître la relation qui lie la température et la valeur de la résistance de l'actionneur " $R(T)$ ", on a procédé à un étalonnage dans une étuve programmable en température de 25°C à 200°C. La montée en température est contrôlée d'une façon permanente de telle sorte que la mesure de la résistance est faite une fois que la température dans l'étuve est stable.

La variation de la résistance a la forme d'un polynôme de 3^{ème} degré qui s'écrit :

$$R(T) = R_0(1 + aT + bT^2 + cT^3)$$

Avec, R_0 : résistance pour $T=0^\circ\text{C}$
 T : température du four en $^\circ\text{C}$

Les valeurs des constantes a , b et c dépendent du matériau de la résistance.

La figure 4.5 montre la courbe d'étalonnage de la résistance. Les valeurs a , b et c sont ainsi déterminés expérimentalement. $a=2,506e-4$, $b=1,491e-6$ et $c=9,617e-9$.

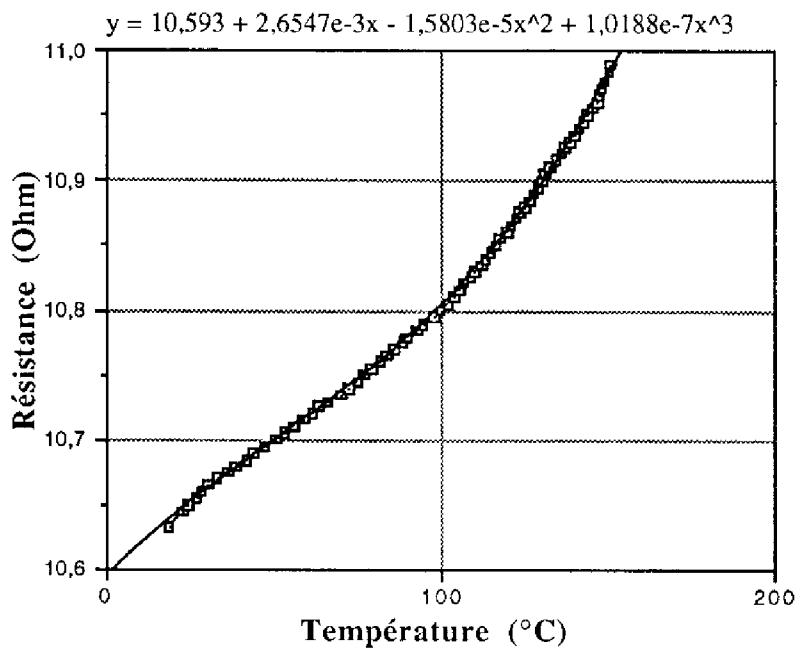


Figure 4.5 : Variation de la résistance en fonction de la température

Des essais de caractérisations électrique de la micropompe ont été réalisés à l'Université de Barcelone. La micropompe a été mise en contact avec de l'eau, l'expérience consistait à mesurer l'élévation de température de l'eau par effet conductif. La procédure d'alimentation est la même que celle utilisée au LAAS.

La figure 4.6 donne les résultats de ces caractérisations électrique de deux échantillons de micropompe .

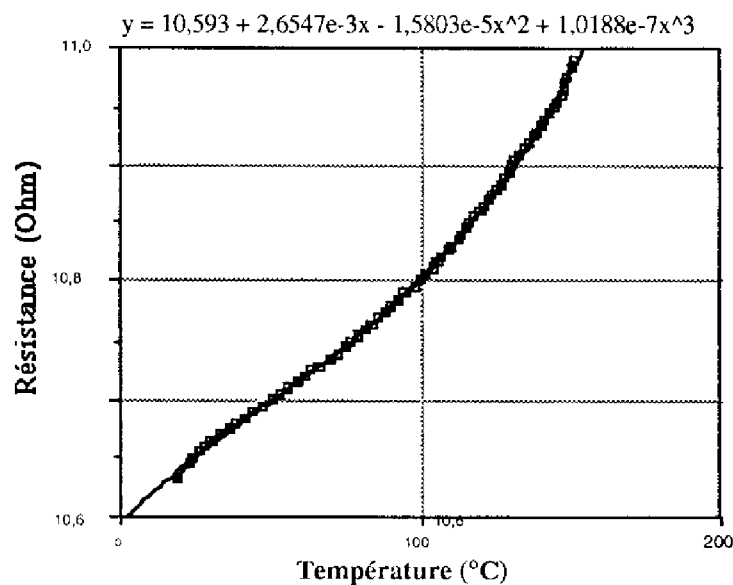


Figure 4.6 : Variation de la résistance en fonction de la température
(source Université de Barcelone)

On remarque que les résultats obtenus par la méthode de caractérisation conductive (mesure de l'échange thermique par conduction entre la micropompe et l'eau) sont tout à fait comparables aux résultats obtenus par la méthode de caractérisation convective (mesure de l'échange thermique par convection entre l'air et la micropompe dans l'étuve). Ces deux méthodes ont été mises au point dans deux laboratoires différents (LAAS et UB) et ont donné les mêmes résultats.

La deuxième étape de la caractérisation électrique de l'actionneur consiste à connaître la relation entre la puissance et la résistance $P(R)$. Pour cela on alimente la résistance en tension. On mesure le courant I passant dans la résistance en fonction de la tension appliquée V . La figure 4.7 donne la courbe $V=f(I)$ de la résistance.

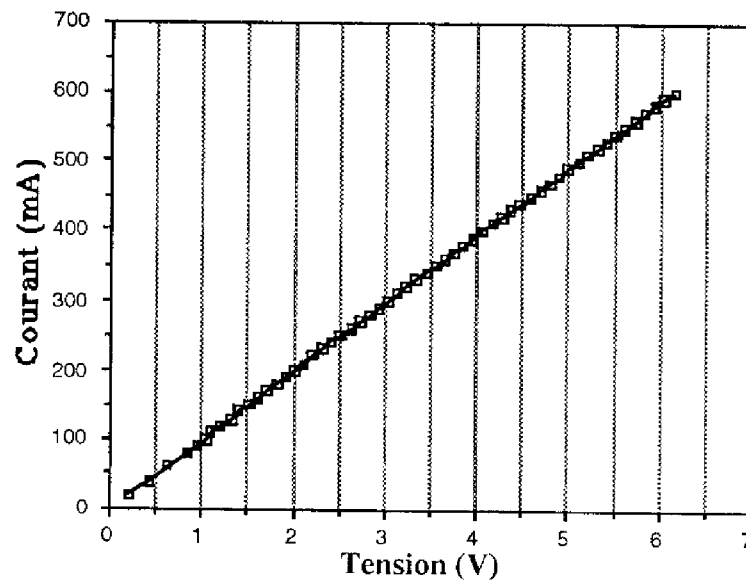


Figure 4.7 : Variation du courant électrique en fonction de la tension au borne de la résistance

La courbe de la résistance en fonction de la puissance est donnée par la figure 4.8

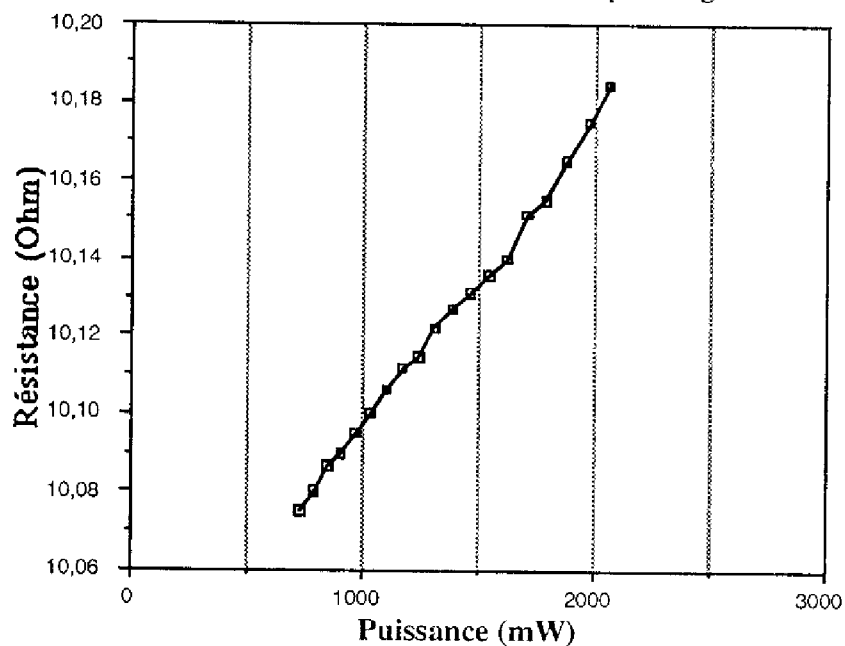
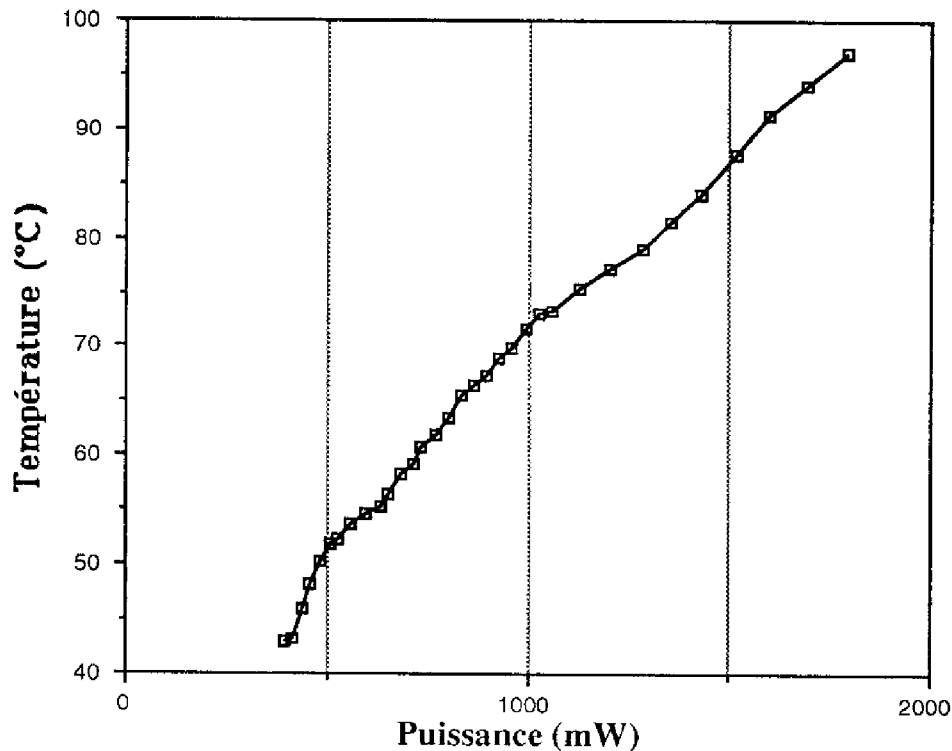


Figure 4.8 : variation de la résistance en fonction de la puissance.

A partir de la réponse de la résistance en fonction de la puissance et à partir de l'étalonnage préalable dans l'étuve, nous avons déduit la température de la résistance en fonction de la puissance d'alimentation. La courbe 4.9 donne l'augmentation de la température de l'actionneur de la micropompe en fonction de la puissance d'alimentation. On remarque très bien que pour avoir des températures suffisamment importantes pour faire augmenter la pression dans la chambre et faire bouger la membrane, il faut avoir une puissance d'alimentation de l'ordre de 1 Watt.



Courbe 4.9 : Variation de la température de l'actionneur en fonction de la puissance

b - Caractérisation thermique (thermographie infrarouge)

La thermographie est la technique de mesure qui permet de connaître la répartition spatiale et l'évolution temporelle des températures sur un objet{74}. On peut ainsi faire des mesures physiques des rayonnements infrarouges en provenance de tous les points de la scène analysée.

La carte thermique (rayonnements ou températures) obtenue par cette méthode s'appelle un thermogramme : c'est une mesure instantané d'un phénomène thermique statique ou dynamique. L'instrument de mesure est une caméra thermographique, caméra de mesure infrarouge, ou analyseur thermique.

La caméra procure une image complète par balayage de la scène analysée : c'est de la multiradiométrie. De nombreuses utilisations requièrent une transcription des valeurs radiométriques en températures pour tous les éléments dS de surface d'un objet. Cette transcription exige de respecter un ensemble d'hypothèses et nécessite de maîtriser les grandeurs auxiliaires de la situation de mesure.

La thermographie infrarouge apporte une puissante contribution à la thermique par la détermination des rayonnements et des températures de surface. Le thermicien alliera la maîtrise de cette technique récente à son savoir sur la conduction interne des matériaux et la convection naturelle ou forcée, afin de mieux approfondir sa connaissance des phénomènes thermiques.

Le comportement d'un objet vis-à-vis des rayonnements électromagnétiques est décrit par les théories sur l'interaction rayonnement matière. La matière émet un rayonnement électromagnétique qui est fonction de sa température. C'est le rayonnement thermique. En physique, le corps noir est un objet idéal, absorbeur parfait de tous les rayonnements incidents, et émetteur parfait. Dans son environnement de rayonnements électromagnétiques, un objet réel se comporte macroscopiquement en absorbeur, en réflecteur et en transmetteur du rayonnement incident.

Afin d'avoir une idée précise de la température par thermographie infra rouge, il est indispensable de connaître l'émissivité de l'objet rayonnant. Cependant, il est difficile de connaître ce coefficient car il dépend de plusieurs paramètres tels que : la température de l'objet, l'état de surface (polissage, orientation d'usinage, oxydation), le matériau lui-même et enfin la forme de l'objet. Le tableau 4.1 donne les émissivités de quelques matériaux usuels.

Métaux	Température (°C)	émissivité
Aluminium poli	100	0,05
Laiton poli	100	0,03
Or poli	100	0,02
Acier inoxydable	20	0,16
Acier poli	100	0,07
Verre poli	20	0,94
Silicium	25	0,7
Eau	20	0,96
Alumine	25	0,3
Ta ₂ N	25	0,8

Tableau 4.1 : émissivité de quelques matériaux usuels

c - Mise au point d'une structure d'essai

Pour les essais thermiques, on a réalisé des échantillons de micropompe sans les microvalves. Le processus de réalisation de ces échantillons est décrit dans l'annexe B. Ces tests vont nous permettre de savoir la répartition de la chaleur sur l'alumine, ainsi que sur le substrat de silicium.

L'échantillon de test est présenté par la figure 4.10. Il comprend, l'actionneur thermique avec la résistance chauffante et un substrat de silicium où on a gravé une membrane de 40µm d'épaisseur. L'actionneur est alimenté par une tension variant entre 0 et 5V. On mesure l'intensité du courant qui traverse la résistance afin de calculer la puissance dissipée.

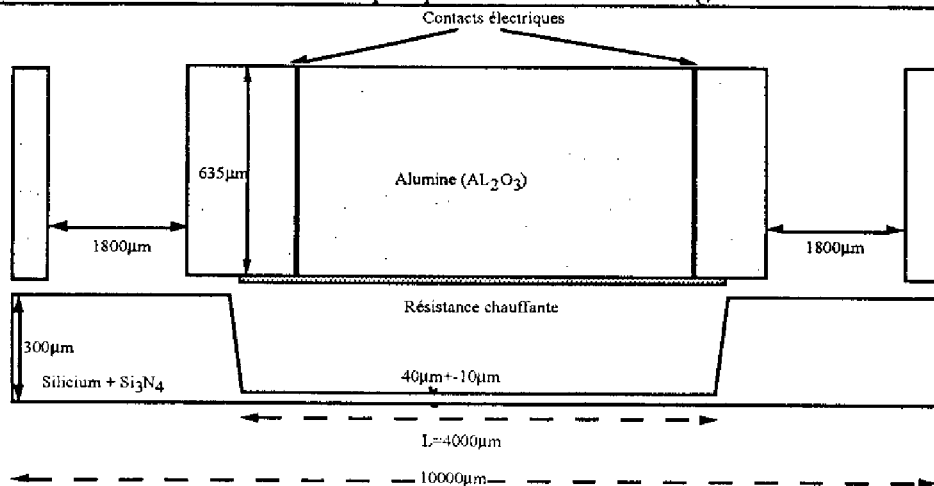


Figure 4.10 : vue en coupe de l'échantillon de test thermique

La figure 4.11 montre le montage expérimental pour les essais thermiques. Le banc de test est composé par :

- une camera infra rouge (AVIO),
- un générateur de tension,
- un voltmètre,
- un ampèremètre,

Les images thermiques sont traités avec le logiciel THERMOTHERM+ installé sur un PC.

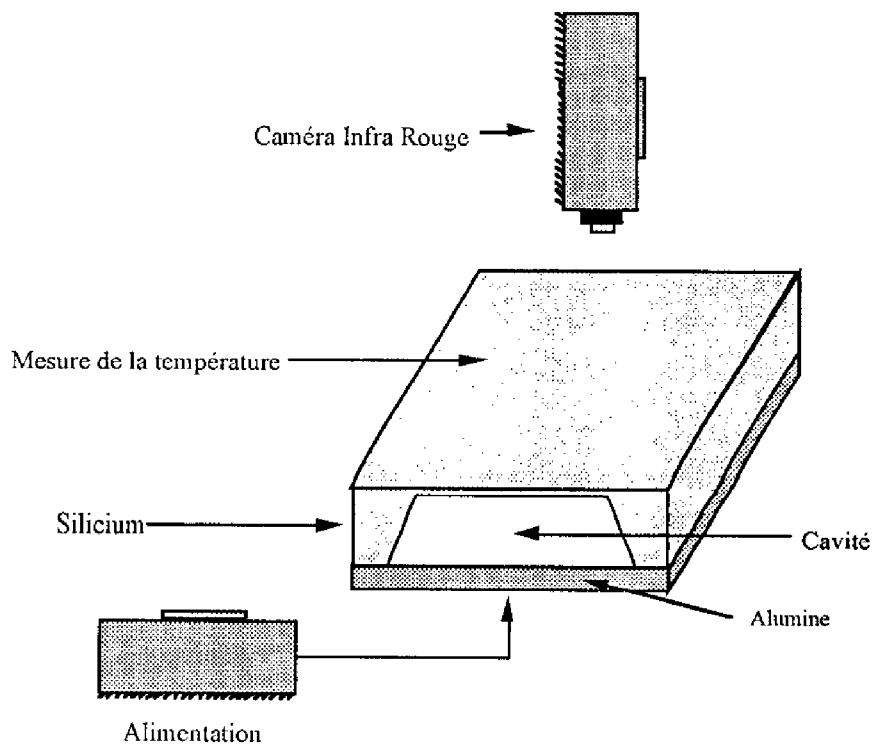


Figure 4.11 : Montage expérimental pour les tests thermiques

d - Résultats expérimentaux

Les résultats thermiques sont représentés par les figure 4.12 et 4.13. La cartographie thermique de la micropompe est donnée en fonction de la puissance dissipée dans la résistance. Tous ces résultats ont été obtenus dans le cas du fonctionnement statique de la pompe. Les mesures ont été effectués après stabilisation de la température. L'émissivité du silicium a été choisie de l'ordre de 0,7.

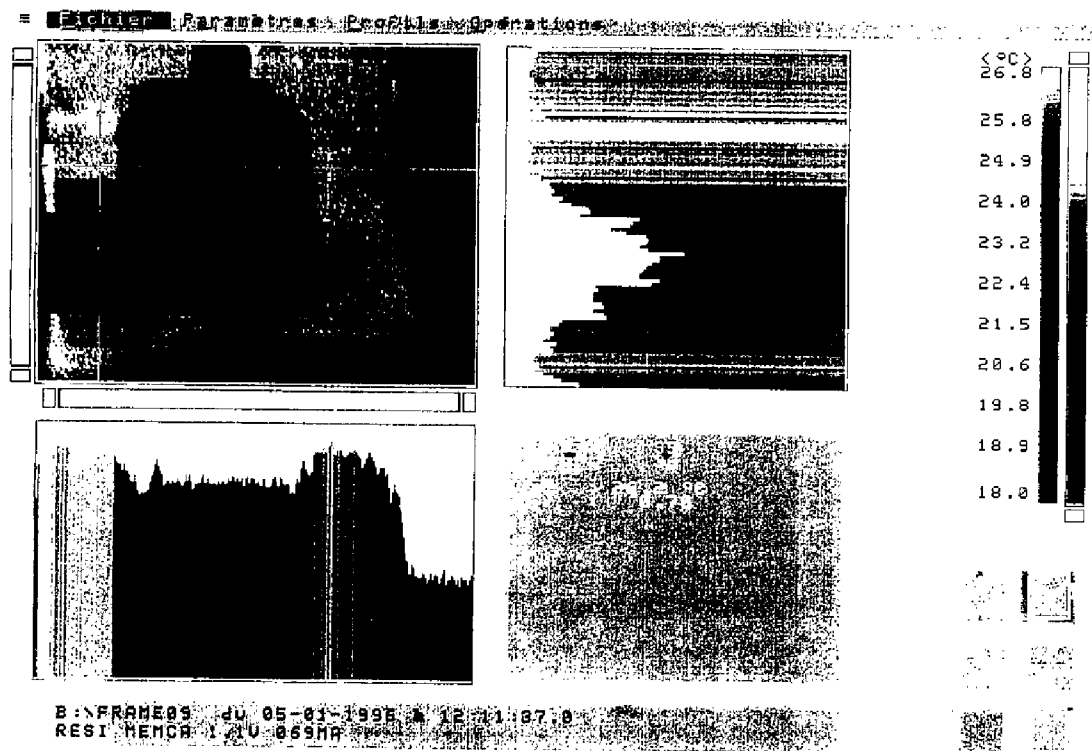


Figure 4.12 : répartition de la température sur le substrat de silicium (Puissance=76 mW)

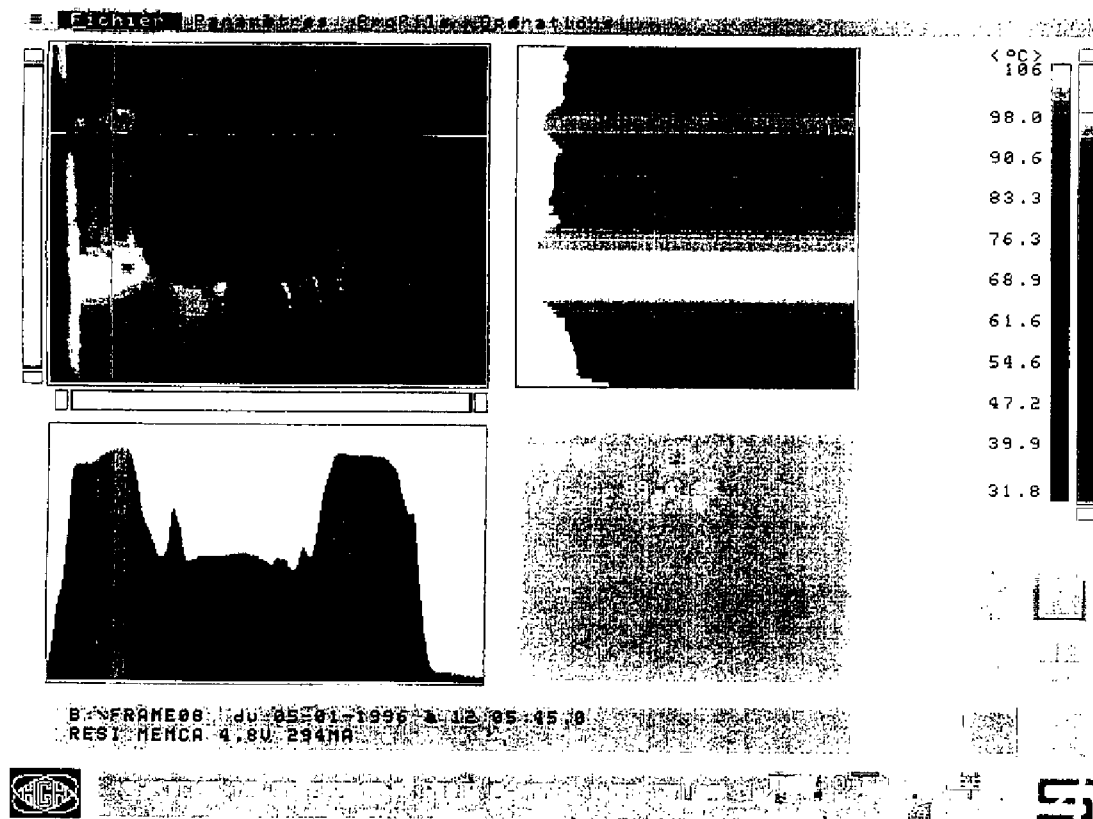


Figure 4.13 : répartition de la température sur le substrat de silicium (Puissance=1,4W)

Une première analyse montre que la répartition thermique n'est pas uniforme sur tout le substrat de silicium. L'augmentation de la température est beaucoup plus grande sur les bords de la cavité que dans la cavité. En effet l'air dans la cavité est un mauvais conducteur thermique, la chaleur se dissipe sur les bords de la résistance et passe directement à travers le substrat de silicium, de même qu'une bonne partie de la chaleur est absorbée par le substrat de céramique vu la différence du coefficient de dilatation thermique entre la céramique et le silicium.

Les résultats des mesures Infra Rouge sont comparables d'un point de vue rendement avec les simulations thermiques présentés dans le chapitre III. Bien sur, il faut tenir comptes des erreurs dues au conditions de mesures et au choix de l'émissivité des matériaux.

Le choix de la résistance suspendue est ainsi justifié. Dans ce cas, il n'y aura plus de différence de coefficient thermique entre l'actionneur et le corps de la pompe. La résistance en polysilicium va se trouver en contact avec l'air de la cavité sans qu'il y a de fuites thermiques sur les côtés.

IV-2-2-2 Caractérisation mécanique de la membrane

a - Mise au point d'une structure d'essai

A fin de connaître le comportement de la membrane en fonction de la pression dans la cavité, on a procédé à des essais mécaniques sur des échantillons de micropompe, ne comprenant que des membrane collées à des substrats de céramique. Les dimensions de ces échantillons ainsi que leur procédé de réalisation sont décrits dans l'annexe B et C. Ces mesures ont été faites en collaboration avec l'Université de Barcelone dans le cadre du projet BARMINT.

La figure 4.14 nous montre la structure d'essai. Elle est composée par :

- un profilometre : Tencor Alpha-Step 200,
- un générateur de pression : Druck DPI 510
- un tube de raccordement entre les échantillons et le DPI-510
- un support mécanique qui sert à fixer les échantillons lors des tests.

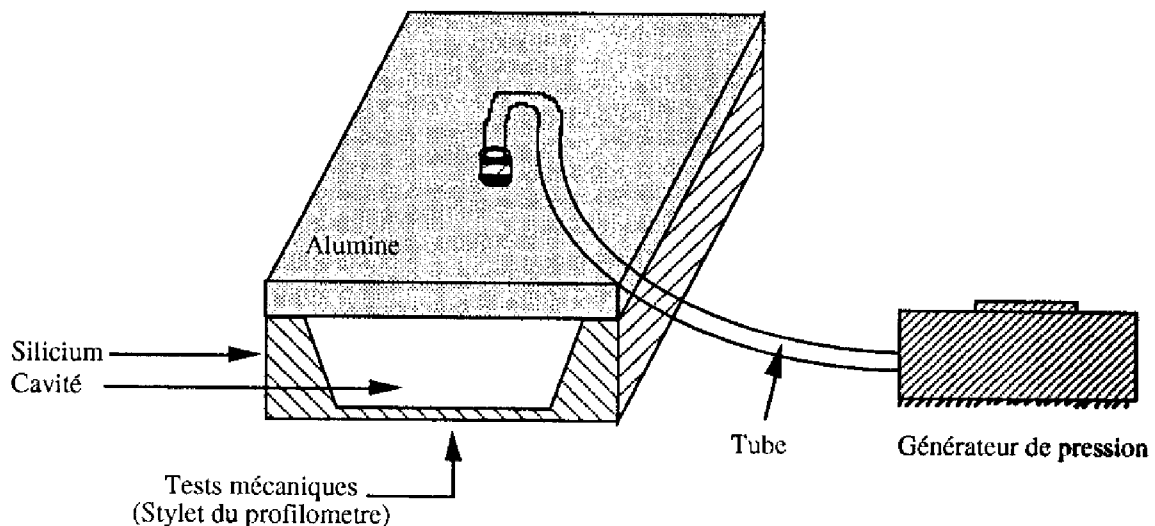


Figure 4.14 : montage expérimental pour les tests mécaniques

Le principe de mesure est le suivant : on fait augmenter la pression dans la cavité à l'aide du générateur de pression et on mesure la déformation de la membrane à l'aide du stylet du profilometre. L'échantillon doit être stable afin d'éviter les perturbations et les vibrations extérieures qui peuvent nous gêner lors des mesures, d'où l'utilité d'un support mécanique. Les épaisseurs de membrane sont mesurées avec précision à l'aide d'un interféromètre infra rouge. Les déflexions sont mesurées pour des pressions variant entre 0 et 3,5 bar.

b - Erreur expérimentale

La principale source d'erreur expérimentale réside à la localisation du centre de la membrane car il n'existe aucun moyen de repérer le centre (absence de marque visible de l'extérieur). Cependant le centre de la membrane a été localisé optiquement à l'œil nu, ce qui correspond à une erreur associée de 200 μm .

En se basant sur la forme de la membrane lors de la déflexion, on peut estimer l'erreur correspondant à la déflexion maximum :

Coté (mm ²)	Erreur relative (%)
4	1,4
3	2,4
2	5,5
1	22,0

c - Résultats expérimentaux

Lors des essais , on s'est particulièrement intéressé au membrane de 4mm de longueur et 40µm d'épaisseur. Le tableau 4.2 donne les épaisseurs exactes, mesurées par infra rouge, ainsi que la déflexion théorique calculé par Ansys.

Echantillons	Longueur de la membrane (mm)	Épaisseur (µm)	Déflexion (µm/bar)
1	4	41,4±0,2	32,1
2	4	43,1±0,1	28,5
3	4	39,7±0,2	35

Tableau 4.2 : mesure des épaisseurs de membrane et les déflexions calculées par Ansys

La figure 4.15 montre une mesure de déflexion par le profilomètre. Cette mesure a été faite sur l'échantillon N°3 avec une pression de 1.2 bar. On remarque que cette mesure est tout à fait comparable à la simulation faite par Ansys comme le montre la figure 4.16

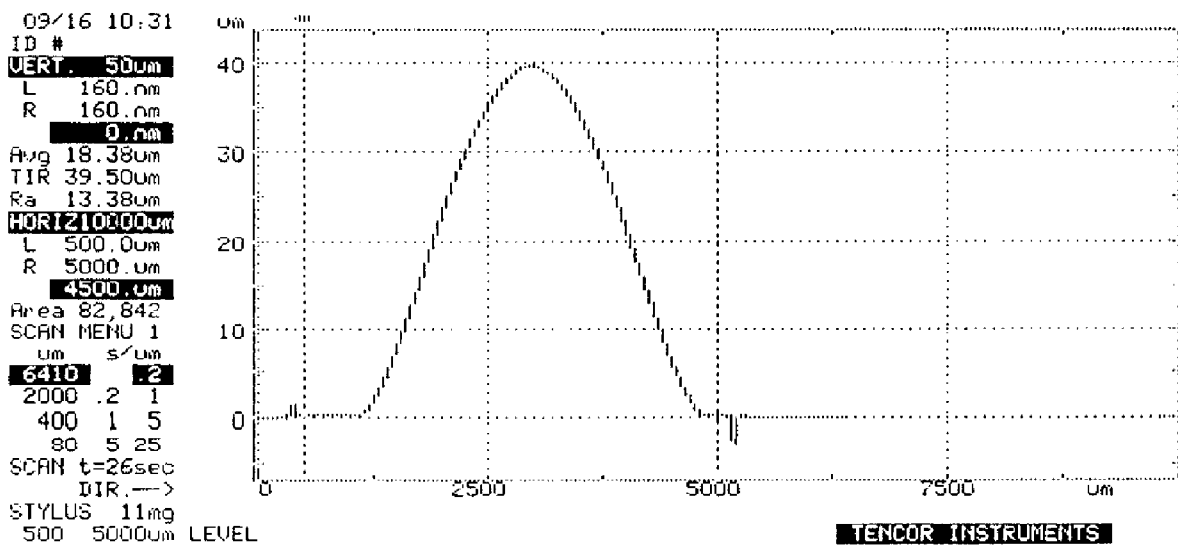


Figure 4.15 : mesure de la déflexion de la membrane par le profilometre (Pression=1,2 bar)

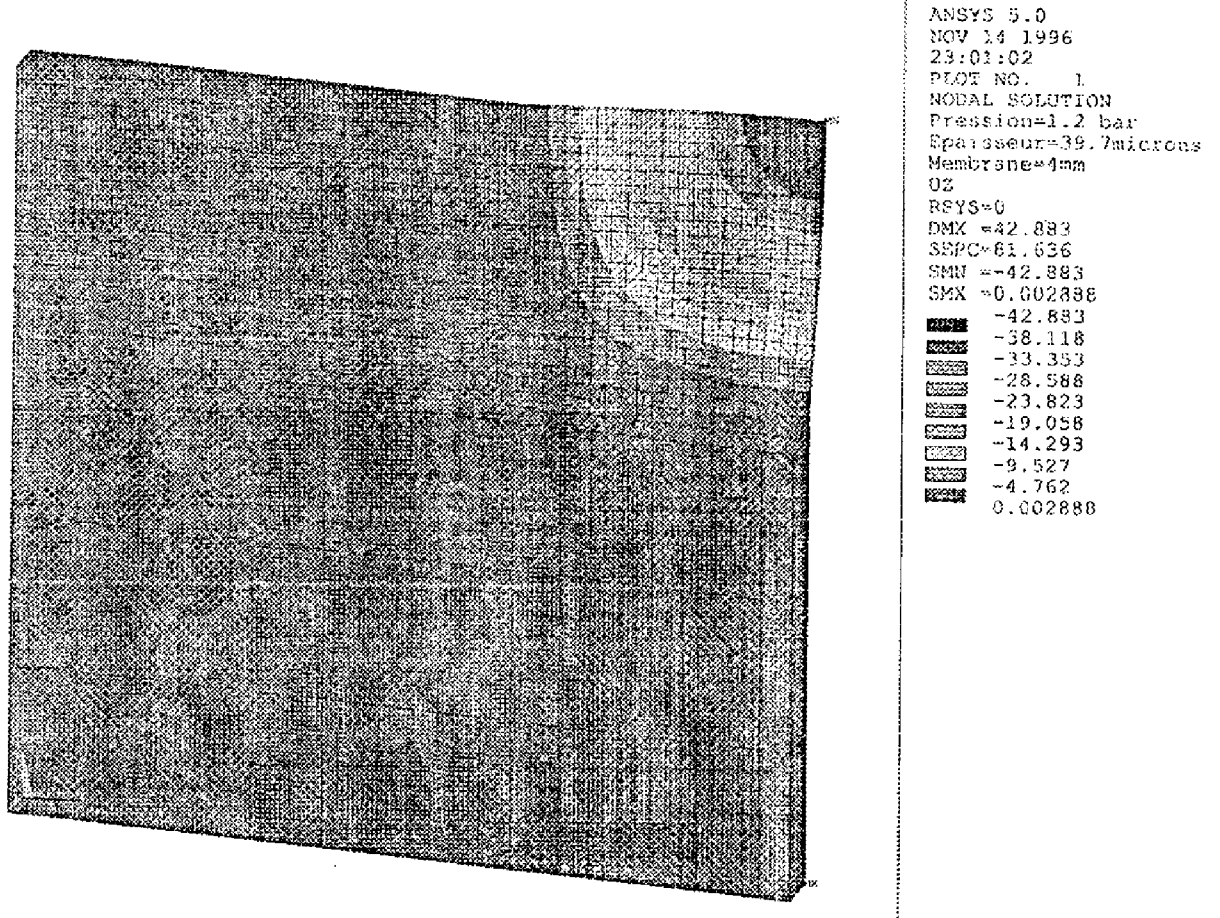


Figure 4.16 : simulation de la déflexion de la membrane par Ansys (Pression=1,2 bar)

La figure 4.17 montre une comparaison entre les résultats expérimentaux et la simulation avec Ansys pour différentes pression.

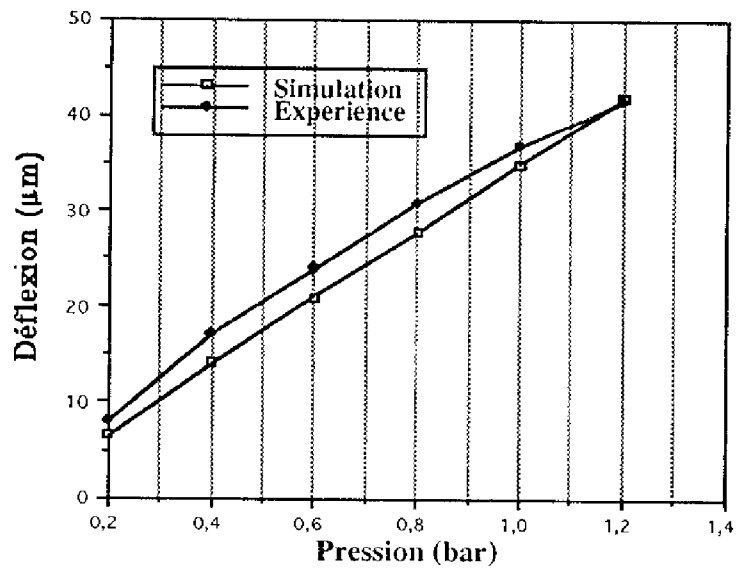


Figure 4.17 : comparaison entre les déflexions de membrane mesurées et simulés

On remarque que, les résultats expérimentaux sont comparables aux calculs théoriques fait par Ansys. La petite différence entre les deux résultats ne peut être due qu'aux conditions de mesures et le maillage approprié lors de la simulation.

IV-3 Perspectives BARMINT

Comme on l'a précédemment souligné, le projet BARMINT va se terminer en Avril 97. Notre étude nous a permis de mettre au point une technologie de réalisation d'une micropompe et deux microvalves passives en polysilicium. Ce procédé, basse température, est compatible avec les technologies standards microélectroniques.

Les spécifications fixées au départ était de réaliser une micropompe ayant un débit de 2 $\mu\text{l}/\text{min}$, les performances actuelles de la micropompe avec l'actionneur céramique sont de 0.4 $\mu\text{l}/\text{min}$. Notre premier objectif n'était pas un objectif lié à la performance mais de définir une technologie silicium de conception standard de la micropompe. Les faibles performances du démonstrateur actuel sont dues aux fuites thermiques sur les bords de la micropompe à travers le substrat de silicium et de céramique. Ces fuites empêchent ainsi une augmentation suffisante de la température et de la pression. La pression actuelle dans la chambre de la pompe est de l'ordre de 0.03 bar. A fin de remédier à ce problème, un deuxième prototype d'actionneur a été proposé. Le démonstrateur est composé cette fois ci d'un actionneur thermique à base d'une résistance suspendue en polysilicium . La résistance est dans ce cas plus efficace car on réduit les pertes de températures sur les côtés, on a les mêmes coefficients thermiques puisque l'actionneur et le corps de la pompe sont en silicium.

Plusieurs travaux ont montrés que ce type d'actionneur est très efficace en terme d'augmentation de température, pression et de faible consommation d'énergie{75,76}.

Un troisième type d'actionneur, électrostatique cette fois ci, peut aussi être envisagé afin d'augmenter la fréquence de commande et d'augmenter ainsi le débit de la micropompe.

**

Ce dernier chapitre présente la partie caractérisation de la micropompe. Vue les diverses disciplines qui entrent en jeu dans la conception de la micropompe, on s'est intéressé particulièrement au domaine thermique et mécanique.

Une conception d'une expérimentation d'essai a été proposée. Une caractérisation électrique de l'actionneur de la micropompe a été effectuée. Des mesures thermiques utilisant les techniques de la thermographie infrarouge ont montrées un faible rendement de l'actionneur avec le substrat de céramique privilégiant ainsi l'actionneur avec une résistance suspendue en polysilicium. Ces résultats ont été annoncées par la simulation thermique présentée dans le chapitre III.

La deuxième partie de ce chapitre était consacrée à la simulation mécanique. Les différentes étapes de caractérisation ont été présentées. Ces mesures ont été faites en collaboration avec l'Université de Barcelone. Les résultats expérimentaux sont tout à fait comparables, si on tient compte des erreurs expérimentales.

CHAPITRE V:
CONCLUSION GÉNÉRALE

Les microsystèmes ont déjà montré leur faisabilité dans plusieurs exemples d'applications industrielles, notamment dans le domaine des capteurs et actionneurs mécaniques : accéléromètres, baromètres, gyroscope,.... Ils entament une phase de développement rapide qui devrait multiplier les exemples sur des applications nouvelles.

Pour cette phase de développement, il faut disposer de technologies éprouvées et d'outils de conception adéquats. Le projet Européen BARMINT, a été lancé en Avril 1994 pour explorer ces besoins, faire des propositions et valider ces propositions sur la base d'un démonstrateur complexe visant des applications médicales.

Notre travail se situe dans ce cadre, il concerne les méthodes de conception et de fabrication d'une unité de pompage complète : actionneur et corps de la pompe. Les aspects méthodologiques y sont plus importants que l'obtention de performances, ce qui explique que nous nous sommes attachés à analyser les différentes options technologiques, la modélisation et la simulation de ce type de microsystèmes.

Le premier chapitre a été consacré à faire le point sur les connaissances déjà acquises sur les sujets des technologies et des composants microsystèmes. Sur les technologies nous avons distingué les technologies standards de la microélectronique et placé les technologies microsystèmes dans leur prolongement : technologies de micro-usinage, de la couche sacrifiée, technologies de dépôt de couches spécifiques,.... Sur les composants, nous avons passé en revue toutes les réalisations connues de micropompes et de microvalves : les réalisations sont des produits de laboratoires bien que pour certaines [45], [46], des propositions de commerciales sont en cours.

Le chapitre s'achève sur la présentation du domaine d'application médical choisi pour le démonstrateur BARMINT et des spécifications d'un démonstrateur visant le traitement des hypertendus. Il s'agit d'une administration automatique de médicament qui conduit aux spécifications suivantes :

DÉMONSTRATEUR BARMINT	
COMPOSANTS	CONTRAINTES
Durée de vie du système	3 ans
Réservoir	3 cm ³
Mesure de la pression	une à trois fois par jour
Débit de la micropompe	3 µl/jour
Dimensions max du système	5cm x 5cm x 3cm
Variation max. de température en surface	3 °C

Le deuxième chapitre présente l'action BARMINT dans toutes ses dimensions et fait référence aux travaux des autres équipes, mais le point principal est la présentation de notre module de micropompe et des technologies qui ont été mises au point pour sa réalisation.

Notre choix porte, tout d'abord, sur le concept d'une micropompe originale monobloc comportant la membrane qui actionne le fluide et les deux microvalves qui contrôlent le flux. Ces deux microvalves sont placées sur les deux côtés du substrat de silicium ce qui a l'avantage de compacter le dispositif, réduire le nombre de substrat, réduire le nombre d'opérations technologique et de faciliter la réalisation du composant.

Notre choix porte aussi sur le choix d'un actionneur thermopneumatique. Ce choix n'est pas optimum en terme de performance face à d'autres options, électrostatique par exemple mais la réalisation simple nous a permis de faire porter nos efforts sur le corps de la pompe en silicium. Nous montrons dans ce chapitre que la structure choisie pour le corps de la pompe est compatible avec tous les autres actionneurs connus.

Le procédé technologique que nous avons mis au point pour la réalisation du corps de la micropompe comporte les étapes suivantes :

- 8 niveaux de masquages,
- 3 dépôts CVD,
- 2 oxydations, une humide et l'autre sèche,
- 8 gravures plasma (RIE),
- 3 gravures chimiques,
- 2 gravures chimiques anisotropiques (KOH).

Ce procédé technologique est compatible avec les procédés standards de fabrication de circuits intégrés. On peut très bien imaginer à terme la combinaison de la technologie CMOS et les techniques de micro-usinages du silicium afin d'avoir à la fois la pompe avec les valves et certains éléments des circuits électroniques sur un même substrat de silicium.

Dans le troisième chapitre nous avons dégagé les principaux outils nécessaires à la conception et à l'optimisation de la structure : modèles fonctionnels, modèles thermiques, modèles thermopneumatiques, modèles mécaniques. Nous avons appliqué tous ces modèles à l'évaluation des performances de notre micropompe.

La simulation permet d'avoir une évaluation précise des performances potentielles de notre dispositif. Ces performances peuvent être résumées comme suit :

Puissance consommée	1W
Tension appliquée	5V
Pression dans la cavité	0,03 bar
Débit de la micropompe	0,4 μ l/min

Le quatrième chapitre aborde le problème de la validation expérimentale de nos choix.

Le projet BARMINT n'est pas achevé, les assemblages finaux auront lieu en Avril 97. Eux seuls pourront déterminer le bien fondé de nos options et la qualité de notre conception; toutefois, nous présentons dans ce chapitre toute une série de tests qui laissent suggérer du succès final de ce travail collectif.

Nous avons présenté tout d'abord le plan d'assemblage final BARMINT que nous avons mis au point avec des composants non opérationnels mais parfaitement identiques à ceux terminaux. Les problèmes qui ont été résolus concernent :

- les collages des différentes puces sur les préformes, ainsi que le collage de l'actionneur et du corps de la micropompe,
- les connexions fluidiques de la micropompe,
- les connexions optiques de la micropompe,

Nous avons évalué en suite point par point les éléments suivants:

- thermique
- déflexion de la membrane expérimentale et comparaison avec la simulation ANSYS.

Comme on l'a précédemment souligné, le projet BARMINT va se terminer en Avril 97. Les spécifications fixées au départ étaient de réaliser une micropompe ayant un débit de 2 $\mu\text{l}/\text{min}$, les performances actuelles de la micropompe avec l'actionneur céramique sont de 0.4 $\mu\text{l}/\text{min}$. Notre premier objectif n'était pas un objectif lié à la performance mais de définir une technologie silicium de conception standard de la micropompe. Les faibles performances du démonstrateur actuel sont dues aux fuites thermiques sur les bords de la micropompe à travers le substrat de silicium et de céramique. Ces fuites empêchent ainsi une augmentation suffisante de la température et de la pression. La pression actuelle dans la chambre de la pompe est de l'ordre de 0.03 bar. Afin de remédier à ce problème, un deuxième prototype d'actionneur a été proposé. Le démonstrateur est composé cette fois-ci d'un actionneur thermique à base d'une résistance suspendue en polysilicium. La résistance est dans ce cas plus efficace car on réduit les pertes de températures sur les côtes, on a les mêmes coefficients thermiques puisque l'actionneur et le corps de la pompe sont en silicium.

Un troisième type d'actionneur, électrostatique cette fois-ci, peut aussi être envisagé afin d'augmenter la fréquence de commande et d'augmenter ainsi le débit de la micropompe.

Nous considérons que fin 97 une structure complète du démonstrateur médical sera opérationnelle et pourra être appliquée à un programme industriel.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1 **L. S. Fan, Y. C. Tai and R. S. Muller**
IC-Processed electrostatic micromotors
Tech. Digest, IEEE Int. Electron Devices Meet. San Francisco, CA, USA, Dec. 11-14, 1988.
- 2 **G. Pircher**
Microélectronique, introduction
Techniques de l'ingénieur, traité Électronique E 2400
- 3 **D. Esteve, G. Delapierre, F. Ballieu**
Les microsystèmes intégrées : réalités et perspectives
L'Onde Électrique, Mars-Avril 1994 - Vol. 74 - N°2
- 4 **Institut des Microtechniques de Franche-Compte et Cetehor**
Recherches en microtechniques : réalités et perspectives
Collection du livre vert, 1992. 438p
- 5 **Les technologies Microsystèmes**
Édité par l'ADIT, Février 1994
- 6 **LETI**
Technologie des microsystèmes
Contribution du LETI pour un programme national, Septembre 1995. (note interne)
- 7 **D. Esteve**
Research development and industrialisation of microsystems
Séminaire Franco-Allemand sur l'avenir des microsystèmes, LAAS report 96260 June 1996
- 8 **G. Delapierre**
Capteurs et microtechnologies
Spectra 2000, N°139, Vol 17, Mai 1989
- 9 **J. L. Regolini**
Technologie de fabrication de la microélectronique : filières technologiques
Techniques de l'ingénieur, traité Électronique E 2412
- 10 **J. L. Regolini**
Technologie de fabrication de la microélectronique : opérations élémentaires
Techniques de l'ingénieur, traité Électronique E 2410
- 11 **V. Conedera et al.**
First steps towards the fabrication of electrostatic micromotors using SOG
Sensors & Actuators 1995 Vol A46 pp 82-84
- 12 **L. S. Fan, Y. C. Tai and R. Muller**
IC-processed Electrostatic Micromotors
Sensors and Actuators, 20 (1989) 41-47
- 13 **V. Conedera et al.**
Mise au point d'un démonstrateur de micro-actionneurs intégrés tout silicium
Rapport LAAS 94045 Janvier 1994

- 14 **Gilles Faugere**
Étude des contraintes du silicium déposé à partir de disilane par LPCVD
Rapport LAAS, Septembre 1996
- 15 **P. Taurines**
Faisabilité de structures Metal-Oxyde-semiconducteur sur films minces de Si-LPCVD par procédé technologique a basse température (600°C)
Thèse de Doctorat de l'INSA, Octobre 1991, rapport LAAS N°91307
- 16 **R. Henda**
Dépôts de nitrure de silicium par procédés chimiques en phase vapeur a basse pression et a faible bilan thermique
Thèse de Doctorat de l'INSA, Septembre 1994, rapport LAAS N°94393
- 17 **M. Bagneres Moisseron**
Étude de procédés technologiques pour le contrôle des propriétés de commutation des composants bipolaires de puissance
Thèse de Doctorat de l'INSA, Juin 1995, rapport LAAS N°95324
- 18 **P. Temple Boyer**
Nouveaux procédés d'obtention d'oxynitrure de silicium
Thèse de Doctorat de l'INSA, Mai 1995, rapport LAAS N°95179
- 19 **J. S. Danel, H. Camon**
Le micro-usinage du silicium
L'Onde Électrique, Mars-Avril 1994 - Vol. 74 - N°2
- 20 **J. L. Robert, J. C. Bruyère, P. Pinard**
Le silicium, un matériau de base pour les microsystemes
L'Onde Électrique, Mars-Avril 1994 - Vol. 74 - N°2
- 21 **A. Mahrane**
Étude et réalisation de détecteurs infrarouge pyroélectriques P(VDF-TrFE)
Thèse de Doctorat de l'Université Paul Sabatier, Juillet 1994, Rapport LAAS N° 94338
- 22 **D. Franques et al.**
The thin film copolymer approach for monolithic thermal focal plane array
Sensors & Actuators A Vol46/47, Avril 1995 pp 403-407
- 23 **Laboratoire commun LAAS-CNRS et Motorola (LCIP)**
- 24 **N. Senouci, J. P. Berry, F. Therez**
Bobines intégrées type barreau et serpenter : dimensionnement, choix du matériau magnétique et étapes technologiques
Rapport LAAS 96294 Juillet 1996.
- 25 **A. Permuy**
Capteurs microélectronique
Techniques de l'ingénieurs, traité électroniques E2315

- 26 **Z. Moktadir**
Simulation de la gravure chimique anisotrope du silicium dans les solutions alcalines
Thèse de Doctorat de l'UPS, Janvier 1997
- 27 **H. Seidel, L. Csepregi, A. Heuberger and H. Baumgärtel**
Anisotropic etching of cristalline silicon in alkaline solutions
J. Electrochemical. Soc., Vol. 137, No. 11, November 1990
- 28 **M. Offenbergl, F. Lärmer, B. Elsner, H. Münzela and W. Riethmüller**
Novel process for a monolithic integrated accelerometer
Proceeding of the Transducers'95 and Eurosensors IX June 25-29 Sweden
- 29 **R. Yeh, E. Kruglick, K.Pister**
Microelectromechanical components for articulated microrobots
Proceeding of the Transducers'95 and Eurosensors IX June 25-29 Sweden
- 30 **H. Toshiyoshi and H. Fujita**
An electrostatically operated torsion mirror for optical switching device
Proceeding of the Transducers'95 and Eurosensors IX June 25-29 Sweden
- 31 **J. M. Karam**
Methodes et outils pour la conception et la fabrication des microsystèmes
Thèse de Doctorat de l'INPG, Mai 1996
- 32 **S. Shoji and M. Esashi**
Micromachining for a chemical sensor
Chem. Sensor Techn. 1 179-193
- 33 **S. Nakagawa, S. Shoji and M. Esashi**
A microchemical analyzing system integrated on a silicon wafer
Proc. IEEE MEMS Workshop 1990 pp 89-94
- 34 **T. Ohnstein, T. Fukiura, J. Ridley and U. Bonne**
Micromachined silicon microvalve
Proc. IEEE MEMS Workshop 1990 pp 95-98
- 35 **M. J. Zdeblick and J. B. Angell**
A microminiature electric-to-fluidic valve
Technical Digest of Transducers 1987 pp 827-829
- 36 **H. Jerman**
Electrically-activated, micromachined diaphragm valves
Technical Digest IEEE Sensor & Actuator Workshop 1990 pp 65-69
- 37 **D. Bosch, B. Heimhofer, G. Muck, H. Seidel, U. Thumser and W. Welser**
A silicon microvalve with combined electromagnetic/electrostatic actuation
Sensor & Actuator A37-A38 1992 pp 684-692
- 38 **H. T. V. Van Lintel, F. C. M. Van Pol and A. Bouwstra**
Piezoelectric micropump based on micromachining of silicon
Sensor & Actuator 15 1988, pp 153-167

- 39 **J. Tiren, L. Tenerz and B. Hok**
A batch fabricated non-reverse valve with cantilver beam manufactured by micromachining of silicon
Sensor & Actuator 18 1989, pp 389-396
- 40 **M. Esashi, S. Shoji and A. Nakano**
Normally closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer
Sensor & Actuator 20 1989, pp 163-167
- 41 **B. Hok and L. Smith**
A silicon self-aligned non-reversible valve
Technical Digest of Transducers 1991 pp 1049-1051
- 42 **Schomburg and Scherrer**
3,5 μm thin valves in titanium membranes
J. Micromech. Microeng. 2 1992, pp 184-186
- 43 **S. Shoji, B. H. van der Schoot, N. de Rooij and M. Esashi**
A study of a high-pressure micropump for integrated chemical analysing systems
Sensor & Actuator A32 1992, pp 335-339
- 44 **S. Shoji, S. Nakagawa and M. Esashi**
Micropump and simple-injector for integrated chemical analyzing systems
Sensor & Actuator A21-A23 1990, pp 189-192
- 45 **R. Zengerle, A. Richter, H. Sandmaier**
A micro membrane pump with electrostatic actuation
Micro Electro Mechanical Systems'92 (Germany), February 4-7 1992, pp 19-24
- 46 **T. S. J. Lammerink, M. Elwenspoek and J. H. J. Fluitman**
Integrated micro-liquid dosing system
Proc. IEEE-MEMS Workshop 1993 pp 254-259
- 47 **R. Rapp, W. K. Schomburg, D. Mass and V. Stark**
LIGA micropump for gases and liquids
Sensor & Actuator A40 1994, pp 57-61
- 48 **H. Jerman**
Electrically-activated, normally closed diaphragm valves
J. Micromech. Microeng. 4 1994, pp 210-216
- 49 **A. Richter and H. Sendmaier**
Electrohydrodynamic pumping and flow measurement
Proc. IEEE-MEMS Workshop 1991 pp 99-104
- 50 **G. Fuhr, R. Hagedorn, T. Muller, W. benecke and B. Wagner**
Pumping of water solution in microfabricated electrohydrodynamic systems
Proc. IEEE-MEMS Workshop 1992 pp 25-29
- 51 **V. Demarne**
Réalisation d'un capteur de gaz intégré sur silicium
Thèse de Doctorat de EPFL, Lausanne, N°934, 1991

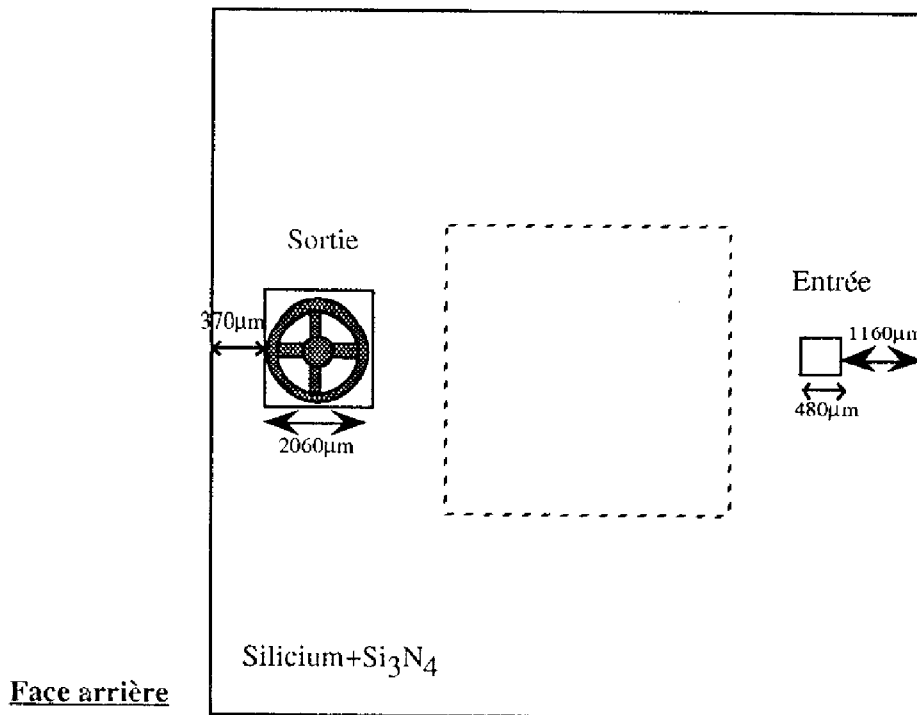
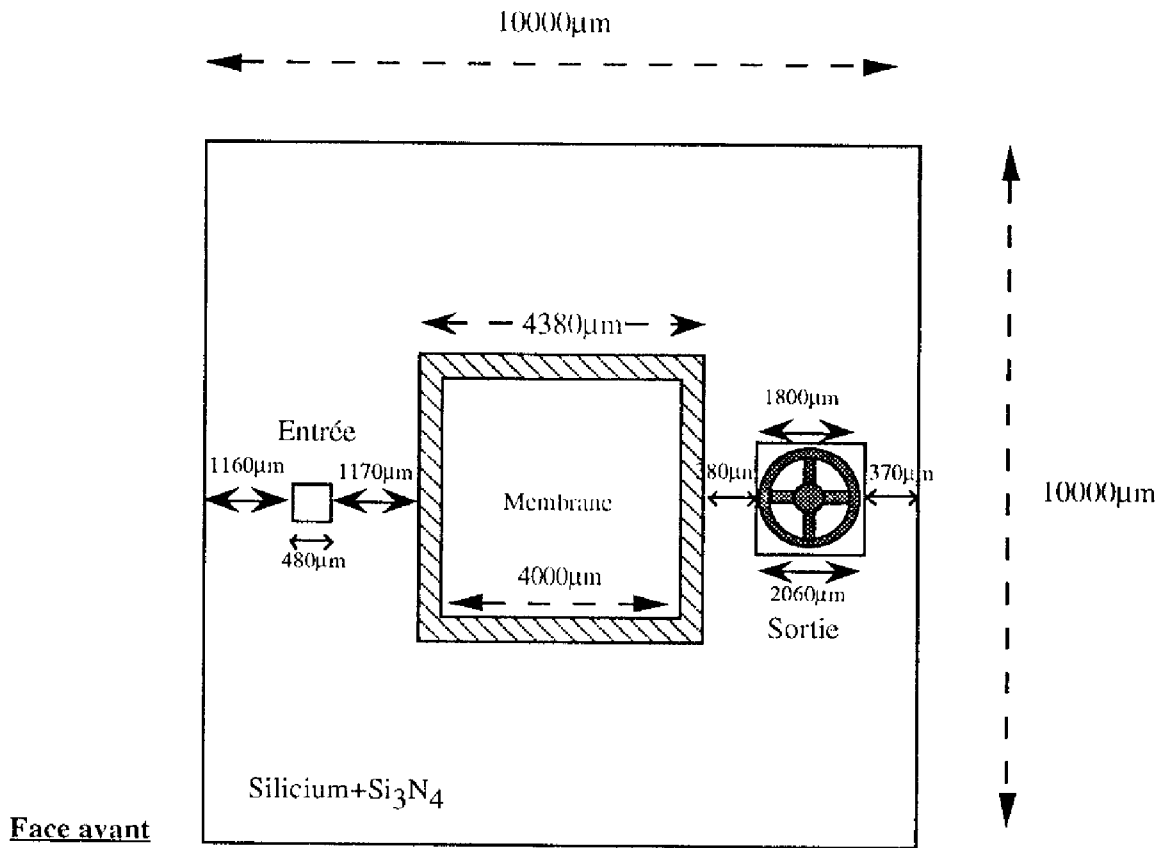
- 52 **M. Dilhan**
Réalisation d'un micro-capteur d'oxygène en technologie microélectronique ou compatible
Thèse de l'UPS, Décembre 1994
- 53 **S. Shoji, M. Esashi, M. Matsuo**
Prototype miniature blood gas analyzer fabricated on a silicon wafer
Sensor & Actuator A14 1988, pp 101-107
- 54 **K. Kawahata, A. Nakano and M. Esashi**
Integrated thermal mass flow controller using normally close microvalve
Technical Digest 8th Sensor Symp. pp 141-144
- 55 **V. Gass, B. H. van der Schoot and N. F. de Rooij**
Integrated flow-regulated silicon micropump
Technical Digest of Transducers 1993 pp 1048-1051
- 56 **A. Gouiguéne et al.**
Microtechnologie et microsystème (Marché mondial et position de la France)
Ministère de l'Industrie
- 57 **S. Aouba**
Conception et réalisation d'un microsystème photovoltaïque
Doctorat de l'UPS, à soutenir en Février 1997
- 58 **A. Napieralski et al.**
Thermal and thermo-mechanical simulation of micromachines
Rapport BARMINT
- 59 **A. Val**
Étude de la technologie d'interconnexion verticale "MCM-V" appliqué aux microsystèmes
Doctorat de l'UPS, Décembre 1996
- 60 **Rapport BARMINT**
- 61 **Z. Sbiaa, A. Val, S. Aouba, H. Camon et D. Esteve**
Design and fabrication of a chemical analysing system for medical application
Micromechanics Europe Workshop (MME'95), Copenhagen, 3-9 Septembre 1995, pp.196-200
- 62 **P. Tounsi**
Méthodologie de la conception thermique des circuits électroniques hybrides et problèmes connexes
Thèse de Doctorat de l'INSA, Décembre 1992
- 63 **A. Gütz**
Analysis of the heat distribution and power consumption in Metal-Oxide-Semiconductor and catalytic gas sensors with the aim of optimisation
Rapport de stage chez Schlumberger Industries, France

- 64 **A. Napieralski et al.**
Application of sparse matrix technics and self-adopting mesh generation to 3D transient thermal simulation
Rapport BARMINT
- 65 **E. Bonnote**
Étude des propriétés mécaniques des films minces. Application au silicium monocristallin
Thèse de doctorat de l'Université de Franche-Comté, Décembre 1994
- 66 **S. Timoshenko, S. Woinowsky-Krieger**
Plaques et coques
McGraw-Hill, New York, p400, 1959
- 67 **Anslys Users Manuel, Vol IV, chap. 2**
- 68 **Anslys Users Manuel, Vol IV, chap. 19.7**
- 69 **G. Kelly, A. Val, Z. Sbiaa et al.**
Packaging a thermally actuated micromachined silicon membrane pump
IEEE-THERMINIC 96, 25-27 Septembre 1996 Budapest
- 70 **A. Napieralski, M. Orlikowski, W. Wojciak, M. Zubert**
Electro-Thermal Modeling of the micropump and ETC devices with ELDO-HDLA
Barmint Technical Report, October 1996
- 71 **Z. Sbiaa, H. Camon and D. Esteve**
Thermopneumatical micropump and microvalves for a medical analyzing system
SPIE's 1996 Symp. on Micromach. and Microfabrication, October 1996, Austin, Texas, USA.
- 72 **Z. Sbiaa, A. Val, S. Aouba, H. Camon and D. Esteve**
New way for 3D integration of a micropump and microvalves
MIXDES'96, Lodz (Pologne), 30 Mai - 1er Juin 1996, pp.500-505
- 73 **Kurt E. Petersen**
Silicon as mechanical material
Proc. IEEE May 1982 Vol. 70 No. 5
- 74 **D. Pajani**
Termographie infrarouge
Techniques d'ingénieurs, R 2740
- 75 **Y. Fukuta, T. Akinyama and H. Fujita**
A reshaping technology with joule heat for three dimensional silicon structures
Transducers 95-Euroensors IX, Stockholm, Sweden, June 25-29 1995
- 76 **M. A. Gajda, H. Ahmed**
Applications of thermal silicon sensors on membranes
Sensors and Actuators A-49 (1995) 1-9
- 77 **E. Scheid**
Communications personnelles

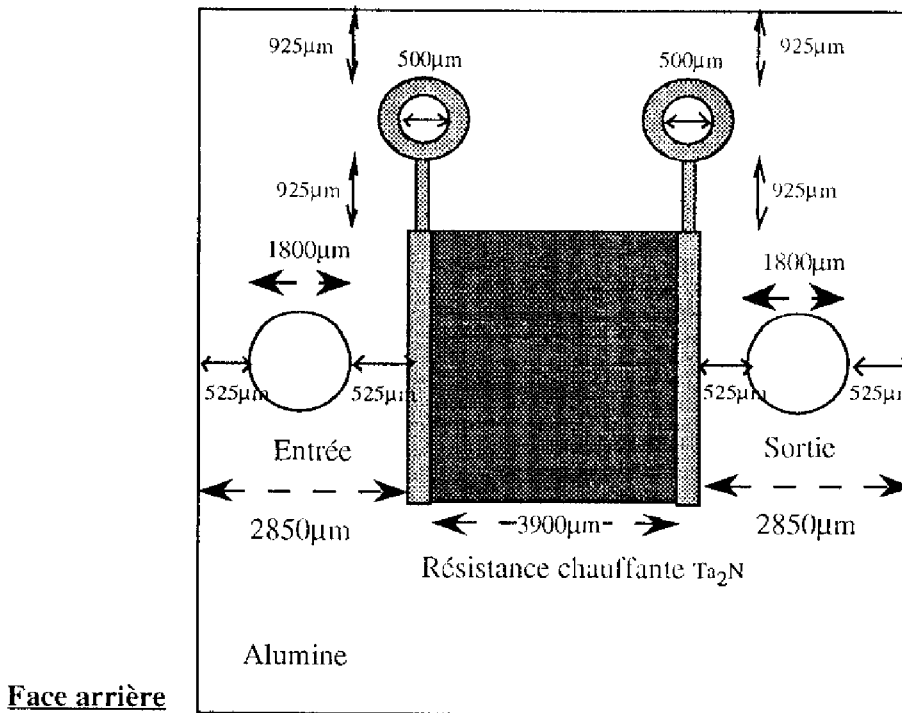
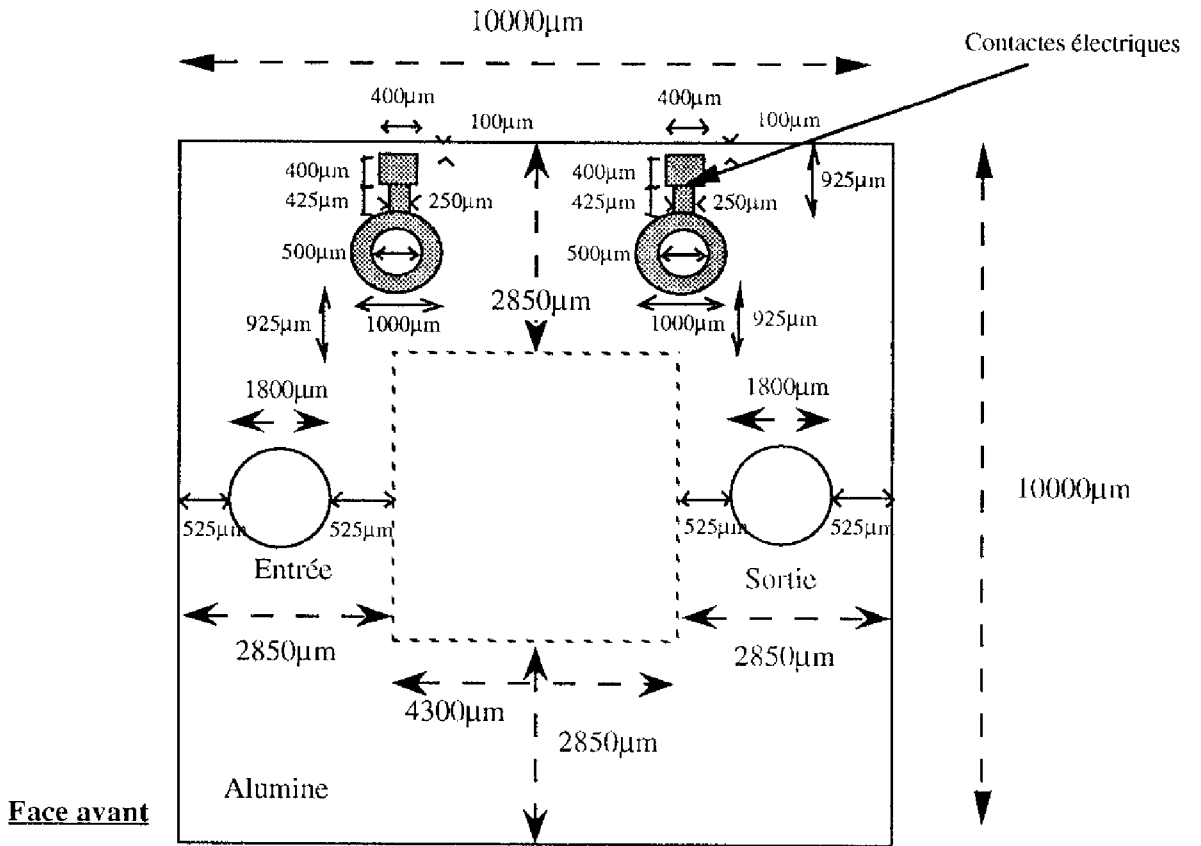


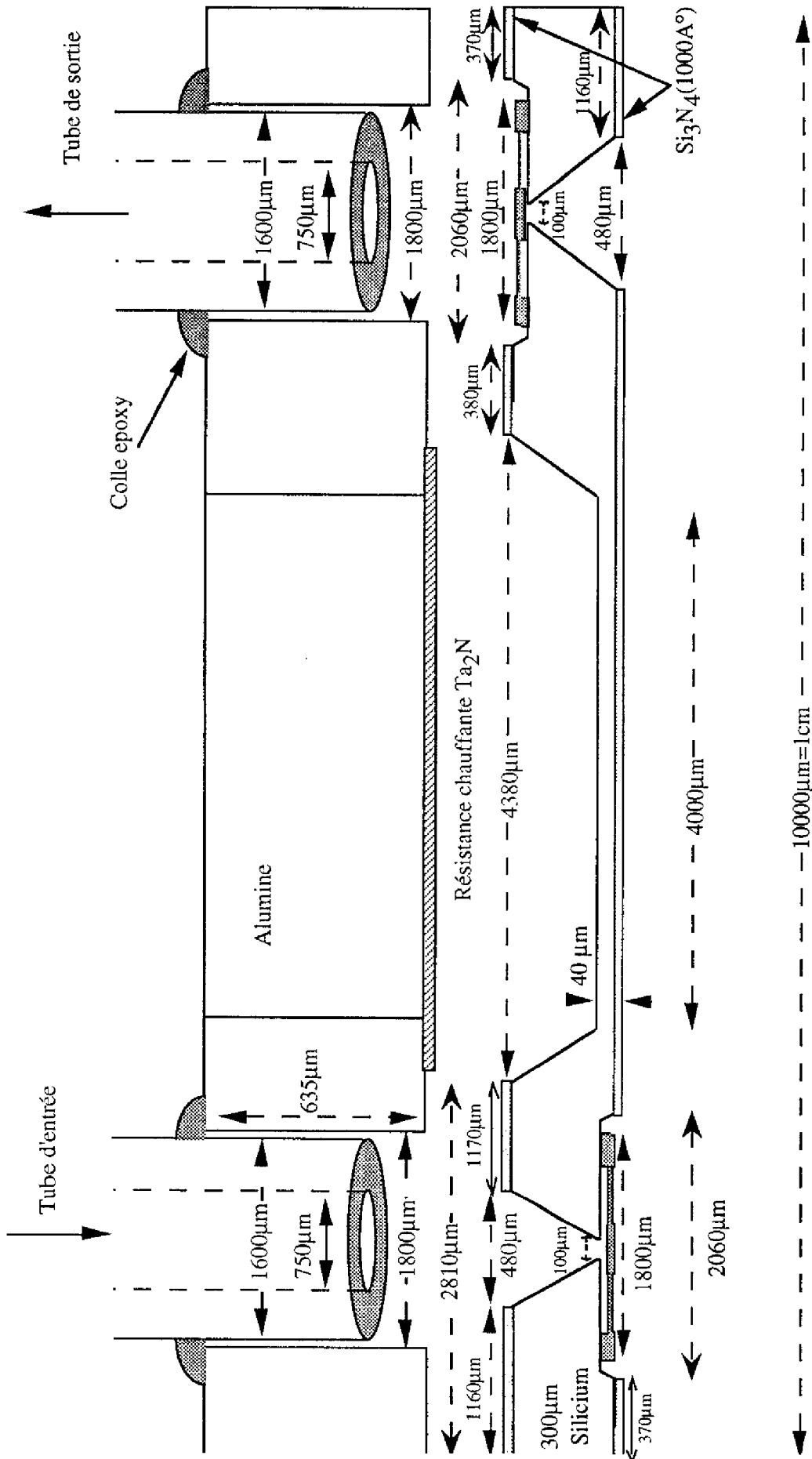
ANNEXE A

Substrat de Silicium : membrane + valve



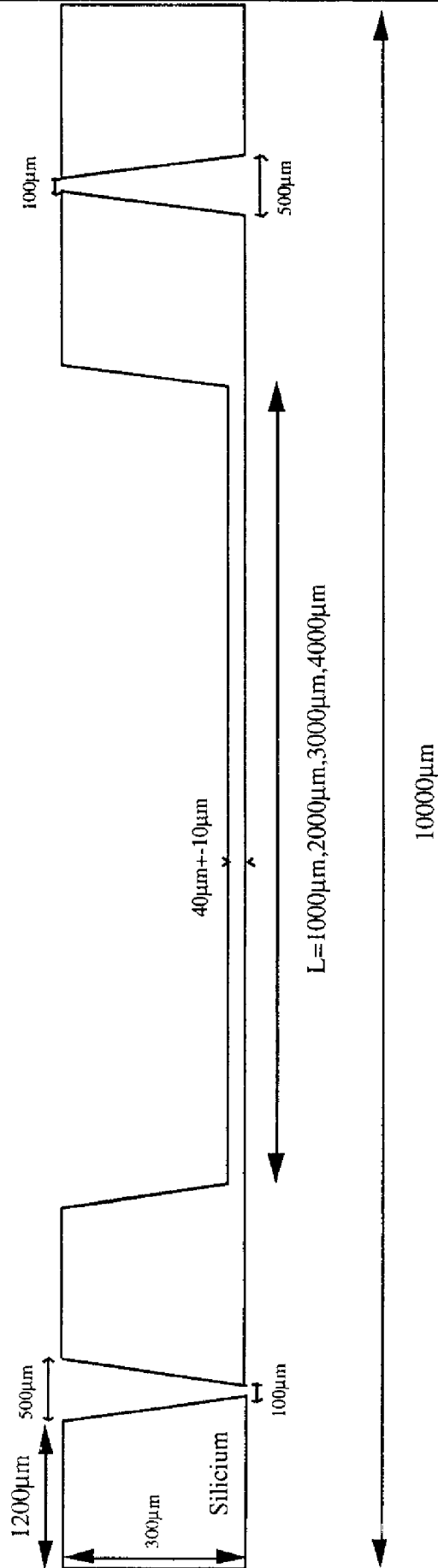
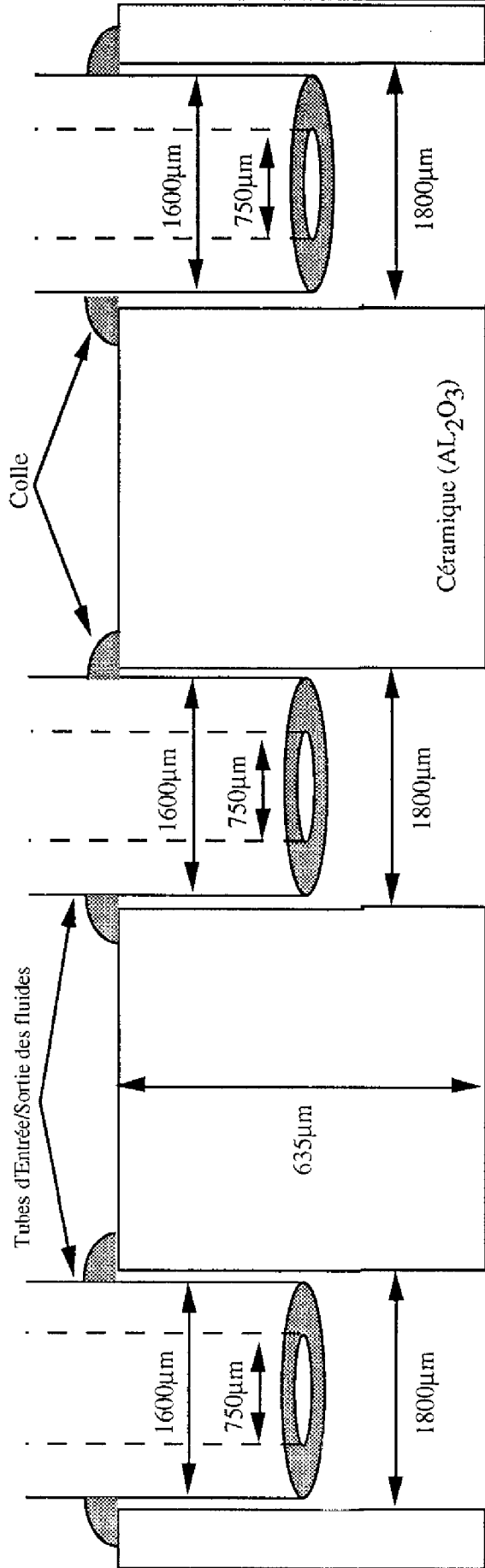
Actionneur thermique de la micropompe



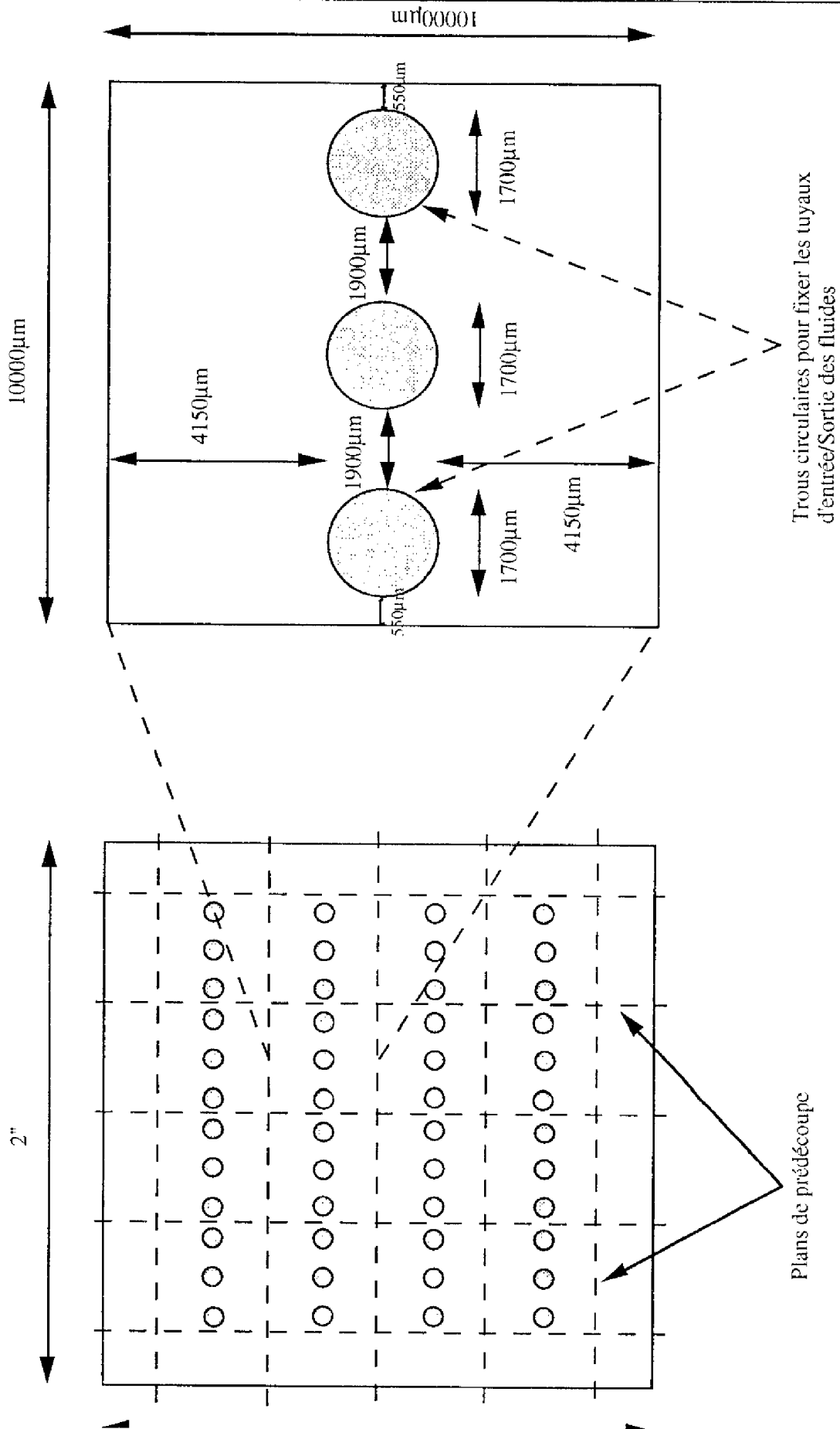


Dimensions de la Micropompe

ANNEXE B



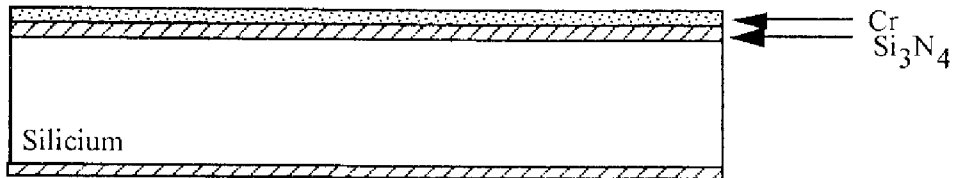
VUE EN COUPE DE LA STRUCTURE D'ESSAI



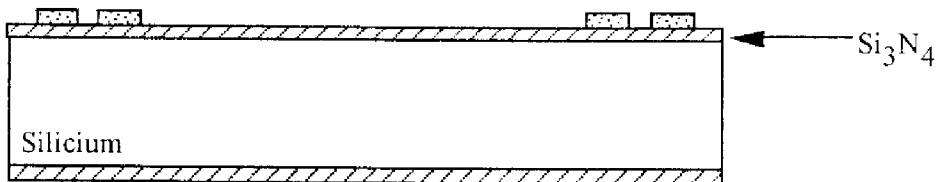
VUE D'EN HAUT DU SUBSTRAT DE CÉRAMIQUE GRAVE AU LASER

ANNEXE C

PROCÉDÉ TECHNOLOGIQUE POUR LA RÉALISATION
DE LA PREMIÈRE STRUCTURE DE TEST



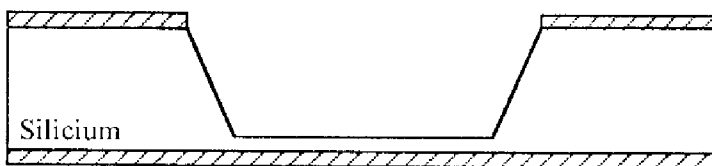
Dépôt métallique sur une plaquette de silicium
polie double face pour faire un alignement face arrière



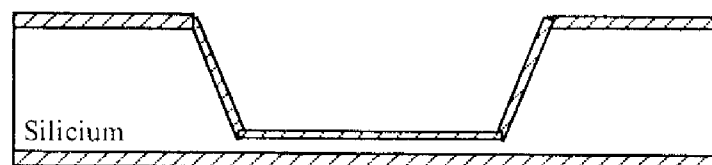
Photogravure: Définition des mires, masque TiO_2



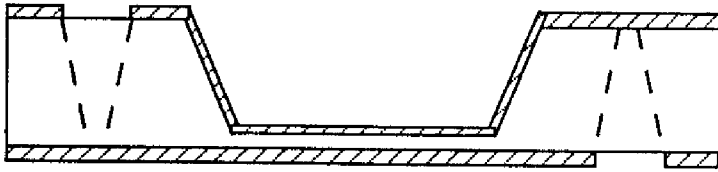
Gravure RIE : Ouverture de la membrane, masque TiO_2



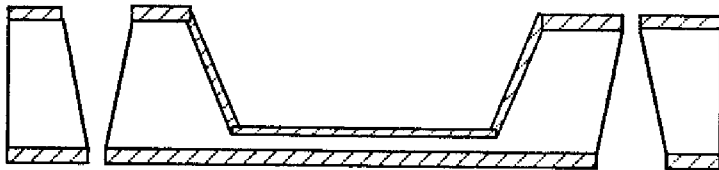
Gravure (KOH) anisotropique



Dépôt Si_3N_4 : protection de la membrane



Ouverture des trous d'entrée/sortie du liquide
Masque Ti2: face1, masque Ti3: face2



Gravure (KOH) de toute l'épaisseur de la plaquette

"Étude et réalisation d'une micropompe et de microvalves intégrées tout silicium"

Résumé : Les domaines du génie biologique et médicale sont considérés, à terme, comme l'un des secteurs privilégiés d'application des microsystèmes. Le sujet de thèse consiste en la conception et la réalisation d'une unité d'analyse chimique comprenant une micropompe actionnée par une résistance thermique dont le rôle est de permettre l'acheminement d'un fluide vers un multi-capteur d'analyse physico-chimique (pression, ISFET, température,...).

Le projet européen BARMINT¹ nous sert de support dans la conception et la réalisation d'un démonstrateur intégrant notamment les composants ci-dessus. L'originalité d'un tel procédé est de réaliser, sur un même substrat de silicium poli double face, une membrane (micro-usinée grâce à une solution chimique) et de deux microvalves à sens unique qui contrôlent l'entrée et la sortie du fluide. Ces valves sont obtenues après dépôts LPCVD et gravures par plasma du silicium polycristallin. Nous aborderons en détails toutes les étapes technologiques de réalisation de la micropompe et des microvalves. Nous nous intéresserons surtout aux problèmes de compatibilités de ces technologies avec les techniques VLSI. La réalisation d'un démonstrateur sera présentée. Les aspects simulations et modélisations thermiques et mécaniques de la micropompe seront abordés pour l'optimisation. Ce travail ouvre des perspectives quant à la conception et la réalisation de futurs microsystèmes pour des applications spatiales, médicales.

Mots-clés : Microsystèmes, Micropompes, Microvalves, Actionneurs, Microfluidique.

"Design and fabrication of a micropump and integrated microvalves based on Silicon"

Abstract : Engineering in the fields of biology and medicine is considered as one privileged area of applications for microsystems in the future. The topic of this PhD thesis is the design and fabrication of a chemical analysis unit including a micropump actuated by a thermal resistor whose role is to allow routing of a fluid toward a physico-chemical analysis multi-sensor (pressure, ISFET, temperature, etc,...)

The European project BARMINT serves as a support for the design and fabrication of a demonstrator integrating the devices mentioned above. The originality of this process lies in that it allows fabrication, on a single, two-sides, polished, silicon substrate with a membrane (micromachined tanks to a chemical solution) and two one-way microvalves that direct the inlet and the outlet of the fluid. These valves are obtained following the LPCVD depositions and plasma etchings of the polysilicon. We will detail all the technological steps needed for the fabrication of the micropump and the microvalves. We will mainly focus on the problems of compatibility between these technologies and VLSI techniques. The completion of a demonstrator will be presented. Thermal and mechanical modellings as well as aspects of simulations of the micropump will be tackled for optimisation purposes.

This work opens up prospects when it comes to the design and fabrication of future microsystems for space and medical applications.

Keywords : Microsystems, Micropumps, Microvalves, Actuators, Microfluidics

¹ Programme européen ESPRIT n°8173, Projet BARMINT (BASic Research for Microsystems INTegration)