

Titre: Conception d'une micropompe appliquée au traitement du
Title: glaucome

Auteur: Olivier Grenier
Author:

Date: 2005

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Grenier, O. (2005). Conception d'une micropompe appliquée au traitement du
Citation: glaucome [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/7390/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie:
PolyPublie URL: <https://publications.polymtl.ca/7390/>

**Directeurs de
recherche:** Michel Meunier
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

NOTE TO USERS

This reproduction is the best copy available.

UMI[®]

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONCEPTION D'UNE MICROPOMPE APPLIQUÉE AU TRAITEMENT DU
GLAUCOME

OLIVIER GRENIER
DÉPARTEMENT DE GÉNIE PHYSIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE PHYSIQUE)
MARS 2005



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-494-01335-4

Our file Notre référence

ISBN: 0-494-01335-4

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

CONCEPTION ET SIMULATION D'UNE MICROPOMPE ASSOCIÉE AU
TRAITEMENT DU GLAUCOME

présenté par: GRENIER Olivier

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

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

M. DESJARDINS Patrick, Ph.D., président

M. MEUNIER Michel, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. PETER Yves-Alain, Ph.D., membre

Remerciements

Je tiens premièrement à remercier Michel Meunier, qui a assuré la direction tout au long de cette maîtrise.

Je remercie également les membres du jury, les professeurs Patrick Desjardins et Yves-Alain Peter, pour le temps qu'ils ont consacré à la lecture de ce mémoire ainsi que pour les commentaires constructifs qu'ils ont apportés.

Je tiens à remercier particulièrement ma conjointe, Émilie, qui m'a soutenu tout au long de ce projet et qui m'a consacré plusieurs heures pour la correction du mémoire.

Je remercie les membres de ma famille et mes amis pour leur soutien et leurs encouragements au cours de ces années de maîtrise.

Je tiens également à remercier les membres du Laboratoire d'Actionneurs Intégrés qui m'ont accueilli dans leur laboratoire pendant six mois. M. Yves-Olivier Perriard pour son accueil, Valérie pour son soutien et le regretté Pierre Décombaz pour ses conseils et son aide à la réalisation d'un prototype.

Je remercie aussi Alain Robidoux et Kostas Piyakis qui m'ont permis d'accéder aux logiciels nécessaires à ce projet.

Finalement, je ne pourrais passer sous silence le soutien de plusieurs membres du département de génie physique qui m'ont encouragé à terminer ce mémoire, particulièrement le professeur Arthur Yelon.

Résumé

Le glaucome est une maladie très présente chez les personnes de plus de 55 ans et constitue la deuxième cause de cécité après la dégénérescence maculaire. Généralement associé à une pression intraoculaire élevée, le glaucome peut être traité en réduisant la pression dans l'œil. Ces traitements ont des taux de succès relativement élevés, mais ils ont des effets secondaires importants ou sont inefficaces chez certains patients. De plus, ces traitements ont tous la caractéristique d'être passifs, c'est-à-dire que leur effet ne s'adapte pas en fonction des changements de pression dans l'œil. Il y a donc un intérêt à introduire un traitement actif, comme une micropompe, pour traiter le glaucome. L'objectif de cette maîtrise consistait à évaluer la possibilité d'utiliser une micropompe pour le traitement du glaucome.

Le défi associé à l'utilisation d'une micropompe pour le traitement du glaucome provient principalement de la zone restreinte dans laquelle peut être implanté le dispositif. La micropompe doit donc être suffisamment petite tout en rencontrant des paramètres de débit et de pression précis permettant la réduction de la pression intraoculaire. De plus, le mode d'alimentation d'énergie et les propriétés de biocompatibilité sont des aspects importants à considérer pour l'étude de faisabilité. Toutefois, tout en étant conscient de l'importance de ces paramètres, le projet a été concentré sur le dimensionnement de la micropompe afin de démontrer la possibilité de fournir le débit et la pression prescrite à l'intérieur des contraintes de dimension.

Puisque des drains sont actuellement implantés dans la région oculaire pour traiter le glaucome, leurs dimensions et leur géométrie ont servi de base à l'élaboration d'un dispositif actif. Le design suggéré consisterait donc à intégrer une cavité de pompage sur un implant similaire au drain Molteno. La micropompe retenue, permettant une telle

intégration, est de type pulsatile avec une activation piézo-électrique et des valves à géométrie fixe.

L'étude de la faisabilité du design a été effectuée en utilisant la méthode des éléments finis combinée à une approche analytique. Le logiciel ANSYS a été utilisé pour optimiser la géométrie ainsi que pour déterminer la déflexion du diaphragme de la cavité de pompage et pour évaluer le coefficient de rectification des diffuseurs. La simulation étudiant la déformation structurelle du diaphragme a été effectuée de façon indépendante à celle associée à la dynamique des fluides régissant l'écoulement dans les diffuseurs. Ces deux analyses ont respectivement permis de déterminer le volume de fluide déplacé à chaque pulsation et le coefficient de rectification des diffuseurs associés à la géométrie optimale. L'approche du design d'expérience utilisant des plans factoriels a été utilisée pour déterminer la séquence de variation des paramètres. Cette approche a permis d'évaluer les paramètres ayant une influence significative sur le résultat.

Le résultat des simulations sur la membrane a permis de déterminer l'importance de l'épaisseur de la céramique piézo-électrique qui a été fixée à 100 μm , ce qui représente la plus petite épaisseur disponible commercialement. De plus, le profil de l'amplitude de déflexion a été tracé en fonction de l'épaisseur de la membrane. Cette dernière a aussi été fixée à 100 μm afin de réduire l'influence des fluctuations de pression sur l'amplitude de déflexion et pour augmenter la robustesse du dispositif. Finalement, le rapport du rayon de la céramique piézo-électrique sur celui de la membrane a été évalué à 0,93.

La simulation du module FLOTRAN de ANSYS a permis de fixer l'angle d'ouverture des diffuseurs à 19°. Bien que la profondeur et la section d'entrée des diffuseurs aient un effet sur leurs performances, ces deux paramètres ont été fixés à 100 μm afin de conserver une section d'écoulement minimale pour le mode passif du dispositif. Pour ces

paramètres géométriques et avec un nombre de Reynolds de 50, le coefficient de rectification est de 1,73.

Ce projet a permis de déterminer qu'il est possible de concevoir une micropompe ayant des dimensions et des performances suffisantes pour répondre aux exigences d'un traitement du glaucome. Nous avons présenté le design d'un dispositif pouvant être intégré au modèle d'un drain Molteno. Un débit de 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ avec une pression de 50 mmHg (6667 Pa) peut être atteint avec une fréquence de fonctionnement autour de 42 Hz. Cette fréquence peut être diminuée en modifiant les paramètres de design du dispositif, principalement le diamètre de la cavité et l'ouverture des diffuseurs.

Abstract

Glaucoma is a major eye disease for people over 55 and is the second leading cause of blindness after macular degeneration. Generally associated with high intraocular pressure, glaucoma can be treated by reducing this pressure. Present day treatments have a relatively high success rate, but have significant side effects or are ineffective on some patients. One common weakness of all actual treatment is their passive state, in the sense that they do not adapt to changes in eye pressure. Because of this drawback, there is interest to introduce an active device such as a micropump. This project has for objective to evaluate the possibility of introducing a micropump in glaucoma treatment.

The challenge of glaucoma treatment with a micropump lies in the small area in which the device can be implanted. Therefore, the micropump must be sufficiently small, without compromising the flow and pressure it can deliver. Power sources and biocompatibility are major issues to be taken into account. However, keeping in mind those parameters, the project has been oriented towards the demonstration of a micropump which can deliver the required flow and pressure.

Since glaucoma shunts are currently implanted in the ocular area, their dimensions and geometry have been used for the development of an active device. The design proposal incorporated a pumping device on an implant similar to the Molteno shunt. The chosen micropump is a pulsatile piezoelectric device with no moving parts valves.

The proof of concept for this project was carried out using the finite element method combined with an analytical approach. The commercial software ANSYS was used to optimize the geometry of the device, to evaluate the diaphragm deflection of the pumping cavity and to find the rectification coefficient of the diffuser valves. The diaphragm deflection was simulated independently, considering fluid dynamics in the

diffusers, in order to eliminate the fluid-structure interaction. The simulations provide the volume of fluid moved for each pulse as well as the loss coefficient of the diffusers for the optimal geometry. The optimization was carried out using factorial design of experiments leading to the major parameters of the devices.

Finite element simulations of the membrane showed the importance of the piezo thickness on the deflection. The thickness was fixed at 100 μm , corresponding to the thinnest ceramics commercially available. Results on the effect of the membrane thickness on deflection were also obtained. The final value was fixed at 100 μm in order to ensure stability in the deflection and improve membrane durability. Finally, the optimum piezo to membrane radius ratio has been evaluated at 0.93.

These fluid flow simulations with the FLOTRAN module of ANSYS yielded in an optimum diffuser parameter of 19° of opening. The diffuser neck dimensions were fixed at 100 μm x 100 μm to insure a minimum section for flow in the passive mode of the device. At a Reynolds number of 50, the diffusers gave a rectification coefficient of 1.73.

This project leads to the possibility of using a micropump, with the dimensions and the performances, in glaucoma treatment. A design permitting integration into a Molteno implant has been presented. A flow of 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ with a pressure of 50 mmHg (6667 Pa) can be obtained at a frequency of 42 Hz. This frequency can be reduced by modifying the design parameters, principally the cavity diameter and the diffuser opening.

Table des matières

REMERCIEMENTS	IV
RÉSUMÉ.....	V
ABSTRACT	VIII
TABLE DES MATIÈRES	X
LISTE DES TABLEAUX.....	XIII
LISTE DES FIGURES	XIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XVI
LISTE DES ANNEXES	XVII
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 - REVUE DE LITTÉRATURE.....	3
1.1 Présentation du glaucome	3
1.2 Traitements.....	6
1.2.1 Médication	7
1.2.2 Traitements au laser	8
1.2.3 Traitement chirurgical.....	10
1.2.4 Drains	10
1.3 Micropompe appliquée au traitement du glaucome	12
1.4 Cahier des charges.....	13
CHAPITRE 2 - MICROPOMPES	17
2.1 Principes d'activation.....	18
2.1.1 Mouvement péristaltique.....	18
2.1.2 Micropompe électrohydrodynamique (EHD)	19
2.1.3 Micropompes à ondes acoustiques.....	19

2.1.4 Micropompes pulsatiles	20
<i>Électrostatique</i>	21
<i>Thermo-pneumatique</i>	21
<i>Magnétique</i>	21
<i>Alliages à mémoire de forme</i>	22
<i>Piézo-électrique</i>	22
2.2 Rappel des principes de piézo-électricité	22
2.3 Vannes.....	29
2.3.1 Micropompes à vannes à géométrie fixe.....	30
2.4 Théorie sur les diffuseurs	32
2.5 Présentation du modèle développé par Ullmann.....	34
CHAPITRE 3 - CHOIX DU DISPOSITIF ET DE LA MÉTHODE L'ANALYSE.	39
3.1 Choix du dispositif de pompage.....	39
3.1.1 Pompes électrohydrodynamiques et acoustiques	39
3.1.2 Pompes péristaltiques et pulsatiles.....	40
3.2 Vannes.....	42
3.3 Design du dispositif de régulation de la pression intraoculaire	44
3.4 Choix de la méthode d'analyse	48
3.5 Théorie sur les plans d'expérience.....	52
3.6 Simulation numérique à l'aide d'ANSYS.....	56
CHAPITRE 4 - RÉSULTATS	59
4.1 Membrane	59
4.1.1 Définition du modèle	60
4.1.2 Effet du maillage	63
4.1.3 Résolution numérique	64
4.1.4 Optimisation de la géométrie	65
4.2 Diffuseur	72
4.2.1 Définition du modèle	73

4.2.2 Effet du maillage	74
4.2.3 Optimisation du design	75
4.3 Calculs des performances de la micropompe	81
4.3.1 Évaluation des paramètres de fonctionnement.....	81
4.3.2 Évaluation des paramètres significatifs.....	83
CHAPITRE 5 - DISCUSSION ET RECOMMANDATIONS	87
5.1 Débit et pression.....	87
5.2 Dimensions, design et matériaux	88
5.3 Coût.....	89
5.4 Durée de vie	89
5.5 Consommation énergétique.....	90
5.6 Recommandations et travaux futurs.....	91
CONCLUSION.....	92
ANNEXE.....	94
REFERENCES.....	104

Liste des tableaux

Tableau 1.1	Médication pour le traitement du glaucome.....	8
Tableau 1.2	Cahier des charges.....	16
Tableau 2.1	Résumé des différents types de micropompes.....	17
Tableau 2.2	Paramètres principaux des diffuseurs.....	33
Tableau 3.1	Modèles de micropompes analysés en fonction du cahier des charges....	42
Tableau 3.2	Modèles de vannes analysé en fonction du cahier des charges.	44
Tableau 3.3	Paramètres de design pour une micropompe piézo-électrique avec des vannes à géométrie fixe.	47
Tableau 3.4	Matrice de design d'un plan d'expérience.....	54
Tableau 3.5	Matrice de design pour un plan factoriel complet à deux facteurs et trois modalités.....	55
Tableau 4.1	Paramètres de design de la structure piézo-électrique, adhésif, membrane	61
Tableau 4.2	Résumé des paramètre fixes et des paramètres variables pour la simulation de la membrane.....	63
Tableau 4.3	Plage de variation des quatre facteurs étudiés pour l'optimisation de la membrane.	66
Tableau 4.4	Matrice représentant le plan d'expérience pour l'optimisation de la membrane.	67
Tableau 4.5	Paramètres retenus pour le design de la membrane.....	72
Tableau 4.6	Plage de variation des paramètres pour l'optimisation du diffuseur.	76
Tableau 4.7	Matrice représentant le plan d'expérience pour l'optimisation du diffuseur.....	77
Tableau 4.8	Paramètres retenus pour le design du diffuseur.....	81
Tableau 4.9	Paramètres de fonctionnement de la micropompe pour un débit de 5µl/min.	82
Tableau 4.10	Plage de variation des paramètres du modèle analytique.....	84

Liste des figures

Figure 1.1	Anatomie de l'œil	4
Figure 1.2	Circulation de l'humeur aqueuse.....	5
Figure 1.3	Canal de Schlemm	5
Figure 1.4	Étape de traitement du glaucome.....	7
Figure 1.5	Drain Molteno.....	11
Figure 2.1	Micropompe à mouvement péristaltique	19
Figure 2.2	Micropompe à ondes acoustiques.....	20
Figure 2.3	Micropompe pulsatile	20
Figure 2.4	Maille élémentaire de la céramique piézo-électrique PZT.	24
Figure 2.5	Réaction d'une céramique piézo-électrique sous l'effet d'une tension	25
Figure 2.6	Système orthogonal présentant	27
Figure 2.7	Modèle de vannes passives.....	30
Figure 2.8	Modèles de vannes à géométrie fixes	30
Figure 2.9	Illustration des paramètres principaux des diffuseurs.....	33
Figure 2.10	Débit instantané de la micropompe en fonction du temps normalisé sur la période d'une pulsation.....	38
Figure 3.1	Représentation graphique du dispositif implantable.....	45
Figure 3.2	Vue en coupe de l'implant.....	46
Figure 3.3	Schéma du dispositif de pompage	47
Figure 4.1	Modèle pour la simulation de la membrane.....	61
Figure 4.2	Maillage de la membrane.....	64
Figure 4.3	Représentation graphique de la membrane défléchie	65
Figure 4.4	Graphique Pareto des effets standardisé.	68
Figure 4.5	Déflexion maximale en fonction de l'épaisseur de la membrane pour le silicium, le pyrex et le titane	69
Figure 4.6	Déformation non uniforme pour une membrane mince.....	70

Figure 4.7	Déflexion maximale en fonction du rapport des rayons de la céramique piézo-électrique et la membrane. Les résultats sont présentés pour le silicium, le pyrex et le titane.....	71
Figure 4.8	Diffuseur tridimensionnel maillé.....	74
Figure 4.9	Graphique Pareto des paramètres étudiés pour l'optimisation du diffuseur.	78
Figure 4.10	Coefficient de rectification du diffuseur en fonction de l'angle d'ouverture pour un nombre de Reynolds de 50.	79
Figure 4.11	Coefficients de perte de charges dans la direction de l'expansion et dans la direction de la contraction des diffuseurs pour différents nombre de Reynolds.	80
Figure 4.12	Débit en fonction de la fréquence pour différentes pressions.....	83
Figure 4.13	Graphique Pareto des paramètres du modèle analytique.	84
Figure 4.14	Effets du diamètre de la cavité et de l'ouverture W_1 du diffuseur sur la fréquence de fonctionnement.....	86

Liste des sigles et abréviations

- PIO Pression intraoculaire
- PZT titanate de zirconium de plomb
- GPAO Glaucome Primaire à Angle Ouvert
- GPAF Glaucome Primaire à Angle Fermé
- ALT Argon Laser Trabeculoplasty
- SLT Selective Laser Trabeculoplasty
- PMMA Poly(méthylméthacrylate)
- PFTE Polytétrafluoréthylène
- Re Nombre de Reynolds

Liste des annexes

ANNEXE A FABRICATION D'UN PROTOTYPE.....	94
A.1 Design.....	95
A.2 Techniques de fabrication	96
A.2.1 Microfabrication.....	96
A.2.2 Électroérosion	96
A.2.3 Découpe laser	97
A.3 Céramique piézo-électrique.....	98
A.4 Assemblage	99
A.5 Montage expérimental.....	101
A.6 Résultats et discussion.....	102

Introduction

Le glaucome est une maladie oculaire peu connue qui touche environ 2% de la population et qui est la seconde cause de cécité après la dégénérescence maculaire. L'effet principal du glaucome est la diminution graduelle du champ visuel jusqu'à la perte de vision. Le glaucome est associé à la détérioration du nerf optique et, dans la majorité des cas, à une pression intraoculaire élevée.

Les traitements actuels visent tous le même objectif, soit de réduire la pression intraoculaire (PIO). Ces traitements permettent de contrôler la progression de la maladie, mais ne permettent pas de retrouver la vision. Il est donc important de détecter le glaucome le plus tôt possible et de bien contrôler la pression intraoculaire par la suite. L'inconvénient majeur des traitements actuels est qu'ils sont passifs et ne permettent pas de contrôler la PIO en temps réel. Une alternative pour palier à cette lacune serait d'utiliser un dispositif actif comme une micropompe.

La miniaturisation des dispositifs électroniques et mécaniques permet d'envisager des dispositifs biomédicaux pouvant être implantés dans des endroits restreints du corps humain. La miniaturisation des dispositifs électroniques a déjà permis d'améliorer les implants biomédicaux comme les implants cochléaire et les stimulateurs cardiaques. L'usinage de précision permet d'envisager dans un avenir rapproché l'arrivée de dispositifs tel un stimulateur visuel ou un implant urinaire. Toutefois, ces implants ne possèdent pas de pièces mécaniques mobiles. En plus d'être le premier traitement actif, l'introduction d'une micropompe pour le traitement du glaucome serait, à notre connaissance, le premier implant médical ayant des pièces mobiles. Une des difficultés associées à ce type de dispositif consiste en l'acceptation d'un dispositif mécaniquement actif. De plus, la micropompe devra être suffisamment petite et fournir le débit ainsi que la pression nécessaire à la régularisation de la pression intraoculaire. Ce projet consiste à évaluer ce dernier aspect en établissant un modèle analytique basé sur les résultats de simulations numériques.

Le premier chapitre présente une revue de la littérature sur le glaucome et ses traitements, ce qui permet de démontrer les avantages qu'apporterait une micropompe dans le traitement du glaucome. Des notions sur l'anatomie de l'œil et sur les caractéristiques physiologiques associées au glaucome sont amenées pour jeter les bases d'un cahier des charges.

Le second chapitre présente un survol des dispositifs de pompage et des méthodes de rectification du fluide. Un rappel sur la piézo-électricité est ensuite présenté. La théorie sur le fonctionnement des diffuseurs et les équations à la base du modèle analytique termine ce chapitre.

Le troisième chapitre expose la démarche de sélection du mécanisme de pompage et de la méthode de rectification du fluide. Le design du dispositif retenu est ensuite présenté de façon à mettre en contexte les objectifs d'optimisation constituant le reste du document. La section suivante explique le choix de la méthode d'analyse en évoquant les limites, avantages et inconvénients des options envisagées. Finalement, les plans d'expériences sont abordés puisque cette approche a été utilisée dans l'élaboration du protocole d'expérimentation.

Le quatrième chapitre présente les résultats des simulations par éléments finis et ceux du modèle analytique utilisé. Les résultats sont d'abord présentés pour la déflexion de la membrane, ensuite pour la performance des diffuseurs et finalement pour le calcul des performances de la micropompe.

Les résultats obtenus au chapitre quatre sont finalement discutés, au chapitre cinq, par l'analyse de chacun des points établis dans le cahier des charges. Suite à ces résultats et à l'expérience acquise, nous présentons des recommandations et des suggestions pour de futurs travaux.

CHAPITRE 1

Revue de la littérature

Le glaucome est une maladie peu connue du grand public. Ce chapitre vise à donner une vue d'ensemble sur la maladie du glaucome et sur les objectifs que nous voulons rencontrer avec le dispositif. La première section présente la maladie du glaucome et fait le survol des traitements existants afin de placer dans son contexte l'utilisation d'une micropompe. Ensuite, le cahier des charges, balisant le choix du dispositif et les critères de performance à atteindre, est présenté.

1.1 Présentation du glaucome

Le glaucome est une maladie qui englobe un ensemble de pathologies oculaires affectant le nerf optique. Il en résulte généralement une perte partielle ou totale du champ visuel. Cette maladie affecte 67 millions de personnes à travers le monde [1, 2] et touche presque exclusivement des personnes de plus de 55 ans [3]. C'est la deuxième cause de cécité chez les personnes âgées à l'échelle mondiale et au Canada après la dégénérescence maculaire [2]. Les traitements associés au glaucome représentent un marché de plus en plus important. En 2000, ils représentaient, aux États-Unis seulement, un marché supérieur à deux milliards de dollars américains [1].

Dans environ 70% des cas, le glaucome est associé à une augmentation de la pression intraoculaire (PIO). Une personne souffrant d'hypertension oculaire n'est pas nécessairement atteinte du glaucome, mais son facteur de risque est plus grand. La PIO entraîne la dégradation des fibres nerveuses dans la région du nerf optique. Lorsque cette région est touchée, cela entraîne une perte de l'acuité visuelle chez le patient [2]. Pour 30% des personnes affectées par le glaucome, mais n'ayant pas une PIO élevée, la dégénérescence des cellules serait causée par un apport sanguin insuffisant à la tête du

nerf optique. Dans tous les cas, la réduction de la pression intraoculaire permettrait de stabiliser la maladie et d'arrêter la diminution du champ visuel du patient [4].

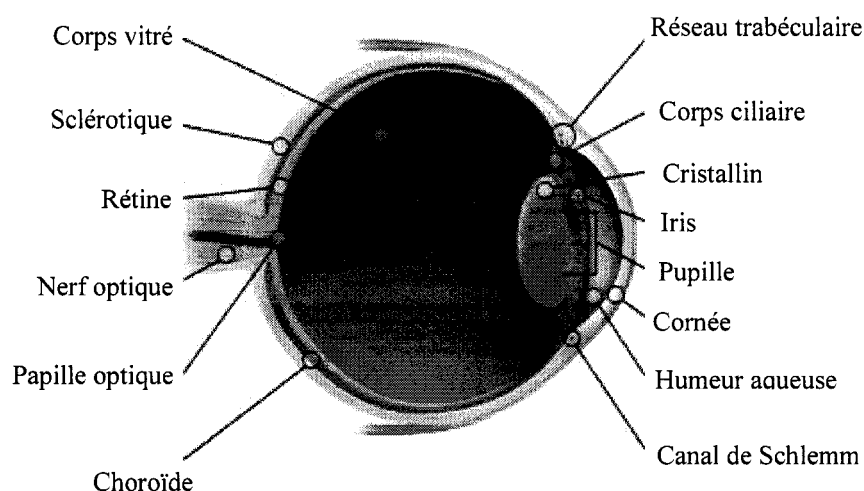


Figure 1.1 : Anatomie de l'œil [39]

Pour comprendre l'origine de l'augmentation de la pression intraoculaire, il est intéressant de résumer le rôle de certaines parties de l'œil (Figure 1.1). Nos yeux sont des cavités fermées remplies d'un liquide appelé l'humeur aqueuse. Ce liquide est composé majoritairement d'eau et permet, entre autres, d'assurer les fonctions métaboliques par le transport des nutriments et des déchets. L'humeur aqueuse est formée dans la chambre postérieure de l'œil par le corps ciliaire. Son taux de formation (débit normal) est de $2,5 \mu\text{l}/\text{min}$ en moyenne et est plus élevé le jour que la nuit [5]. Normalement, l'humeur aqueuse circule de la chambre postérieure vers la chambre antérieure en passant par l'iris. Elle est majoritairement évacuée par l'angle, la région entre l'iris et la cornée (Figure 1.2). La zone d'évacuation est d'abord constituée du trabéculum, un tissu d'aspect spongieux avec des pores de 20 à $70 \mu\text{m}$ et dont l'utilité est de filtrer l'humeur aqueuse. Après le trabéculum, l'humeur aqueuse est dirigée vers le canal de Schlemm. Ce conduit de $500 \mu\text{m}$ de diamètre, situé dans la sclère, permet de drainer l'humeur aqueuse dans le système lymphatique (Figure 1.3). L'augmentation de

la pression intraoculaire survient lorsque l'évacuation de l'humeur aqueuse est perturbée et qu'elle ne suffit plus à compenser la production. Ce phénomène est associé au glaucome primitif à angle ouvert (GPAO) qui est responsable de 90% des cas de glaucome [1, 2]. L'augmentation de la résistance à l'écoulement du fluide associée au GPAO est d'origine multiple : le vieillissement des cellules du trabéculum, l'obstruction des pores par les pigments de l'œil (glaucome pigmentaire) ou par des particules détachées de l'iris (glaucome d'exfoliation).

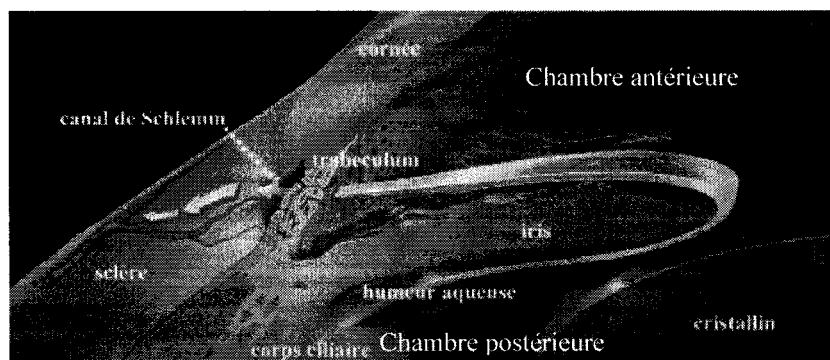


Figure 1.2 : Circulation de l'humeur aqueuse (adapté de [40])

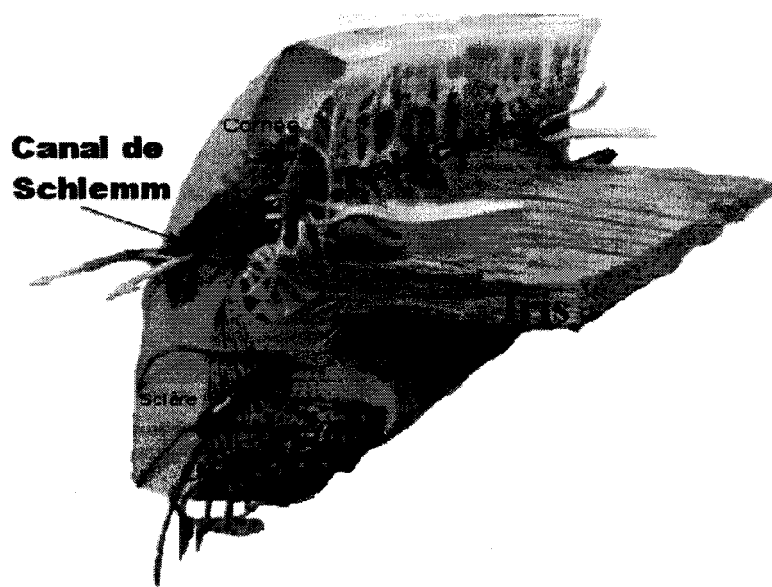


Figure 1.3 : Canal de Schlemm (adapté de [41])

Lorsque le trabéculum est complètement obstrué, nous obtenons un glaucome primitif à angle fermé (GPAF). Ce type de glaucome survient lorsque l'humeur aqueuse ne peut pas passer de la chambre postérieure vers la chambre antérieure. Il en résulte une pression sur la région périphérique de l'iris qui ferme le passage au trabéculum. Ce type de glaucome ne touche que 10% des cas, mais peut causer une augmentation de la PIO très rapide, en quelques jours, et causer des dommages irréversibles.

Sauf pour le glaucome à pression normale, les catégories et sous-catégories de glaucome ne diffèrent généralement que par les causes à la base de l'augmentation de la pression intraoculaire. Pour tous ces cas, les traitements actuels visent à diminuer et contrôler la PIO afin de stabiliser la perte du champ visuel.

1.2 Traitements

Le critère d'efficacité d'un traitement contre le glaucome consiste à arrêter la diminution du champ visuel en réduisant la pression intraoculaire [2, 5, 6]. Cependant, il est important de prendre en compte la qualité de vie du patient en considérant les effets secondaires associés au traitement choisi. Il existe plusieurs méthodes permettant de réduire la PIO. La médication, le laser et la chirurgie sont les choix présentement offerts. La décision quant au traitement prescrit est généralement influencée par l'historique du patient, le type de glaucome et l'expérience de l'ophtalmologiste traitant.

Généralement, la médication constitue le premier choix thérapeutique contre le glaucome à angle ouvert. Puisque certains médicaments ont plusieurs mécanismes d'actions, quelques essais peuvent être faits et différentes combinaisons peuvent être tentées avant de conclure à l'échec de ce traitement. Dans ce dernier cas, les traitements de prédilection seront soit une intervention laser (la trabéculoplastie) ou une chirurgie (la trabéculéctomie). Ces traitements sont habituellement accompagnés d'une médication

afin d'en améliorer l'efficacité. Finalement, si aucune amélioration suffisante est remarquée, l'ophtalmologiste peut installer un drain. Les étapes du traitement sont illustrées à la Figure 1.4. Cette section présente plus en détails les traitements mentionnés.

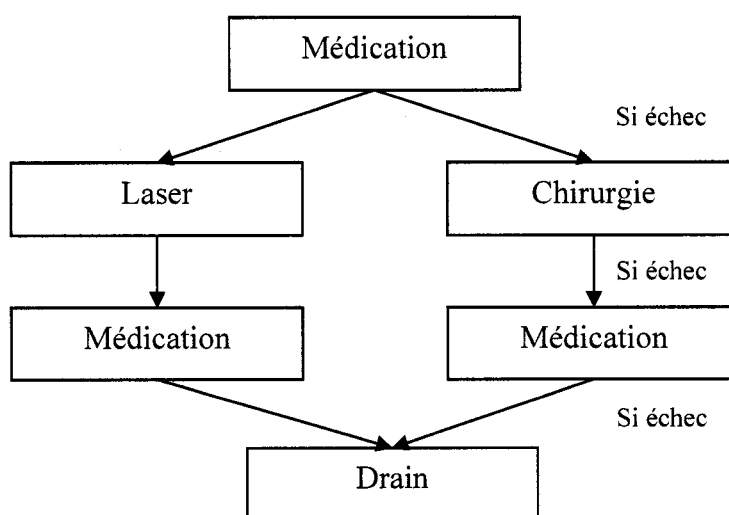


Figure 1.4 : Étapes de traitement du glaucome

1.2.1 Médication

La médication étant le premier choix de traitement pour le glaucome, elle représente un marché important. Les compagnies oeuvrant dans le domaine ophtalmologique ciblent d'ailleurs le glaucome comme source majeure de profits.

Le mécanisme de réduction de la PIO dépend de la médication choisie. Certaines substances réduisent la production d'humeur aqueuse, d'autres en augmentent l'évacuation et certaines font les deux (Tableau 1.1). Outre la capacité de contrôler la PIO, le choix d'une médication doit prendre en compte les effets secondaires et le temps d'efficacité du traitement. En effet, le médicament n'est efficace que si le patient suit rigoureusement la posologie prescrite. De plus, il doit supporter sans relâche les effets

secondaires. Puisque ces deux aspects ont un effet sur la qualité de vie du patient, ils sont des inconvénients associés au traitement par la médication. Ces effets secondaires limitent aussi l'efficacité de la médication puisque le patient peut être porté à ne pas suivre correctement le traitement.

Tableau 1.1 : Médication pour le traitement du glaucome [1].

Types de médicaments	Mécanismes d'action	Effets secondaires
Bloqueurs Beta (Solution topique)	Diminuer la production d'humeur aqueuse.	Attaque cardiaque, bradycardie, dépression, confusion, cholestérol.
Agonistes Alpha (Solution topique)	Diminuer la production d'humeur aqueuse et augmenter l'évacuation uvéosclérale du fluide.	Haute pression, tachycardie, maux de tête, anxiété, réactions allergènes, dilatation de la pupille.
Inhibiteur d'anhydride (Solution topique ou administration orale)	Empêcher la conversion d'eau et de CO ₂ en humeur aqueuse.	Malaises, anorexie, dépression, réactions allergènes, calculs rénaux, goût amer.
Prostaglandine (Solution topique)	Augmenter l'évacuation uvéosclérale.	Augmentation de la pigmentation de l'iris et des cils.

1.2.2 Traitements au laser

Le laser est généralement utilisé en cas d'échec de la médication, mais peut être choisi comme premier traitement. Il existe trois types de thérapie au laser. La première, la trabéculoplastie, est la plus utilisée avec un nombre d'interventions estimé entre 250 000 et 300 000 par année aux États-Unis. Jusqu'à maintenant, un laser argon était utilisé, d'où l'acronyme ALT pour «Argon Laser Trabeculoplasty». Depuis peu, un nouveau traitement, utilisant un laser Nd :YAG, permet de viser les cellules contenant seulement la mélanine. Ce traitement est connu sous l'acronyme SLT pour «Selective Laser

Trabeculoplasty». Le traitement consiste à appliquer une série de 50 à 100 brûlures dans le trabéculum à l'aide du laser. La brûlure entraîne la contraction des tissus en un point. Les tissus en périphérie de ce point sont donc étirés, ce qui résulte en la création de pores dans le trabéculum. Ces ouvertures créées dans les tissus permettent l'écoulement de l'humeur aqueuse. Ce traitement a l'avantage d'être non invasif et ne cause pas de douleur importante. Toutefois, la trabéculoplastie n'est efficace que pour les patients possédant une pression intraoculaire inférieure à 30-35mmHg.

La deuxième thérapie au laser, l'iridectomie périphérique, est utilisée particulièrement pour le traitement du glaucome à angle fermé. Elle consiste à pratiquer un trou dans l'iris avec un faisceau laser. Ce trou permet à l'humeur aqueuse de circuler entre les deux chambres de l'œil. Cela permet de réduire la pression sur l'iris et de dégager l'angle. Cette technique, qui peut être effectuée à l'aide d'un laser argon ou d'un Nd :YAG, permet d'éviter la chirurgie.

La dernière technique, la cyclophotocoagulation, consiste à détruire certaines parties du corps ciliaire avec un laser Nd :YAG ou une diode laser. L'objectif est de diminuer la production d'humeur aqueuse. Cette technique n'est utilisée qu'en dernier recours, puisqu'elle consiste en une technique destructive. L'intervention peut être à l'origine de douleur intense, d'inflammation de l'œil et d'une diminution significative de la vision pendant quelques semaines. Si la destruction du corps ciliaire est trop importante, il ne produira plus suffisamment d'humeur aqueuse pour conserver une pression adéquate dans la chambre antérieure. Cette baisse de pression peut entraîner une distorsion de la cornée et de l'iris pouvant mener à la perte de la vision [42].

1.2.3 Traitement chirurgical

La technique chirurgicale la plus courante est la trabéculéctomie. Elle est pratiquée sur environ 125 000 patients annuellement aux États-Unis. La PIO est diminuée en créant un canal de drainage dans le trabéculum et la sclère. Cette technique a le désavantage d'être invasive et d'exposer l'intérieur de l'œil lors de l'intervention. L'une des causes d'échec de cette méthode provient de la réaction inflammatoire qui peut créer une augmentation de la résistance à l'écoulement. Pour contrer cet effet, un antimétabolite est utilisé afin de réduire la prolifération des cellules et la fermeture du canal. Toutefois, en contrant le processus de guérison, l'antimétabolite peut causer le saignement de la plaie. Puisque la trabéculéctomie consiste à créer un canal, il peut arriver que la résistance à l'écoulement ne soit pas suffisante et que la pression de l'œil descende sous la normale acceptable. Cette chute de pression intraoculaire est appelée l'hypotonie.

1.2.4 Drains

Lorsque les techniques au laser et la trabéculéctomie échouent, l'ophtalmologiste peut recourir à la pose d'un ou plusieurs drains. Il est difficile de trouver des statistiques sur le nombre de drains implantés actuellement. Cependant, il est raisonnable d'estimer que le nombre de cas envisageable pour ce traitement est de 85 000 annuellement aux États-Unis. Ce chiffre est évalué en considérant le nombre de traitements au laser et chirurgicaux combinés (425 000) et un taux de succès global de ces traitements environnant 80% [5].

La pose d'un drain consiste à insérer un tube dans la chambre antérieure, devant l'iris. Ce tuyau est connecté à une plaquette située sur l'œil dans l'un des quadrants supérieurs. Lorsque la plaquette est implantée, les tissus qui la recouvrent forment un réservoir. L'humeur aqueuse peut être évacuée dans le système lymphatique en diffusant au travers des tissus. Il existe plusieurs types de drains présentement sur le marché. Les plus populaires sont le Molteno (1969), le Krupin (1976) – premier drain avec vanne, le

Baerveldt (1990), le Ahmed (1993), l'Optimed (1995) et depuis tout récemment, l'Express (2004). Le drain le plus étudié et le plus utilisé actuellement est le Molteno (figure 1.5). Il est constitué d'une plaquette circulaire de 135 mm² et est fabriqué de polypropylène. Il est possible d'utiliser une deuxième plaque située sur le quadrant supérieur opposé afin d'augmenter la surface de diffusion de l'humeur aqueuse. Un autre drain populaire est le Baerveldt. Son taux de succès est semblable à celui du Molteno [7, 8]. Les différences sont : sa géométrie, une grandeur de plaque supérieure et l'utilisation de silicone à la place du polypropylène.

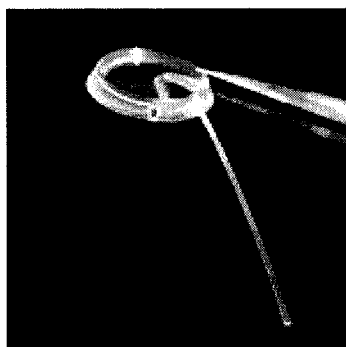


Figure 1.5 : Drain Molteno [43]

Les drains Krupin, Ahmed et Optimed ont la caractéristique d'offrir une résistance à l'écoulement dépendante du débit afin d'améliorer le contrôle sur la pression dans l'œil. Le taux de succès des drains se situe autour de 75% [5]. Cependant, il est difficile de faire une bonne comparaison entre les différents modèles et les autres traitements puisque le type de glaucome à traiter et la définition du taux de succès varient d'une étude à l'autre. Certains critères de succès se limitent à la réduction de la PIO, d'autres à la diminution du champ de vision et plusieurs éliminent les complications associées à la cornée.

Les complications majeures associées aux drains sont l'enflure de la cornée ou de l'iris, l'augmentation de la PIO et l'hypotonie [5]. L'hypotonie survient généralement dans les premiers jours suivants l'intervention chirurgicale. Puisque les tissus ne se sont pas

encore complètement formés sur le réservoir de diffusion, le canal d'évacuation nouvellement disponible permet un trop grand écoulement du fluide. À moyen terme, la réaction inflammatoire associée au processus de guérison réduit de façon significative la diffusion de l'humeur aqueuse au travers des tissus, pouvant ainsi créer une augmentation sévère de la PIO. Ce problème se règle généralement par lui-même lorsque la guérison est terminée. Toutefois, il peut entraîner des complications irréversibles à l'œil s'il n'est pas corrigé à temps. Le blocage du tube par une couche de fibrose peut aussi causer l'augmentation de la PIO. La principale cause de complication est cependant l'enflure de la cornée causée par la présence du tube de silicone dans la chambre antérieure. L'effet principal de cette complication est un trouble de la vision. La solution est généralement de repositionner le tube, ce qui implique une intervention supplémentaire.

Bien que les drains aient l'avantage de réduire la PIO et que l'utilisation d'une vanne permette de réduire les risques d'hypotonie, il est difficile de prédire leurs résultats [9]. Les drains pourraient prendre une place plus importante sur le marché s'il était possible de réduire le nombre des complications et surtout d'assurer un bon contrôle sur l'évacuation de l'humeur aqueuse ainsi que sur la pression intraoculaire.

1.3 Micropompe appliquée au traitement du glaucome

Les traitements du glaucome mentionnés précédemment sont tous des solutions passives. Lorsque la procédure est effectuée ou que le médicament est appliqué, il n'y a plus de contrôle possible sur la réduction de la pression intraoculaire. L'efficacité de ces traitements est basée sur des résultats statistiques et il n'est pas possible de prédire avec certitude l'effet qu'ils auront sur un patient en particulier. Le choix du traitement, basé sur des possibilités de réussite, tient en partie d'un pari sur sa capacité à arrêter la diminution du champ visuel. Il serait possible de s'assurer de diminuer la PIO à la valeur voulue peu importe le patient en introduisant un traitement actif. Les micropompes,

fabriquées par micro-usinage, sont des dispositifs actifs qui pourraient contrôler la pression intraoculaire avec précision et de manière continue.

Pour évaluer la faisabilité d'un tel dispositif, il est possible de faire une analogie avec les drains existants. L'implant suggéré aurait une géométrie similaire aux drains existants. De la même manière que les drains, un tube de silicone relierait la micropompe à la chambre antérieure de l'œil et l'évacuation de l'humeur aqueuse se ferait par diffusion au travers des tissus. Puisque le drain est passif, sa capacité d'évacuation de l'humeur aqueuse est liée aux propriétés changeantes de diffusion des tissus durant le processus de guérison. La micropompe étant un dispositif permettant de transférer de l'énergie au fluide, elle pourrait s'adapter pour fournir la pression nécessaire au passage de l'humeur aqueuse au travers des tissus tout en gardant la pression de l'œil constante. Elle devrait donc régler les complications liées à l'hypotonie et à des sauts de pression spontanés. De plus, avec la micropompe à vannes à géométrie fixe, une petite partie du fluide retourne vers l'œil à chaque pulsation. Ce mouvement de va-et-vient réduit les risques de blocage par la formation d'une couche de fibrose à l'entrée du tube.

Certaines complications associées aux drains seront toutefois identiques pour une micropompe. Les risques d'enflure de la cornée et ceux liés à l'érosion du tube seront toujours présents. Il faudra aussi évaluer l'effet que pourrait entraîner les micro-vibrations liées au mouvement oscillant de la membrane ainsi que l'effet des pertes de chaleur du système. Finalement, puisqu'il s'agit d'un dispositif actif, l'alimentation énergétique devra être considérée.

1.4 Cahier des charges

Pour que la micropompe soit compatible avec tous les individus, elle devra être ajustable afin de fournir plusieurs débits. De plus, le débit devra être suffisant pour permettre une réduction de l'humeur aqueuse dans l'œil et ce, sur une période relativement courte. La

micropompe devra donc débiter entre 2 et 10 $\mu\text{l}/\text{min}$. La pression que devra fournir la micropompe dépendra de la force nécessaire pour permettre au fluide de diffuser au travers des tissus. Elle est évaluée en soustrayant la pression intraoculaire mesurée dans l'œil d'un patient non traité à celle de l'œil normal. Bien que la pression d'un œil glaucomateux se situe généralement autour de 40 mmHg, il est possible d'observer une pression de 70 mmHg immédiatement après l'implantation d'un drain. En considérant une pression normale de 20 mmHg, la micropompe devra pouvoir fournir le débit nécessaire avec une pression pouvant atteindre 50 mmHg.

La micropompe devra être suffisamment petite pour être implantée dans la région sub-conjonctivale. En se basant sur le drain Molteno, le diamètre du dispositif devra être d'environ 13 mm pour une géométrie circulaire. L'espace entre le globe oculaire et la conjonctive limite l'épaisseur à environ 1,5 mm. La forme devra permettre d'épouser le contour de l'œil afin d'assurer une bonne fixation. Le dispositif devra aussi posséder des points d'encrage afin de permettre des sutures avec l'œil.

Le coût de fabrication devra être minimum. Les drains utilisés pour le traitement du glaucome coûtent environ 1000\$ à 1500\$ canadien l'unité. Bien qu'aucune étude de marché n'ait été effectuée, nous croyons que le coût de la micropompe ne devra pas dépasser les 2500\$ afin de s'assurer qu'il soit bien accepté dans le milieu médical.

La consommation énergétique devra être minimale. Bien que l'étude des limites acceptables de consommation d'énergie ne faisait pas partie de ce projet, le dispositif choisi devra fonctionner avec une puissance de l'ordre du milliwatt. De plus, afin d'éviter les problèmes de blindage, la micropompe devra fonctionner à faible tension. À défaut d'avoir trouvé une norme nord-américaine ou européenne, la limite pour la tension appliquée a été fixée à 48 V. Cette valeur provient de l'expérience acquise par les membres du laboratoire d'actionneurs intégrés, de l'École Polytechnique de Lausanne, lors de la conception d'un implant pour l'assistance pulmonaire.

Deux méthodes d'alimentation peuvent être envisagées. La première consiste à utiliser une pile directement connectée à la micropompe. La pile devra être implantée dans une région différente afin d'éviter les complications associées à la réaction inflammatoire lors d'une intervention de remplacement. Préférentiellement, le transfert d'énergie se fera de manière transcutanée. La source d'énergie est ainsi à l'extérieur du patient, ce qui limite le nombre d'implants et les risques de complications.

L'utilisation de la micropompe en mode actif se fera durant la période critique de guérison. La micropompe devra donc fonctionner de manière continue durant 4 mois suivant son implantation. Par la suite, le dispositif agira comme un drain. Puisque l'objectif de la micropompe est de réduire la PIO afin de conserver la qualité de vie du patient, le nombre d'interventions invasives devra être réduit au minimum. Le dispositif devra donc, dans son mode passif, avoir une durée de vie minimum de 10 ans. Il devra être possible de réactiver la pompe de manière ponctuelle afin de rectifier des augmentations de pression.

Finalement, puisque la micropompe sera implantée, elle devra être constituée de matériaux biocompatibles. Les dispositifs existants sont actuellement fabriqués de silicone, d'acrylique, de polypropylène et de poly(méthylméthacrylate) (PMMA). Pour que l'implant soit bien accepté, il faut que les tissus soient en contact avec un matériau inerte. Il doit réduire au minimum l'adhésion des cellules, protéines et bactéries [10]. Le silicone est le matériau qui remplit le mieux ce rôle actuellement [11]. Cependant, de nouveaux matériaux ou de nouveaux traitements de surface pourraient améliorer la biocompatibilité et réduire le risque de complication. Une de ces innovations pourrait être un revêtement de phosphorycholine sur du PMMA [11]. Un autre polymère, le polytétrafluoréthylène (PFTE) semble posséder des propriétés intéressantes pour l'implantation oculaire [12]. Du côté des métaux, le titane, l'or, l'argent, le platine et l'alliage Co-Cr ont déjà fait leurs preuves. Toutefois, ces métaux auraient un impact

important sur les coûts du dispositif. Le matériau choisi devra pouvoir s'adapter à la méthode de fabrication.

Finalement, l'intérieur des canaux et des cavités devra aussi posséder des propriétés de biocompatibilité puisque le fluide pompé est de nature biologique. L'adhésion des cellules, et particulièrement de la fibrine doit être réduite afin de ne pas obstruer les conduits. Si le matériau de base n'est pas biocompatible, il faudra évaluer la possibilité de déposer une couche de polymère ayant des propriétés de biocompatibilité. Le Tableau 1.2 résume les critères du cahier des charges.

Tableau 1.2 : Cahier des charges

Débit	2 $\mu\text{l/min}$ à 10 $\mu\text{l/min}$
Pression	20 mmHg à 70 mmHg
Dimensions	$\phi_{\text{max}} = 15\text{mm}$, $h = 1,5\text{mm}$
Design	Simple, compatible avec l'oeil
Matériaux	Biocompatible, micro-usinage
Durée de vie	4 mois actif, 10 ans passif
Consommation énergétique	Minimale, $V_{\text{max}} = 48\text{V}$
Coût de fabrication	Minimal, < 2000\$ canadien

CHAPITRE 2

Micropompes

Les premières recherches sur les micropompes ont commencé au début des années 80 à l'Université de Stanford [13]. La micropompe consistait en 3 vannes actionnées par une céramique piézo-électrique qui fonctionnait suivant un mouvement péristaltique [14]. Vers la fin des années 80, Van Lintel *et al.* [15] présentaient le premier modèle de pompe pulsatile micro-usiné. Depuis, l'intérêt pour le transport de fluide à petite échelle de manière efficace et précise n'a cessé d'augmenter.

Il existe présentement plusieurs types de micropompes, fonctionnant avec des mécanismes de pompage et des modèles de vannes différents. Le Tableau 2.1 présente un aperçu des principaux types de micropompe. Cette section du chapitre est dédiée à la description des micropompes existantes.

Tableau 2.1 : Résumé des différents types de micropompes.

Mécanismes	Principes d'activation	Vannes
Péristaltique	Force électrostatique Piézo-électrique	Aucune Membrane
Électrohydrodynamique	Force de Coulomb	Aucune
Ondes acoustiques	Piézo-électrique	Aucune
Pulsatile	Piézo-électrique Pneumatique Thermopneumatique Électromagnétique Magnétique	Géométrie fixe Passives Actives Balles

2.1 Principes d'activation

2.1.1 Mouvement péristaltique

La première micropompe développée utilisant le mouvement péristaltique a été présentée par Smits [14]. L'effet de pompage est créé en activant successivement trois disques piézo-électriques contrôlant chacun une vanne (Figure 2.1). Le débit obtenu est de 100 $\mu\text{l}/\text{min}$ avec une pression maximum à la sortie de 44 mmHg et une tension appliquée de 80 V. Cao *et al.* ont développé une micropompe implantable pour la distribution de médicaments utilisant le même principe [16]. Avec des dimensions de 7 cm x 3,5 cm x 1,6 cm, cette pompe peut fournir un débit variant entre 10 et 100 $\mu\text{l}/\text{min}$. Le déplacement d'un fluide par un mouvement péristaltique utilisant trois cavités en série a aussi été obtenu en utilisant une activation thermo-pneumatique. Les performances maximales sont de 7 $\mu\text{l}/\text{min}$ et 7750 mmHg avec un dispositif ayant des dimensions de 4 mm x 1 mm x 0,6 mm. Un brevet a aussi été déposé pour une micropompe utilisant la fermeture progressive et continue d'un canal. Une série de petites électrodes est déposée sur une membrane. L'application séquentielle d'une tension sur les électrodes crée une déflexion par la force électrostatique poussant le fluide dans une direction [18]. Le même type de déformation continue a été breveté par Laumann, mais en utilisant des disques piézo-électriques [17].

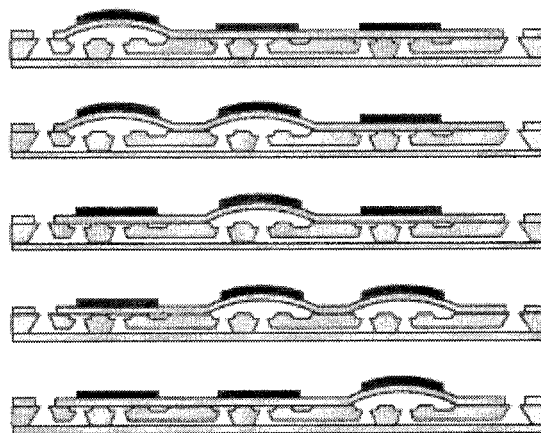


Figure 2.1 : Micropompe à mouvement péristaltique [34]

2.1.2 Micropompe électrohydrodynamique (EHD)

Les micropompes électrohydrodynamiques utilisent la force de Coulomb entre un champ électrique et les charges d'un liquide. Ce type de dispositif a l'avantage de n'avoir aucune partie mobile. Par contre, la tension nécessaire au déplacement du fluide est élevée et la pression à la sortie est faible. Par exemple, Richter a démontré qu'un débit de 14ml/min avec une pression de 18,75 mmHg pouvait être obtenu [19]. Cependant, cette pompe nécessite une tension appliquée de 700 V, ce qui est très élevé pour un implant biomédical.

2.1.3 Micropompes à ondes acoustiques

Les micropompes utilisant la propagation d'ondes acoustiques permettent le déplacement d'un fluide sans vanne et à basse tension. La pompe est constituée d'une membrane sur laquelle sont déposés des transducteurs piézoélectriques reliés à des électrodes (Figure 2.2). En excitant alternativement les électrodes à une fréquence typique de 3 MHz, une onde acoustique est créée dans la membrane avec une amplitude de l'ordre du nanomètre. Le déplacement du fluide se fait dans une couche de fluide près des parois et décroît avec la distance. Les performances sont donc dépendantes des

dimensions du canal. Pour un canal de $50\text{ }\mu\text{m}$, une pression inférieure à $0,75\text{ mmHg}$ avec un débit de $5\text{ }\mu\text{l/min}$ a été obtenue [20, 21].

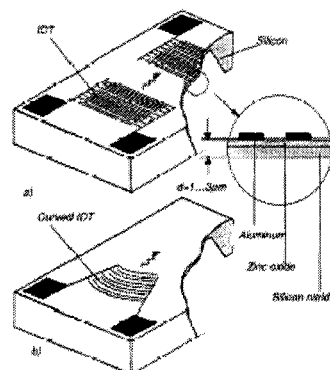


Figure 2.2 : Micropompe à ondes acoustiques [34]

2.1.4 Micropompes pulsatiles

Les pompes pulsatiles sont les plus populaires à cause de leur simplicité. Ce type de pompe consiste en une cavité dont le volume peut être varié par la déflexion d'une membrane (Figure 2.3). Les principes d'activation généralement utilisés sont la piézo-électricité, la pression thermo-pneumatique, la force magnétique, la force électrostatique ou les alliages à mémoire de forme. Les caractéristiques de débit et de pression sont principalement liées au type de mécanisme d'activation. La direction du fluide est assurée par des vannes à l'entrée et à la sortie.

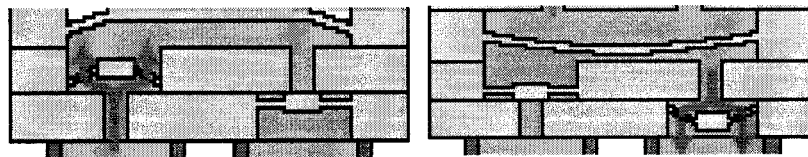


Figure 2.3 : Micropompe pulsatile [34]

Électrostatique

La force électrostatique créée par l'application d'une différence de potentiel entre une électrode fixe et la membrane permet d'obtenir la déflexion de cette dernière. Ce type d'activation permet un dispositif fiable et compact. Par contre, la tension nécessaire pour obtenir une pression de tête suffisante au traitement du glaucome est élevée. Cette limitation peut être améliorée en diminuant la distance entre les électrodes. Ce rapprochement a pour effet de réduire considérablement le canal d'écoulement. Une pompe alimentée par une tension de 200V et fournissant un débit de 850 $\mu\text{l}/\text{min}$ pour une pression de 232 mmHg a été démontrée [22].

Thermo-pneumatique

Les micropompes thermo-pneumatiques contiennent une cavité, fermée par la membrane, dans laquelle une résistance permet de chauffer un gaz. L'expansion du gaz cause la déflexion de la membrane. Avec une membrane élastique, ce type d'activation permet une plus grande déflexion pour une basse tension. Toutefois, la dissipation de chaleur peut être problématique pour une application biomédicale. De plus, la durée de vie de la résistance thermique ne permet pas de garantir une utilisation à long terme. Une micropompe, déjà fabriquée en série et en petite quantité, permet d'obtenir un débit d'environ 200 $\mu\text{l}/\text{min}$ avec une pression de 72 mmHg. Elle nécessite que 14 V, mais la température de la résistance varie entre 100 et 300°C [23].

Magnétique

En plaçant des pièces de matériaux ferromagnétiques sur la membrane et en la soumettant à un champ magnétique, il est possible d'obtenir une déflexion. La source d'aimantation peut être intégrée ou externe à la micropompe. Un plus grand déplacement peut être obtenu en utilisant une membrane ondulée [24]. Un débit de 1,2 $\mu\text{l}/\text{min}$ sous

l'influence d'un champ magnétique de $2,85 \times 10^5$ A/m à une fréquence de 2,9 Hz a été rapporté.

Alliages à mémoire de forme

Pour obtenir un grand déplacement et une grande force reliée à la déflexion de la membrane, il est possible d'utiliser un alliage à mémoire de forme. Ce type de dispositif est cependant plus compliqué à fabriquer et nécessite des températures trop élevées, autour de 180°C , pour une implantation dans le corps humain. Un modèle avec un débit de $50 \mu\text{l/min}$ est présenté, mais la pression n'a pas été rapportée [25].

Piézo-électrique

Les premières micropompes développées utilisaient une activation piézo-électrique. Ce type d'activation est encore le plus populaire aujourd'hui, car il permet une structure simple, facile d'assemblage et fiable. C'est avec ce principe que la compagnie suisse Debiotech est sur le point de commercialiser une micropompe pour la distribution de médicaments [26]. Une autre micropompe pour la dialyse a été développée et donne un débit de 0.1 à $100 \mu\text{l/min}$ avec une pression de $36,75 \text{ mmHg}$ [27]. Selon le type de vanne utilisée, la piézo-électricité permet l'utilisation d'une large gamme de fréquences pour la déflexion de la membrane. Cependant, les amplitudes ne dépassent pas quelques microns pour des tensions variant entre 25 et 200 V.

2.2 Rappel des principes de piézo-électricité

L'activation piézo-électrique étant le mécanisme retenu, un rappel des principes de base est présenté dans cette section. Le phénomène de la piézo-électricité a été découvert par les frères Curie en 1880. Leurs connaissances en cristallographie les ont menés à prédire qu'il y aurait apparition de dipôles si certains cristaux étaient soumis à une contrainte

selon une certaine orientation. Ce phénomène est appelé l'effet piézo-électrique direct. Ce n'est qu'un an plus tard que Lippmann a déduit mathématiquement, selon les principes de la thermodynamique, qu'une contrainte devrait apparaître sous l'influence d'un champ électrique. Ce phénomène, l'effet piézo-électrique inverse, a été confirmé par l'observation des frères Curie en 1882.

L'effet piézo-électrique se retrouve dans les matériaux cristallins dont la maille élémentaire ne possède pas de centre d'inversion, ce qui permet l'existence d'un dipôle électrique. Lorsque le matériau n'est soumis à aucune contrainte, il y a neutralité entre les ions positifs et négatifs de la maille. Sous l'influence d'une contrainte mécanique, il y a une déformation de la maille. Le déplacement des ions entraîne un déséquilibre des charges dans l'espace et la création d'un champ électrique. À l'opposé, si le matériau est soumis à un champ électrique, la force de Coulomb entraînera le déplacement des différentes charges dans les directions opposées, créant une déformation (Figure 2.4).

L'un des matériaux couramment utilisé pour ses propriétés piézo-électrique est le Titanate de Zirconium de plomb PZT. Cette céramique est composée de cristaux perovskite constitué d'un ion métallique tétravalent, le titane ou le zirconium, à l'intérieur d'une maille d'ions métalliques divalent et d'ions d'oxygène (O^{2-}). La céramique est formée par frittage d'un mélange d'une poudre composée des éléments précédemment mentionnés et incorporés à un liant organique pour permettre la mise en forme du matériau.

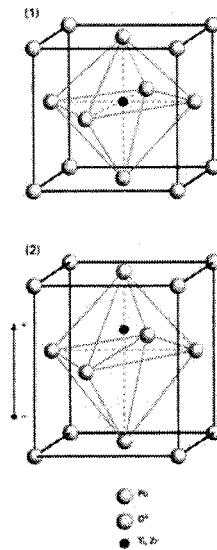


Figure 2.4 : Maille élémentaire de la céramique piézo-électrique PZT.

Lorsqu'une contrainte en compression est appliquée parallèlement à l'axe de polarisation de la céramique, la tension qui résulte est dans la même direction que celle utilisée pour la polarisation. Si la contrainte est en tension, la différence de potentiel entre les électrodes sera dans le sens opposé à celui de polarisation. C'est de cette manière que les matériaux sont utilisés dans certains capteurs.

Pour un système actif, l'énergie électrique est convertie en énergie mécanique. C'est donc l'effet piézo-électrique inverse qui est sollicité. Ce phénomène est illustré à la Figure 2.5. Sous l'application d'un champ électrique, il y a apparition d'une contrainte. La déformation résultante dépend de l'orientation de la tension appliquée par rapport à la polarisation. Si la tension est dans la même direction que la polarisation, il y a une extension dans le sens parallèle à l'axe de polarisation et il y a une contraction perpendiculaire à cet axe (Figure 2.5a). L'effet sera opposé si la tension est à l'inverse de la polarisation (Figure 2.5b).

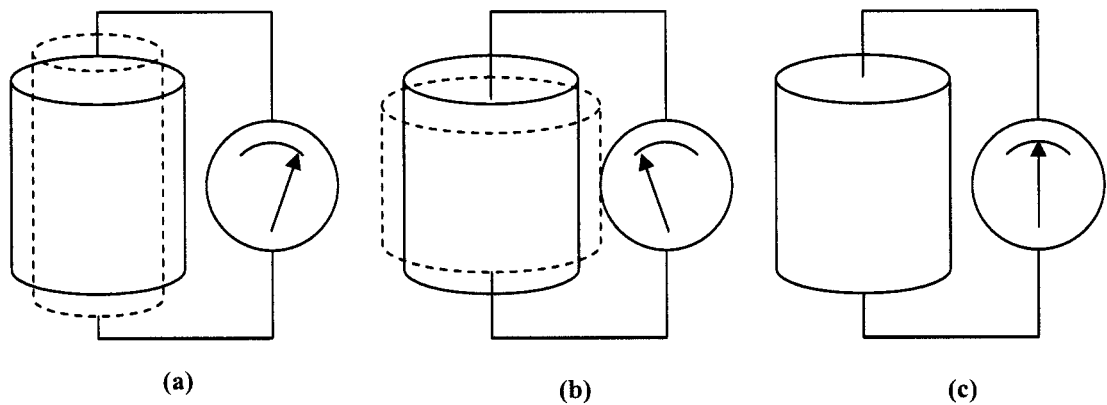


Figure 2.5 : Réaction d'une céramique piézo-électrique sous l'effet d'une tension positive (a) d'une tension négative (b) et sous aucune tension (c).

Ce couplage entre l'énergie mécanique et l'énergie électrique peut s'exprimer sous la forme des équations 2.1 et 2.2 qui sont une représentation des équations de base de la piézo-électricité. Il est à noter que, si le terme comprenant la constante piézo-électrique n'est pas considéré, nous retrouvons les expressions de base d'élasticité et celles du champ électrique.

$$S = s^E T + dE \quad (2.1)$$

$$D = d^t T + \varepsilon^T E \quad (2.2)$$

où

S = déformation relative

T = contrainte mécanique

D = densité de charge

E = champ électrique

s^E = compliance à champ constant

ε^T = permittivité électrique à contrainte constante

d = constante piézo-électrique reliant la déformation relative au champ électrique

d^t = constante piézo-électrique reliant la déformation relative au champ électrique transposé

Ces équations contiennent trois tenseurs constituant les propriétés intrinsèques de la céramique piézo-électrique. La céramique peut donc être complètement définie par les constantes de compliance, de piézo-électricité et de permittivité. Par la symétrie de la structure cristalline des céramiques, il est possible de simplifier ces matrices. Le PZT a

une structure tétragone, du groupe de symétrie 4mm. Il est donc possible de caractériser les céramiques avec les matrices 2.3 à 2.5.

$$[s^E] = \begin{bmatrix} s_{11} & s_{12} & s_{13} & 0 & 0 & 0 \\ s_{12} & s_{11} & s_{13} & 0 & 0 & 0 \\ s_{13} & s_{13} & s_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & s_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & s_{66} \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

$$[d] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & d_{13} \\ 0 & 0 & d_{13} \\ 0 & 0 & d_{33} \\ 0 & d_{15} & 0 \\ d_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

$$[\varepsilon^T] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^T & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{22}^T & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33}^T \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

Chaque élément de la matrice est représenté par l'indice double ij . Le premier indice indique la direction de l'action (champ électrique ou contrainte). Le deuxième indique la direction de la réponse. Pour l'effet piézo-électrique inverse, le coefficient d_{31} donnera la déformation dans la direction 1 si un champ électrique est appliqué dans la direction 3. Pour la déformation d'une membrane, c'est ce coefficient qui a une influence importante. Généralement, la direction trois est orientée dans le même sens que l'axe de polarisation est associé à l'axe des z. La direction un est confondue avec l'axe des x et la direction deux avec l'axe des y. Les indices quatre, cinq et six indiquent des cisaillements autour des axes x,y,z (Figure 2.6).

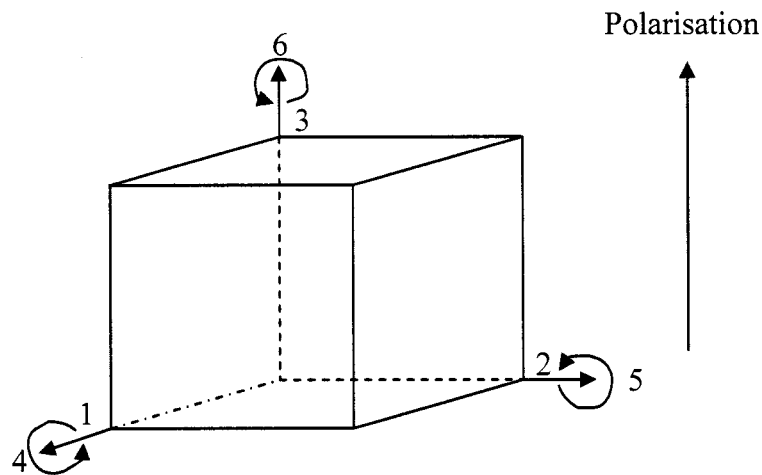


Figure 2.6 : Système orthogonal présentant

La forme des équations 2.1 et 2.2 est celle généralement utilisée par les manufacturiers pour fournir les propriétés des céramiques piézo-électriques. Cependant, les équations résolues dans ANSYS, le logiciel de simulation numérique utilisé pour évaluer la déformation de la membrane, sont basées sur les relations 2.6 et 2.7. Il est donc nécessaire de faire une transformation des données afin d'obtenir les résultats attendus [35].

$$T = c^E S - e E \quad (2.6)$$

$$D = e^t S + \epsilon^S E \quad (2.7)$$

où

S = déformation relative
T = contrainte mécanique

D = densité de charge

E = champ électrique

c^E = rigidité à champ constant

ϵ^S = permittivité électrique à déformation relative constante

e = constante piézo-électrique reliant la contrainte au champ électrique

e^t = constante piézo-électrique reliant la contrainte au champ électrique transposé

Les coefficients ne sont pas toujours directement fournis par le manufacturier. La première opération consiste donc à s'assurer que la matrice de compliance contient toutes les informations nécessaires. Pour ce faire, il suffit d'utiliser les relations d'élasticité des matériaux et les propriétés de symétrie de la structure tétragone du PZT. Lorsque les modules d'Young E_x , E_y , G_{xy} et le coefficient de Poisson sont donnés, nous pouvons utiliser les équivalences suivantes pour reconstituer la matrice de compliance (équation 2.8)

$$[S] = \begin{bmatrix} 1/E_x & -\nu_{xy}/E_y & -\nu_{xz}/E_z & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1/E_y & -\nu_{yz}/E_z & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1/E_z & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1/G_{xy} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{yz} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1/G_{xz} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Avec

$$\begin{aligned} E_x = E_y &= 1/s_{11}^E & E_z &= 1/s_{33}^E \\ G_{xz} = G_{yz} &= 1/s_{44}^E & G_{xy} &= 1/s_{66}^E = \frac{1}{2}(s_{11}^E - s_{12}^E) \\ \nu_{xy} &= -s_{12}^E/s_{11}^E & \nu_{yz} = \nu_{xz} &= -s_{13}^E/s_{33}^E \end{aligned}$$

Il est ensuite possible de trouver la matrice de rigidité, utilisé par ANSYS, en calculant la matrice inverse $[c^E] = [s^E]^{-1}$. Bien que certaines versions du logiciel permettent d'utiliser directement la matrice $[s^E]$, il est nécessaire de trouver la matrice de rigidité afin de pouvoir effectuer les transformations sur la constante piézo-électrique et sur la permittivité électrique.

La matrice de permittivité introduite dans ANSYS doit être celle évaluée à déformation constante. Cependant, les valeurs disponibles sont généralement celles à contraintes constantes. La transformation 2.9 permet d'obtenir la matrice de permittivité à

déformation constante à partir des informations habituellement fournies par les fournisseurs. Il est à noter que le calcul doit s'effectuer avec la valeur de la permittivité absolue, mais que la permittivité relative est généralement utilisée avec ANSYS.

$$[\epsilon^S] = [\epsilon^T] - [d]^T [s^E]^{-1} [d] \quad (2.9)$$

Finalement, la dernière opération consiste à transformer la constante piézo-électrique reliant la déformation par rapport au champ électrique à contrainte constante. Nous voulons obtenir la constante piézo-électrique reliant la contrainte au champ électrique à déformation constante. Il suffit d'utiliser la transformation de l'équation 2.10.

$$[e] = [s^E]^{-1} [d] = [d]^T [s^E]^{-1} \quad (2.10)$$

2.3 Vannes

Les vannes utilisées pour assurer la direction du fluide sont actives, passives ou à géométrie fixe. Les vannes actives utilisent un mécanisme d'activation pour laisser passer le fluide. Elles nécessitent un contrôle plus complexe puisque l'ouverture des vannes doit être synchronisée avec la déflexion de la membrane.

Les vannes passives agissent comme une diode en ne laissant passer le fluide que dans une direction. Elles consistent généralement en une structure en porte-à-faux, sous contrainte, qui s'ouvrent lorsque la pression atteint un certain niveau. Il est nécessaire que le diaphragme de la pompe puisse fournir une pression supérieure à celle de l'ouverture des vannes de manière à permettre l'écoulement. Un autre type de vannes passives utilise des billes qui obstruent le canal lorsque le fluide est en sens inverse et permet l'écoulement dans le sens positif. Les vannes passives ont le désavantage de compliquer la structure et la fabrication du dispositif. De plus, elles augmentent les risques de blocage de la micropompe (Figure 2.7).

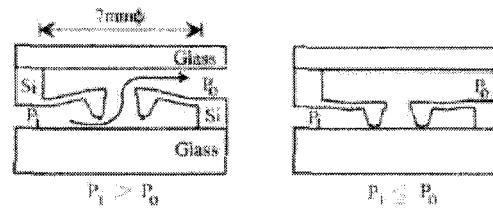


Figure 2.7 : Modèle de vannes passives [34]

Les vannes à géométrie fixe offrent une perte de charge supérieure lorsque le fluide est dirigé dans le sens inverse à la direction d'écoulement désirée. L'idée a d'abord été présentée par van de Pol en 1989. Cependant, la première utilisation de ce type de vannes dans une micropompe pulsatile revient aux Suédois Erik Stemme et Göran Stemme. Différentes géométries ont été étudiées et brevetées par un groupe de l'Université de Washington (Figure 2.8) [44]. C'est la forme de diffuseur qui est utilisée sur la majorité des micropompes fonctionnant avec ce type de vannes.

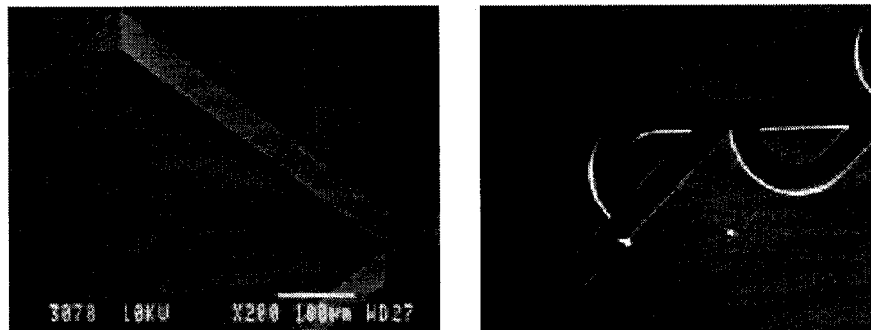


Figure 2.8 : Modèles de vannes à géométrie fixes [44,31]

2.3.1 Micropompes à vannes à géométrie fixe

La première micropompe pulsatile à vannes fixes développée par Stemme en 1993 possédait une activation piézo-électrique. Cette pompe utilisait les vannes en forme de diffuseurs comme méthode de rectification du fluide. La direction positive du fluide était

dans la direction de l'expansion du diffuseur. Ce premier modèle de pompe a été fabriqué avec une plaque de cuivre [2828].

Olsson, étudiant de Stemme, a ensuite introduit un modèle avec deux cavités de pompage. Le premier prototype était aussi fabriqué de cuivre. Les deux côtés des cavités étaient utilisés pour varier leur volume. En utilisant une oscillation en anti-phase entre les deux cavités, la performance maximum de la pompe était de 16 ml/min avec une pression de 125 mmHg [29].

Dans le but de réduire la dimension de la micropompe, Olsson a utilisé les techniques de micro-usinage. La pompe, d'une dimension de 15 mm x 18 mm x 1 mm, était fabriquée de silicium. Les vannes et les cavités étaient formées par une gravure isotrope. L'étanchéité était assurée par la soudure anodique d'une plaque de verre de type pyrex. Les disques de céramique piézo-électrique étaient collés avec de l'époxy conducteur de chaque côté de la cavité. Les performances obtenues avec ce prototype étaient de 230 μ l/min avec une pression de 125 mmHg [30].

La modification apportée au dernier prototype de Olsson tire bénéfice de la gravure profonde par ions réactifs (Deep Reactive Ion Etching). Contrairement à la gravure isotrope, la gravure profonde par ions réactifs permet un contrôle précis sur les dimensions et laisse des diffuseurs aux parois verticales. Puisqu'à performance égale les diffuseurs aux parois verticales sont moins longs que les diffuseurs d'une forme conique, la pompe fabriquée par gravure profonde est plus compacte [29]. Sur ce modèle, les disques piézo-électriques étaient collés sur le verre. Les performances obtenues étaient de 2,3 ml/min avec une pression de 555 mmHg [29].

Pour diminuer les coûts de fabrication de la micropompe, un prototype fabriqué par réplique thermoplastique a été testé. Les pièces étaient collées avec de l'époxy. Les

performances étaient, dépendamment des configurations, entre 0,17 et 1,2 ml/min avec une pression variant entre 8,3 et 120 mmHg [32].

2.4 Théorie sur les diffuseurs

Le diffuseur est l'élément le plus important dans le design de la micropompe. Ses performances auront un impact majeur sur la pression que pourra fournir la pompe. Ce type d'élément existe depuis longtemps en mécanique classique. Il est possible que sa première utilisation date du début de l'empire Romain [34]. Des clients du réseau public d'aqueduc auraient effectivement découvert qu'il était possible d'augmenter le débit d'eau sans coût supplémentaire en élargissant graduellement la sortie du conduit.

Les diffuseurs se retrouvent généralement sous forme conique ou avec des parois planes formant une section rectangulaire. Les deux géométries permettent d'obtenir des résultats similaires, mais le diffuseur conique nécessite une longueur de 10 à 80% plus grande [34]. Le choix de diffuseurs à section rectangulaire est donc préférable pour une micropompe. De plus, ils seront plus faciles à fabriquer par la technologie des microsystèmes.

La principale cause affectant la performance du diffuseur est la séparation de la couche limite aux parois causant une recirculation du fluide. Cette séparation survient lorsqu'un gradient de pression adverse est créé dû à une petite vitesse d'écoulement et une augmentation rapide de la pression. Ce phénomène survient particulièrement si l'élargissement du diffuseur est trop prononcé. Il est donc important de définir l'angle optimal pour un nombre de Reynolds donné. Les principaux paramètres qui ont une influence sur les performances du diffuseur sont présentés au tableau 2.2 et illustrés à la figure 2.9 :

Tableau 2.2 : Paramètres principaux des diffuseurs

Angle d'ouverture 2θ
Rapport L/W_1
Nombre de Reynolds à l'entrée du diffuseur
Rapport b/W_1

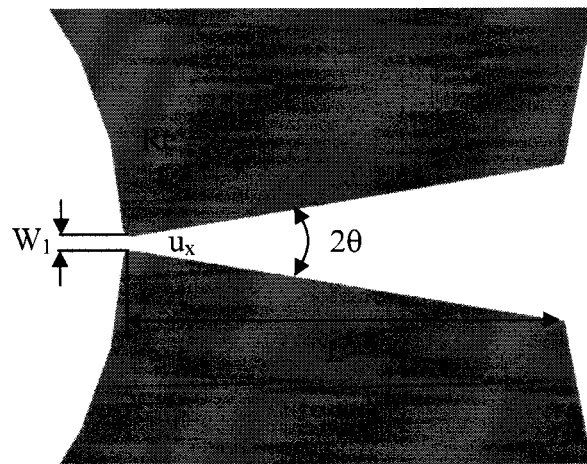


Figure 2.9 : Illustration des paramètres principaux des diffuseurs.

Il n'existe pas de modèle analytique précis caractérisant l'écoulement d'un fluide dans un diffuseur. Il est généralement nécessaire de recourir à l'approche expérimentale pour en déterminer les propriétés. Cependant, la variation de pression peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\Delta P = \xi \frac{1}{2} \rho \bar{u}_e^2 \quad (2.11)$$

où

ΔP est la variation de pression entre l'entrée et la sortie du diffuseur

ξ est le coefficient de perte de charge ;

ρ est la densité du fluide

\bar{u}_e est la vitesse de l'écoulement à la partie étroite du diffuseur

Si l'angle du diffuseur est choisi de manière à éviter le décrochage de la couche limite, le coefficient de perte de charges est plus grand dans la direction de la contraction que dans la direction de l'expansion. L'efficacité du diffuseur peut donc être déterminée par le coefficient de rectification qui est le rapport des coefficients de perte :

$$\eta = \frac{\xi_{\text{cont}}}{\xi_{\text{exp}}} \quad (2.12)$$

L'efficacité du diffuseur a un impact important sur les performances de la micropompe. Plus le coefficient de rectification sera élevé, plus la pompe sera performante. Nous avons donc cherché à optimiser la géométrie du diffuseur pour maximiser le coefficient de rectification.

2.5 Présentation du modèle développé par Ullmann

Les performances de la micropompe peuvent être déterminées par un modèle analytique. Ce modèle a été utilisé pour calculer les performances de la géométrie optimisée et pour évaluer la fréquence de fonctionnement du dispositif. Le modèle utilisé a été présenté par Ullmann [37], en se basant sur l'équation 2.11 représentant la perte de pression dans un diffuseur. Cette équation peut aussi prendre la forme suivante :

$$Q = C\sqrt{\Delta P} \quad (2.14)$$

où Q est le débit et C un coefficient de conductivité :

$$C_{\text{exp}} = \frac{A_{\text{col}}}{\sqrt{\frac{1}{2}\xi_{\text{exp}}\rho}} \quad \text{et} \quad C_{\text{cont}} = \frac{A_{\text{col}}}{\sqrt{\frac{1}{2}\xi_{\text{cont}}\rho}} \quad (2.15)$$

avec A_{col} représentant l'aire de la section la plus étroite du diffuseur et les indices «exp» et «cont» représentant respectivement la direction de l'expansion et la direction de la contraction du diffuseur.

Avec ces équations, le débit à l'entrée et à la sortie peut être exprimé de la manière suivante :

$$Q_{entrée} = C_{exp} \sqrt{P_{entrée} - P} \quad \text{pour } P_{entrée} - P > 0 \quad (2.16)$$

$$Q_{entrée} = -C_{cont} \sqrt{P - P_{entrée}} \quad \text{pour } P_{entrée} - P < 0 \quad (2.17)$$

$$Q_{sortie} = C_{exp} \sqrt{P - P_{sortie}} \quad \text{pour } P - P_{sortie} > 0 \quad (2.18)$$

$$Q_{sortie} = -C_{cont} \sqrt{P_{sortie} - P} \quad \text{pour } P - P_{sortie} < 0 \quad (2.19)$$

où $Q_{entrée}$ et Q_{sortie} sont respectivement les débits à l'entrée et à la sortie de la micropompe, $P_{entrée}$ et P_{sortie} les pressions à l'entrée et à la sortie et P la pression dans la cavité de pompage.

De plus, les débits peuvent être exprimés en fonction de la variation du volume de la micropompe. En effet, la somme du débit à l'entrée et du débit à la sortie devrait correspondre au volume déplacé par période de temps. Dans son modèle, Ullmann suppose un déplacement sinusoïdal de la membrane créant une variation d'amplitude maximale V_0 . Cette valeur a été déterminée en utilisant la simulation numérique par la méthode des éléments finis. Le volume peut donc être représenté en tout temps suivant :

$$V = V_0 [1 - \cos(\omega t)] \quad (2.20)$$

Il est à noter que V représente le volume créé par le déplacement de la membrane et qu'il ne considère pas le volume de la cavité (le volume mort). Le débit total de la micropompe est obtenu en différenciant par rapport au temps :

$$\frac{dV}{dt} = V_0 \omega \sin(\omega t) \quad (2.21)$$

qui peut prendre la forme suivante :

$$Q_{\text{sortie}} - Q_{\text{entrée}} = V_0 \omega \sin(\omega t) \quad (2.22)$$

Dans le modèle d'Ullmann, la variation du volume est dépendante de la pression. Toutefois, puisque la pression a été considérée dans les simulations et que la membrane est rigide, ce terme peut être négligé.

En utilisant les équations 3.17 à 3.20 et l'équation 3.23, la valeur de Q_2 peut être trouvée pour chaque section d'une période de pulsation. Ullmann a donc développé pour les trois cas suivant :

Pour $P > P_{\text{sortie}} > P_{\text{entrée}}$

$$Q_{\text{sortie}} = \frac{\left(\frac{C_{\text{ext}}}{C_{\text{cont}}}\right)^2 V_0 \omega \sin(\omega t) - C_{\text{exp}} \sqrt{\left[\left(\frac{C_{\text{ext}}}{C_{\text{cont}}}\right)^2 - 1\right] \Delta P + \left(\frac{V_0 \omega \sin(\omega t)}{C_{\text{cont}}}\right)^2}}{\left(\frac{C_{\text{ext}}}{C_{\text{cont}}}\right)^2 - 1} \quad (2.23)$$

Pour $P < P_{\text{entrée}} < P_{\text{sortie}}$

$$Q_{\text{sortie}} = \frac{-V_0 \omega \sin(\omega t) - C_{\text{exp}} \sqrt{\left[\left(\frac{C_{\text{ext}}}{C_{\text{cont}}}\right)^2 - 1\right] \Delta P + \left(-\frac{V_0 \omega \sin(\omega t)}{C_{\text{cont}}}\right)^2}}{\left(\frac{C_{\text{ext}}}{C_{\text{cont}}}\right)^2 - 1} \quad (2.24)$$

Pour $P_{\text{entrée}} < P < P_{\text{sortie}}$

$$Q_{\text{sortie}} = \frac{1}{2} V_0 \omega \sin(\omega t) - \sqrt{\frac{1}{2} C_{\text{cont}}^2 \Delta P - \frac{1}{4} (V_0 \omega \sin(\omega t))^2} \quad (2.25)$$

où $\Delta P = P_{\text{sortie}} - P_{\text{entrée}}$

Le débit moyen est obtenu en intégrant sur une période (τ) de la manière suivante :

$$\bar{Q}_{\text{sortie}} = \frac{1}{\tau} \left[\int_{t_1}^{t_2} Q_{\text{sortie}} dt + \int_{t_2}^{t_3} Q_{\text{sortie}} dt + \int_{t_3}^{t_4} Q_{\text{sortie}} dt + \int_{t_4}^{t_1} Q_{\text{sortie}} dt \right] \quad (2.26)$$

où

$$t_1 = \frac{1}{\omega} \sin^{-1} \left(\frac{C_{\text{cont}} \sqrt{\Delta P}}{V_0 \omega} \right) \quad (2.27)$$

$$t_2 = \frac{1}{\omega} \left[\pi - \sin^{-1} \left(\frac{C_{\text{cont}} \sqrt{\Delta P}}{V_0 \omega} \right) \right] \quad (2.28)$$

$$t_3 = \frac{1}{\omega} \left[\pi + \sin^{-1} \left(\frac{C_{\text{cont}} \sqrt{\Delta P}}{V_0 \omega} \right) \right] \quad (2.29)$$

$$t_4 = \frac{1}{\omega} \left[2\pi - \sin^{-1} \left(\frac{C_{\text{cont}} \sqrt{\Delta P}}{V_0 \omega} \right) \right] \quad (2.30)$$

La résolution de ces équations a été effectué avec le logiciel MATLAB et permet d'obtenir le graphique de la figure 2.10. Ce graphique présente le débit en fonction du temps normalisé sur la période. L'aire sous la courbe, en grise, représente la quantité de fluide déplacée à chaque pulsation. Le débit suit une forme sinusoïdale lorsque la pression dans la chambre est inférieure à la pression d'entrée ou lorsqu'elle est supérieure à la pression à la sortie. Ce profil provient de la variation de volume qui est associée à la sinusoïdale du volume maximale V_0 . Cette approximation est valable puisque la déflexion est très petite par rapport au diamètre de la membrane. Les sections

où la pression dans la cavité se situe entre la pression à l'entrée et celle à la sortie présentent une transition. Cette transition est associée à la différence de pression entre les deux extrémités du dispositif de pompage.

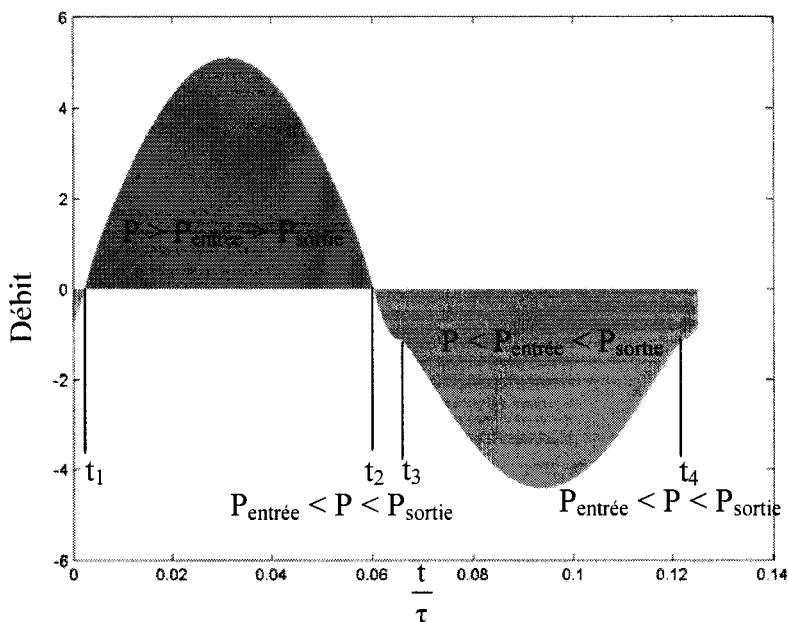


Figure 2.10 : Débit instantané de la micropompe en fonction du temps normalisé sur la période d'une pulsation.

CHAPITRE 3

Choix du dispositif et de la méthode d'analyse

Au premier chapitre, l'ensemble des dispositifs de pompage existant et les différentes méthodes de rectification du fluide ont été exposés. De plus, nous avons établi un cahier des charges régissant les contraintes que devra respecter la micropompe.

La première section de ce chapitre expose l'évaluation des dispositifs de pompage et les raisons qui ont mené à un modèle particulier. De la même façon, la deuxième section présente les motifs à la base du choix de la méthode de rectification du fluide. Ensuite, l'aspect de design est abordé afin de mettre en contexte les résultats présentés plus loin dans le document. La section suivante explique la méthode d'analyse utilisée et justifie le choix effectué. Finalement, en complément à la méthode d'analyse, la dernière section traite de l'approche par un design expérimental.

3.1 Choix du dispositif de pompage

Les différents mécanismes de pompage et types de vannes existants ont été analysés selon les critères établis dans le cahier des charges. Cette analyse a mené au choix du modèle de micropompe qui a été étudié dans ce projet.

3.1.1 Pompes électrohydrodynamiques et acoustiques

Les pompes électrohydrodynamiques permettent une conception et une fabrication très simple en plus d'assurer une robustesse du design. Toutefois, ces pompes nécessitent une tension d'alimentation très élevée et ne fournissent pas une pression suffisante pour notre application. De leur côté, bien qu'elles nécessitent une faible tension, les pompes à ondes acoustiques ne réussissent pas à fournir la pression nécessaire au traitement du

glaucome. De plus, ces pompes sont plus complexes à fabriquer et demandent un circuit de contrôle plus élaboré. Ces deux micropompes n'ont donc pas été retenues puisqu'elles ne rencontrent pas le critère de pression du cahier des charges.

3.1.2 Pompes péristaltiques et pulsatiles

Les deux autres types de dispositifs évalués, les pompes péristaltiques et les pompes pulsatiles, seraient des options plus appropriées pour une micropompe oculaire puisqu'ils peuvent répondre aux critères de performance de notre application. Il s'agit de déterminer celui qui conviendrait à une implantation dans la région oculaire.

Les pompes péristaltiques ont comme avantages de fournir un débit presque continu et de ne pas nécessiter de vannes. Toutefois, le déplacement du fluide est assuré par l'activation successive d'au moins trois chambres de pompage, ce qui mène à une consommation d'énergie plus importante que pour l'activation d'une seule chambre. De plus, le contrôle séquentiel des trois actionneurs est plus complexe que le contrôle de la fréquence et de l'amplitude du signal pour le fonctionnement d'une pompe pulsatile. Aussi, puisqu'il faut un minimum de trois cavités de pompage, la micropompe péristaltique nécessite plus d'espace que la pompe pulsatile. Quant à la micropompe péristaltique fonctionnant par force électrostatique, le voltage nécessaire pour contrôler la fermeture du canal est trop élevé. Donc, la micropompe la plus appropriée pour un implant oculaire, permettant de traiter le glaucome, est de type pulsatile. Puisque plusieurs types d'activation peuvent être utilisés pour ce type de pompe, il est nécessaire de déterminer le meilleur pour notre application.

L'activation thermo-pneumatique pourrait causer des déflexions intéressantes, mais sa faible efficacité énergétique et son manque de fiabilité en fait une option à rejeter. Le fonctionnement répétitif d'une résistance thermique soumis aux contraintes d'une membrane en déflexion ne permet pas de garantir une durée de vie active d'au moins

quatre mois. À un rythme de fonctionnement d'un hertz, cela représenterait plus de dix millions de pulsations durant la durée de vie active du dispositif de quatre mois. De plus, ce mode d'activation a été rejeté en suspectant des problèmes associés à la dissipation de chaleur dans la région oculaire.

L'activation magnétique semble être un mécanisme intéressant malgré le peu de données présentes dans la littérature. Avec une membrane à faible rigidité, il est possible d'obtenir une grande déflexion et, du coup, avoir une activation à faible fréquence. Toutefois, la fabrication de ce type de pompe ne permet pas d'utiliser les techniques développées par l'industrie des semi-conducteurs. De plus, il faut pouvoir envisager une source magnétique externe, puisqu'il ne serait pas évident d'intégrer sur le dispositif un solénoïde de dimensions suffisantes pour obtenir une déflexion. Finalement, le manque d'informations sur les performances de cette pompe et la difficulté d'intégrer une source d'activation sur le dispositif a mené à rejeter ce mécanisme d'activation.

La micropompe à activation piézo-électrique semble être la solution la plus prometteuse puisque l'actuateur est de petite dimension et qu'il est possible d'obtenir une déflexion à faible tension (<50 V). De plus, le contrôle de l'activateur ne demande qu'une tension alternative avec la possibilité de varier l'amplitude de la tension appliquée et sa fréquence. Malgré la petite variation de volume à chaque pulsation, celle-ci peut être compensée par la fréquence de fonctionnement. Toutefois, puisque le piézo-électrique le plus performant est le PZT, il sera nécessaire d'utiliser une bonne encapsulation, car cette céramique contient du plomb, un matériau qui n'est pas biocompatible. Le tableau 3.1 présente les différents modèles de micropompe en fonction des critères du cahier des charges.

Tableau 3.1 : Modèles de micropompes analysés en fonction du cahier des charges

	Micropompes				Mécanisme d'activation micropompe pulsatile				
	Péristaltique	Électrohydro.	Ondes acoustiques	Pulsatile	Électrostatique	Piézo-électrique	Thermopneumatique	Électromagnétique	Magnétique
Débit	++	-	-	++	++	++	++	++	++
Pression	++	-	-	++	++	++	++	++	++
Dimensions	-	++	++	++	++	++	+	-	+
Design	++	++	++	++	++	++	-	-	-
Biocompatibilité	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Durée de vie	++	++	++	++	+	++	-	++	++
Cons. Énergétique	-	-	-	++	-	++	-	-	+
Coût de fabrication	-	++	++	++	++	++	-	-	++

++ rencontre le critère
 + peut rencontrer le critère selon le design
 - ne rencontre pas le critère

3.2 Vannes

Le rôle des vannes dans la micropompe est d'assurer que l'écoulement du fluide s'effectue dans la direction voulue. Le type de vannes a un impact important sur la performance de la micropompe et sur les propriétés de design. Elles peuvent généralement être regroupées en trois catégories : les vannes actives, les vannes passives et les vannes à géométrie fixe.

Les vannes actives permettent de contrôler l'ouverture de l'entrée et de la sortie de la micropompe afin de rectifier l'écoulement du fluide. Généralement, puisque ce type de vannes est presque étanche, la rectification du fluide est totale. Pour une pompe pulsatile, cela signifie que la quantité de fluide associée à la variation du volume de la cavité est entièrement orientée dans la direction positive de l'écoulement. Toutefois, les inconvénients sont : leur coût de fabrication, l'augmentation du risque de bris et leur complexité. Ce dernier inconvénient pourrait être surmonté dans la mesure où la vanne serait normalement ouverte. Néanmoins, cette catégorie n'a pas été retenue parce qu'elle ne répondait pas adéquatement aux critères de simplicité et de robustesse.

Les vannes passives ont, comme les vannes actives, la capacité de rectifier le fluide totalement. En plus, elles ont l'avantage de ne pas exiger un système de contrôle élaboré. Toutefois, les performances des vannes passives sont dépendantes du design initial et ne peuvent pas être adaptées en cours d'utilisation. Aussi, les vannes passives sont normalement fermées. Cela signifie que si un problème quelconque survenait, le parcours d'écoulement serait entièrement obstrué. Cette obstruction du parcours pourrait, en considérant un mauvais fonctionnement, causer une surpression importante dans l'œil. Cette catégorie n'a donc pas été retenue parce qu'elle ne permettait pas de garantir un dispositif sécuritaire et parce qu'elle en augmentait la complexité.

Les vannes à géométrie fixe, qui ne sont pas réellement des vannes au sens propre du terme, ont un fonctionnement complètement différent. En effet, la rectification du fluide ne se fait pas par obstruction complète du canal d'écoulement du fluide dans une direction. Plutôt, la rectification provient d'une géométrie entraînant une perte de charge à l'écoulement plus grande dans une direction que dans l'autre. Ces vannes présentent l'avantage d'être très simples à fabriquer et d'être très robustes. Puisqu'il n'y a aucune obstruction du canal d'écoulement, il n'y a pas de risque de blocage total. Aussi, l'absence de pièces mobiles diminue le risque d'un bris mécanique et d'un mauvais fonctionnement. Le mouvement de va-et-vient créé dans les deux directions diminue le risque d'accumulation de fibrose dans le dispositif. Toutefois, ces vannes ont le désavantage de ne pas rectifier complètement le fluide. L'ouverture permanente du canal d'écoulement limite la pression à laquelle la pompe peut fonctionner. Cependant, cette caractéristique permet un écoulement lorsque le dispositif est à l'arrêt. De plus, il devrait être possible d'obtenir les performances voulues en adaptant le design. C'est pour sa simplicité et sa robustesse que ce type de vannes a été retenu. Le tableau 3.2 résume les différents mécanismes de rectification du fluide en fonction des critères du cahier des charges.

Tableau 3.2 : Modèles de vannes analysés en fonction du cahier des charges.

	Géométrie fixe	Passives	Actives
Débit	+	++	++
Pression	+	++	++
Dimensions	++	++	-
Design	++	-	-
Biocompatibilité	++	++	++
Durée de vie	++	-	-
Cons. énergétique	++	++	-
Coût de fabrication	++	-	-

++ rencontre le critère

+ Peut rencontrer le critère selon le design

- Ne rencontre pas le critère

3.3 Design du dispositif de régulation de la pression intraoculaire

La micropompe retenue est de type pulsatile avec une activation piézo-électrique et utilisant des vannes à géométrie fixe pour la rectification du fluide. La suite du projet consiste donc à optimiser les paramètres de design du dispositif de pompage pour ensuite en évaluer les performances et les paramètres de fonctionnement. Toutefois, pour placer la micropompe dans le contexte de traitement du glaucome, la conception de l'implant envisagé et les étapes de fabrication prévues sont présentées dans cette section.

Comme il a été mentionné au premier chapitre, les drains font partie des traitements courant du glaucome. Ces dispositifs passifs ont donc été pris comme base pour y intégrer un dispositif actif. Cette approche permet d'entrevoir une acceptation plus rapide d'une micropompe par le milieu médical puisqu'elle constitue une amélioration d'un dispositif existant et connu.

Le dispositif envisagé, présenté à la Figure 3.1, est donc constitué de deux cavités de pompage. La première cavité sert à régulariser la pression intraoculaire dans l'œil. La deuxième cavité est orientée dans le sens inverse de la première de manière à limiter

l'évacuation de l'humeur aqueuse et éviter l'hypotonie. Cette cavité peut être de dimensions inférieures à la première puisque le débit et la pression qu'elle doit fournir sont moins importants. Pour la même raison, la section d'écoulement des diffuseurs peut être plus grande, ce qui diminue les pertes de charges pour le mode passif. En effet, lorsque les cavités de pompage ne sont pas en action, l'écoulement peut se faire naturellement puisqu'il n'y a aucune obstruction. Le mode passif ne devrait pas causer de problèmes majeurs, car l'aire d'écoulement du fluide est semblable à celle du canal de Schlemm, soit entre $0,02 \text{ mm}^2$ et $0,03 \text{ mm}^2$. L'humeur aqueuse est transférée de l'œil à la pompe par un tube semblable à celui utilisé pour les drains. Le fluide est ensuite dirigé vers la partie supérieure du dispositif dans une cavité créée entre la pompe et les tissus. Ce réservoir, duquel est diffusée l'humeur aqueuse dans les tissus, est identique à celui du drain Molteno.

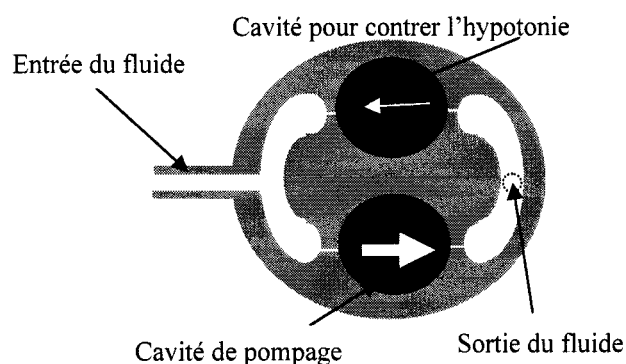


Figure 3.1 : Représentation graphique du dispositif implantable.

La fabrication d'une micropompe pulsatile avec des vannes à géométrie fixe a déjà été présentée dans la littérature par plusieurs groupes, dont celui de Olsson et Stemme. Toutefois, les aspects de biocompatibilité et d'emballage n'ont pas été traités. La fabrication des parcours d'écoulement et des cavités de pompage se ferait donc par gravure profonde par ions réactifs dans le silicium. Les parois des cavités seraient ensuite recouvertes d'une couche d'oxyde de silicium (SiO_2) ou d'une couche polymérique afin d'assurer la biocompatibilité du dispositif. Les cavités seraient scellées

par une membrane servant, avec la céramique piézo-électrique, à varier le volume de la chambre de pompage. L'adhésion de la membrane avec le silicium se ferait par soudure anodique. La céramique piézo-électrique serait collée, avec un époxy conducteur, sur la membrane directement au-dessus et au centre des cavités de pompage. L'emballage pourrait se faire avec des matériaux polymériques pré-moulés. Les polymères envisagés seront biocompatibles et permettront d'obtenir une géométrie épousant le contour de l'œil. Une vue en coupe du dispositif assemblé est présentée à la Figure 3.2.

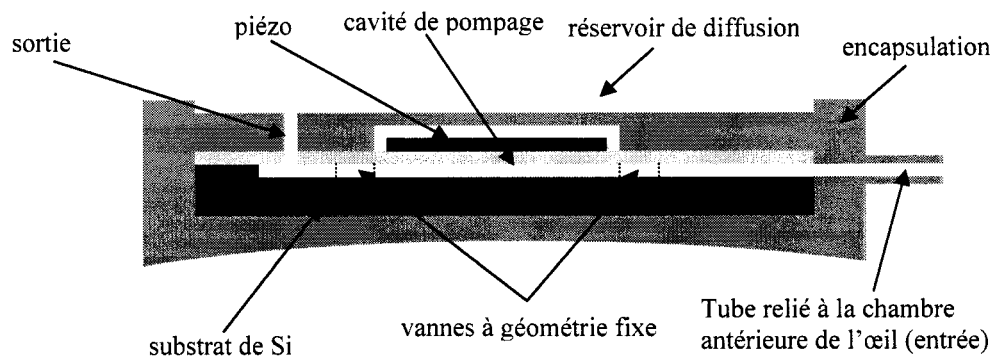


Figure 3.2 : Vue en coupe de l'implant.

Pour évaluer la faisabilité d'une micropompe pour le traitement du glaucome, nous voulons étudier le dispositif de pompage (figure 3.3). Ce dispositif est constitué d'une cavité circulaire avec un diffuseur à l'entrée et un à la sortie. Ces diffuseurs font office de vannes puisque la perte de charge est dépendante de la direction de l'écoulement. Le déplacement du fluide est assuré par la déflexion d'une membrane. Cette déflexion est engendrée par le moment de force causé par l'élongation et la contraction d'une céramique piézo-électrique collée sur la membrane.

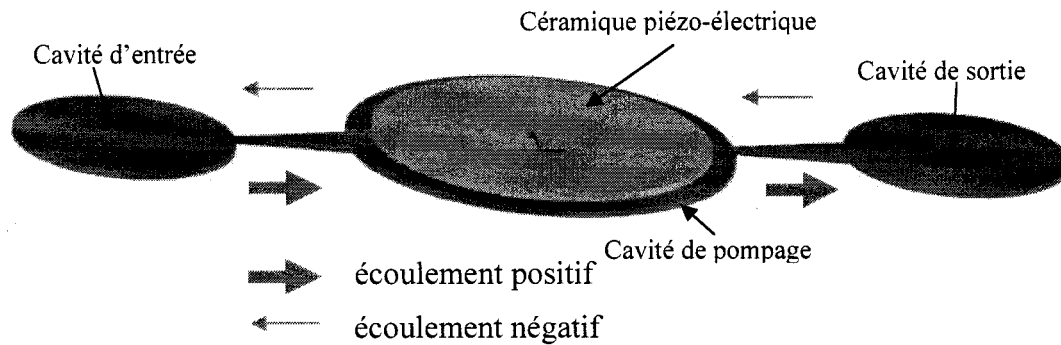


Figure 3.3 : Schéma du dispositif de pompage

La conception d'une micropompe pulsatile activée par une céramique piézo-électrique et assurant la rectification du fluide par des vannes à géométrie fixe implique plusieurs paramètres de design. Ces paramètres peuvent être regroupés en 3 catégories distinctes : la géométrie de la pompe liée à l'écoulement du fluide, l'activation de la pompe et les contraintes appliquées. Le Tableau 3.3 résume les paramètres variables de la micropompe.

Tableau 3.3 : Paramètres de design pour une micropompe piézo-électrique avec des vannes à géométrie fixe.

- Géométrie de la pompe
 - Diamètre de la cavité de pompage (ϕ_{membrane})
 - Profondeur de la cavité et des diffuseurs (b)
 - Rayon de courbure à l'entrée des diffuseurs (R_{diff})
 - Largeur de la section étroite des diffuseurs ($W1$)
 - Longueur des diffuseurs (L_{diff})
 - Angle d'élargissement des diffuseurs (2θ)
- Activation de la pompe
 - Propriétés mécaniques de la membrane (E_m, ν_m)
 - Épaisseur de la membrane (t_m)
 - Propriétés mécaniques du piézo-électrique (E_p, ν_p)
 - Épaisseur du piézo-électrique (t_p)
 - Diamètre du piézo-électrique (ϕ_{piez})
 - Propriété de la couche d'adhésif (E_a, ν_a)
 - Épaisseur de la couche d'adhésif (t_a)
- Contraintes
 - Différentiel de pression entre l'entrée et la sortie (ΔP)
 - Tension d'activation (V)
 - Fréquence d'activation (f)

Pour évaluer la faisabilité de notre dispositif pour le traitement du glaucome, il est nécessaire de trouver les paramètres de design optimal et d'évaluer les performances de la micropompe. La suite de ce document est donc consacrée à l'analyse du dispositif de pompage.

3.4 Choix de la méthode d'analyse

L'optimisation des paramètres de design et l'évaluation des performances de notre dispositif de pompage peuvent s'effectuer suivant différentes approches. De façon élémentaire, une série de dispositifs ayant des paramètres différents pourraient être fabriquée pour ensuite être caractérisée. Cette méthode serait longue et coûteuse puisqu'elle nécessiterait l'utilisation de plusieurs matériaux, d'un ensemble d'équipements spécialisés, le développement du procédé de fabrication ainsi que le montage d'un banc d'essais. De plus, la variation intuitive des paramètres de design permet généralement d'obtenir une solution acceptable, mais non optimisée et nécessitant souvent plusieurs itérations. En structurant un peu plus cette méthode, un ensemble de dispositifs pourrait être fabriqué en variant les paramètres suivant un plan d'expérience. Bien que cette méthode statistique permette de converger plus rapidement vers une solution optimale, elle ne permet pas d'éviter le long processus de fabrication et de test des dispositifs.

L'alternative au processus itératif de fabrication d'une série de dispositifs est de modéliser la micropompe. La solution idéale serait de pouvoir entièrement représenter mathématiquement le dispositif et d'obtenir une solution analytique en fonction des paramètres de design. Toutefois, ce cas idéal est rarement applicable dans la réalité, car il nécessite des géométries simples et des interactions limitées entre différents concepts mécaniques et physiques. Il est effectivement difficile de mettre en équations simples l'écoulement d'un fluide dans un canal, résultant de la déflexion d'une membrane liée à

l'application d'un champ électrique sur une céramique piézo-électrique. De plus, l'équation devrait représenter la complexité de la géométrie.

Cette difficulté peut être surmontée par la simulation numérique avec la méthode des éléments finis. Cette méthode permet de simuler des comportements mécaniques et physiques sur des géométries complexes en discrétisant le domaine en plusieurs éléments connectés en certains points appelés nœuds. Les équations d'équilibre du domaine peuvent être approximées en combinant les équations d'équilibre de chaque élément et en s'assurant de la continuité à chaque nœud. Un ensemble d'équations à plusieurs inconnus ayant une valeur à chaque nœud est donc obtenu. En posant des conditions initiales et des conditions aux frontières, les équations peuvent donc être résolues sur chaque élément et il est possible de reconstruire la solution du problème entier.

La complexité de modélisation de la micropompe pulsatile à activation piézo-électrique provient du fait qu'il faut résoudre des équations couplées en électrostatique, en structure et en fluide. En effet, la déformation de la membrane provient d'un couplage des équations piézo-électriques et d'une déformation structurelle. Aussi, l'écoulement du fluide provient d'un couplage entre la déformation structurelle de la membrane et la dynamique des fluides.

Le logiciel de simulation par éléments finis ANSYS permet de résoudre ces problèmes couplés. Pour la déformation d'une structure associée à une déformation piézo-électrique, la matrice d'équations développée pour la formulation du problème en éléments finis permet une résolution directe en une itération. Toutefois, pour le couplage entre la déformation structurelle et l'écoulement du fluide, la résolution est indirecte et nécessite plusieurs itérations. En effet, la résolution de la déformation de la membrane s'effectue, dans une première étape, avec une condition aux frontières associée à la présence de fluide. Une fois la déformation structurelle obtenue, la résolution de la partie

fluidique du problème est effectuée avec des conditions aux frontières associées à la membrane déformée. Les résultats de la simulation de l'écoulement du fluide entraînent de nouvelles conditions, à la frontière fluide-structure, qui sont utilisées pour une deuxième itération.

L'optimisation de plusieurs paramètres en utilisant un modèle numérique unique peut donc devenir une tâche considérable puisque la résolution du problème nécessite plusieurs processus itératifs. En effet, en plus de l'interaction fluide-structure, il est nécessaire d'obtenir une solution représentant l'écoulement sur une période complète afin de tenir compte de l'aspect dynamique de la simulation.

Il est possible d'éviter de simuler l'interaction fluide-structure en séparant ces deux sections du dispositif. La déflexion de la membrane pour une tension et une fréquence donnée peut être obtenue indépendamment de l'écoulement du fluide. Cette donnée peut ensuite être introduite dans une simulation en ne faisant intervenir que la mécanique des fluides. Toutefois, le temps doit toujours être pris en compte en trouvant une solution pour plusieurs valeurs différentes de tension appliquée.

Il a donc été décidé de séparer l'optimisation et la recherche d'une solution pour notre dispositif en trois problèmes définis. Premièrement, les paramètres géométriques de la structure composée de la membrane, de la céramique piézo-électrique et de la couche d'adhésif sont optimisés en trouvant la déflexion maximale pour une tension donnée. Ce design permettra ensuite d'obtenir la valeur de la déflexion, donc de la variation du volume de la cavité, en fonction de la tension appliquée et de la fréquence de fonctionnement. Deuxièmement, la géométrie des diffuseurs est optimisée pour déterminer les performances des diffuseurs. Troisièmement, en utilisant les équations développées par Ullmann, le débit net est calculé en fonction des paramètres trouvés avec les deux simulations numériques.

En séparant ainsi la résolution du problème en trois parties distinctes, il est certain qu'il faut faire des approximations qui ont des effets sur la précision de la réponse. Toutefois, nous avons fait l'hypothèse que ces effets sont négligeables pour l'objectif recherché. Les trois approximations sont donc présentées avec la justification de leur validité.

La première approximation qui a été faite en négligeant l'interaction fluide-structure est la valeur de la pression influençant le mouvement de la membrane. La pression qu'exerce le fluide sous la membrane provient de la pression à la sortie (la pression dans l'œil) et de la perte de charge associée à l'écoulement de l'humeur aqueuse. Pour la simulation de la déflexion de la membrane, cette perte de charge a été négligée. En effet, pour chaque variation de 100 Pa de pression sous la membrane, la déflexion ne varie que de 2 nm environ.

La deuxième approximation, associée à la simulation des diffuseurs, provient de la différence entre le nombre de Reynolds à l'entrée du dispositif et celui à la sortie. Rappelons d'abord que le nombre de Reynolds est un terme adimensionnel, proportionnel au rapport des forces inertielles sur les forces visqueuses, défini selon la relation suivante :

$$Re = \frac{\rho LU}{\nu} \quad (3.1)$$

où

ρ = densité

L = la longueur caractéristique

U = la vitesse de l'écoulement

ν = la viscosité dynamique

Puisque les coefficients de perte varient en fonction du nombre de Reynolds, l'approximation peut avoir un effet sur le résultat. Suivant la performance des diffuseurs, la différence de vitesse entre les deux directions d'écoulement peut varier de 1% à 15%.

Cet écart de vitesse peut donc avoir un impact sur le coefficient global de rectification si le nombre de Reynolds est faible. En effet, les coefficients de perte sont plus sensibles à la vitesse d'écoulement pour un nombre de Reynolds peu élevé. Toutefois, l'écart devient négligeable si les paramètres d'opération de la pompe entraînent une plus grande vitesse d'écoulement, comme le démontrent les résultats présentés dans le chapitre suivant.

Une troisième approximation provient de l'analyse considérant un écoulement continu dans les diffuseurs. Pour la simulation du coefficient de rectification des diffuseurs, le nombre de Reynolds utilisé provient de la vitesse moyenne d'écoulement. En réalité, puisque la quantité de fluide déplacée varie dans le temps, la vitesse d'écoulement n'est pas constante. Cet effet aura donc une influence sur le coefficient de rectification calculé. De plus, l'inertie du fluide associée à un écoulement pulsatile a été négligée puisque le fonctionnement de la pompe se fait à basse fréquence et à faible nombre de Reynolds. Pour une fréquence inférieure à 100 Hz, l'écoulement est en phase avec la variation de pression induite par le mouvement de la membrane [38].

3.5 Théorie sur les plans d'expérience

L'optimisation de la dimension de la membrane et de la géométrie du diffuseur a été effectuée par une analyse statistique en utilisant le design d'expérience. Ce type d'analyse consiste en une méthode structurée permettant de connaître l'effet des paramètres variables d'un design et leurs interactions sur le résultat du problème évalué. De plus, cette approche permet d'organiser l'expérimentation de manière à converger vers les paramètres résultant en une solution optimale, et ce avec le plus petit nombre d'essais possible.

La première étape du design d'expérience, et probablement la plus importante, consiste à choisir les paramètres à évaluer, la plage de valeurs à étudier pour chacun de ces

paramètres et la réponse à optimiser. Le choix de ces données est crucial, car il a un effet majeur sur le résultat de l'analyse et sur son interprétation. En effet, si un paramètre principal n'est pas considéré, si la plage de variation des paramètres est trop restreinte ou si la réponse étudiée ne donne aucune information, le résultat final de l'expérimentation sera imprécis et inutile.

Une fois le domaine d'expérimentation bien cerné, il suffit de construire un plan d'expérience et de réaliser chacun des essais (tableau 3.4). Le plan d'expérience est construit de manière à évaluer chaque paramètre au minimum et au maximum de la plage de variation choisie. Dans la matrice de design, la valeur minimum est représentée par -1 et la valeur maximum par +1. Le nombre d'essais qu'il sera nécessaire d'effectuer va dépendre de l'information à retirer de l'analyse et du nombre de paramètres évalués. Pour connaître les effets de chaque facteur sur la réponse ainsi que l'effet de toutes les interactions entre les facteurs, il est nécessaire de couvrir toutes les possibilités. Il faut donc recourir à un plan factoriel complet nécessitant 2^n essais, où n est le nombre de facteurs. Lorsque le nombre de facteurs est élevé et qu'il devient impossible d'évaluer toutes les possibilités, il est possible de réduire le nombre d'essais en sacrifiant l'information sur les interactions.

Tableau 3.4 : Matrice de design d'un plan d'expérience

Matrice de design (plan factoriel complet)					
Essais	Facteurs				Réponse
	A	B	C	D	Y
1	-	-	-	-	y1
2	-	-	-	+	y2
3	-	-	+	-	y3
4	-	-	+	+	y4
5	-	+	-	-	y5
6	-	+	-	+	y6
7	-	+	+	-	y7
8	-	+	+	+	y8
9	+	-	-	-	y9
10	+	-	-	+	y10
11	+	-	+	-	y11
12	+	-	+	+	y12
13	+	+	-	-	y13
14	+	+	-	+	y14
15	+	+	+	-	y15
16	+	+	+	+	y16

Chaque essai présenté dans la matrice de design peut être représenté par un polynôme contenant des inconnues associées à l'effet de chaque paramètre sur la réponse. En trouvant une réponse pour chaque essai, la valeur de chaque effet peut être déterminée. Une approximation de la réponse peut être calculée avec une valeur contenue à l'intérieur de la plage de variation des paramètres. De plus, la valeur de $\hat{\beta}$ indique l'importance d'un paramètre ou d'une interaction sur la réponse.

$$\hat{y} = \hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 x_1 + \hat{\beta}_2 x_2 + \dots + \hat{\beta}_k x_k + \hat{\beta}_{12} x_1 x_2 + \hat{\beta}_{13} x_1 x_3 + \dots + \varepsilon \quad (3.2)$$

où

\hat{y} = la réponse de l'approximation

$$\hat{\beta}_j = \frac{1}{16} \sum_{i=1}^{16} x_{ij} y_i = \text{l'effet associé au facteur } j$$

$\hat{\beta}_{jk}$ = l'effet associé à l'interaction des facteurs j et k

x_i = la valeur du facteur

ε = l'erreur introduite par un paramètre incontrôlable

Puisque le plan d'expérience est construit en n'utilisant que le minimum et le maximum de la plage de variation des paramètres, l'approximation de la réponse, basée sur la valeur de paramètres choisis à l'intérieur de la plage, est linéaire. Toutefois, une approximation quadratique peut être obtenue en ajoutant un point milieu dans la plage de variation. La matrice de design suivante est ainsi obtenue pour un plan complet :

Tableau 3.5 : Matrice de design pour un plan factoriel complet à deux facteurs et trois modalités.

Matrice de design à trois modalités			
Facteurs	Facteurs		Réponse
	A	B	Y
1	-1	-1	y ₁
2	-1	0	y ₂
3	-1	1	y ₃
4	0	-1	y ₄
5	0	0	y ₅
6	0	1	y ₆
7	1	-1	y ₇
8	1	0	y ₈
9	1	1	y ₉

Le polynôme d'approximation correspondant devient :

$$\hat{y} = \hat{\beta}_0 + \hat{\beta}_1 x_1 + \hat{\beta}_2 x_2 + \dots + \hat{\beta}_k x_k + \hat{\beta}_{12} x_1 x_2 + \hat{\beta}_{13} x_1 x_3 + \dots + \hat{\beta}_{11} x_1^2 + \hat{\beta}_{22} x_2^2 + \dots + \varepsilon \quad (3.3)$$

Puisque le nombre d'essais pour une approximation quadratique est de 3^n où n est le nombre de facteurs, il est préférable de limiter le nombre de paramètres à varier. Le plan factoriel à deux modalités (2^n) est donc utilisé pour tamiser les facteurs et faire ressortir

ceux ayant une importance significative sur la réponse. Le plan factoriel à trois modalités (3^n) est ensuite utilisé pour obtenir une approximation quadratique de la réponse sur la plage de variation des paramètres choisis.

3.6 Simulation numérique à l'aide d'ANSYS

Il a été mentionné précédemment que l'optimisation des paramètres de design a été réalisée en utilisant la simulation numérique par la méthode des éléments finis. Il existe plusieurs logiciels commerciaux permettant d'effectuer des simulations par cette méthode. Parmi ceux-ci, le logiciel ANSYS permet de résoudre des problèmes combinant différents domaines physiques dont l'analyse structurelle, thermique, électromagnétique et fluidique.

La procédure standard pour réaliser une simulation par éléments finis consiste d'abord à élaborer le modèle à étudier. Cette étape implique la construction géométrique du domaine et la définition des propriétés des matériaux ou du fluide à analyser. Ensuite, le domaine est discrétisé en un maillage d'éléments finis. Le maillage du modèle implique de choisir le type, la géométrie et les dimensions des éléments ainsi que leur distribution dans le domaine. Le choix de ces paramètres doit permettre de diviser le domaine de façon à ce que le maillage n'ait pas d'influence sur le résultat de la simulation. Le lecteur est invité à lire le manuel de ANSYS pour plus de détail. Une fois le maillage défini, il est nécessaire de définir les conditions aux frontières du domaine et les conditions initiales de la simulation. Ces données constituent les valeurs de base permettant de résoudre la série d'équations et de trouver les inconnus sur le modèle. La solution peut finalement être obtenue et les résultats récupérés.

Pour déterminer l'amplitude de déflexion de la membrane, la résolution est basée sur les équations couplées présentées à la section 2.2. Après l'application du principe variationnel, ces équations sont développées sous la forme de l'équation 2.13. La

résolution de la matrice d'équation permet d'obtenir la valeur du déplacement à chaque nœud.

$$\begin{bmatrix} [M] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\ddot{u}\} \\ \{\ddot{V}\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{u}\} \\ \{\dot{V}\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K] & [K^Z] \\ [K^Z]^T & [K^d] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{u\} \\ \{V\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{F\} \\ \{L\} \end{Bmatrix} \quad (2.13)$$

où

$[M]$ est la matrice de la masse

$[C]$ est la matrice d'amortissement

$[K]$ est la matrice de rigidité

$[K^Z]$ est la matrice de conductivité diélectrique

$[K^d]$ est la matrice de couplage piézo-électrique

$\{u\}$ est le vecteur de déplacement

$\{V\}$ est le vecteur potentiel

$\{F\}$ est le vecteur des charges structurelles appliquées

$\{L\}$ est le vecteur des charges électriques appliquées

La résolution du problème associé à la mécanique des fluides est effectuée à l'aide du module FLOTRAN du logiciel ANSYS. La géométrie du modèle est construite et discrétisée pour la section du fluide. Les frontières du domaine constituent donc les parois contenant le fluide. Les équations de conservation de la masse, de conservation du moment et de conservation de l'énergie définissent l'écoulement du fluide. Ces équations sont discrétisées et résolues par la méthode des éléments finis pour obtenir la distribution de la vitesse et de la pression sur chaque nœud du domaine. La résolution des équations utilisées est valide pour un fluide Newtonien, à une phase et sur un domaine constant. Rappelons qu'un fluide Newtonien a une viscosité constante indépendamment des forces qui lui sont appliquées. Le fluide peut être compressible ou incompressible et l'écoulement peut être laminaire ou turbulent.

La résolution des équations est effectuée de façon séquentielle pour chaque degré de liberté. Les équations sont couplées par ces degrés de liberté, dont la pression et la vitesse. Chaque équation est donc résolue pour un degré de liberté en utilisant des valeurs intermédiaires pour les autres degrés de liberté. Pour chaque itération, les valeurs intermédiaires sont remplacées par les valeurs calculées à l'itération précédente. Cette itération globale est effectuée jusqu'à ce que le taux de variation de la solution rencontre le critère de convergence défini. La solution finale permet donc d'obtenir une valeur de pression et de vitesse de l'écoulement à chaque nœud du domaine.

CHAPITRE 4

Résultats

Ce chapitre présente les résultats des simulations numériques sur la membrane, les résultats des simulations sur les diffuseurs et les résultats du modèle analytique. Les simulations ont été effectuées par la méthode des éléments finis. Les résultats obtenus ont permis d'optimiser la géométrie du dispositif et d'obtenir les données de base pour la résolution du modèle analytique. Ensuite, les performances du dispositif ont été analysées à l'aide de ce modèle.

4.1 Membrane

La déflexion de la membrane a été étudiée à l'aide du logiciel de simulation numérique ANSYS. L'objectif recherché était de déterminer les paramètres permettant une déflexion maximale de la structure tertiaire composée de la membrane, de la couche d'époxy et de la céramique piézo-électrique.

L'optimisation de la membrane a été réalisée en modifiant certains des paramètres géométriques, des paramètres structuraux et des contraintes appliquées. Les simulations ont d'abord été effectuées pour raffiner le maillage afin de s'assurer de la validité des résultats. Ensuite, les paramètres principaux ont été déterminés et la géométrie optimale de l'actuateur a été trouvée à l'aide d'un plan d'expérience. Les résultats ont permis de trouver l'amplitude de la déflexion en fonction de l'épaisseur de la membrane, du matériau utilisé et du rapport des rayons.

4.1.1 Définition du modèle

Pour déterminer la déflexion de la membrane, la simulation a été effectuée en utilisant uniquement la partie mobile de la pompe. Les autres sections n'ont pas été modélisées puisqu'elles n'influencent pas le résultat recherché et ne feraient qu'augmenter le nombre d'éléments. Le modèle est donc représenté par un diaphragme constitué d'un matériau quelconque. Les contraintes de déplacements sont nulles dans toutes les directions de son contour qui sera défini lors de l'analyse paramétrique. La céramique piézo-électrique est représentée par un disque ayant les propriétés de la céramique choisie, soit la C91-H de Fuji Ceramics. Aucune contrainte de déplacement n'est appliquée sur le piézo-électrique. Pour tenir compte de l'adhésion, une couche intermédiaire ayant les propriétés de l'époxy est modélisée. La couche métallique servant d'électrodes n'est pas considérée, car l'épaisseur typique est d'environ 100 nm, ce qui représente moins de 0,1% de l'épaisseur de la membrane.

La simulation a été effectuée avec les éléments tridimensionnels «solid 92» et «solid 98». Ces éléments sont tétraédriques et permettent de simuler des déplacements structuraux avec de grandes elongations. Pour le piézo-électrique, l'élément «solid 98» permet d'effectuer une simulation couplée avec le domaine structurel et l'électromagnétisme. Généralement, pour la simulation de microsystemes par éléments finis, il est nécessaire d'utiliser des éléments de coque puisque le rapport des dimensions est souvent très grand. En effet, pour des dispositifs impliquant des couches minces, il est fréquent d'avoir des rapports de dimension de l'ordre de 1/1000 à 1/10 000. Le nombre d'éléments nécessaires à l'obtention d'un maillage acceptable devient donc très élevé. Puisque pour notre modèle, le rapport des dimensions est d'environ 1/60, les éléments tridimensionnels conventionnels peuvent être utilisés.

L'optimisation de la déflexion d'une structure ternaire composée d'une membrane circulaire, d'une couche d'adhésif et d'une céramique piézo-électrique implique plusieurs paramètres (figure

Figure 4.1). Une liste de ces paramètres est présentée dans le Tableau 4.1.

Tableau 4.1 : Paramètres de design de la structure piézo-électrique, adhésif, membrane

Membrane	E_m, ν_m, t_m, r_m
Céramique piézo-électrique	$E_p, d_{31}, \nu_p, t_p, r_p$
Adhésif	E_a, ν_a, t_a
Contrainte	V, P

Il apparaît évident qu'étudier simultanément tous ces paramètres représenterait une tâche colossale. En effet, effectuer un plan factoriel complet à deux modalités sur ces 14 facteurs représenterait 16 384 essais (2^{14}). Il est donc nécessaire de réduire le nombre de facteurs à étudier en fixant certains paramètres ou en les regroupant.

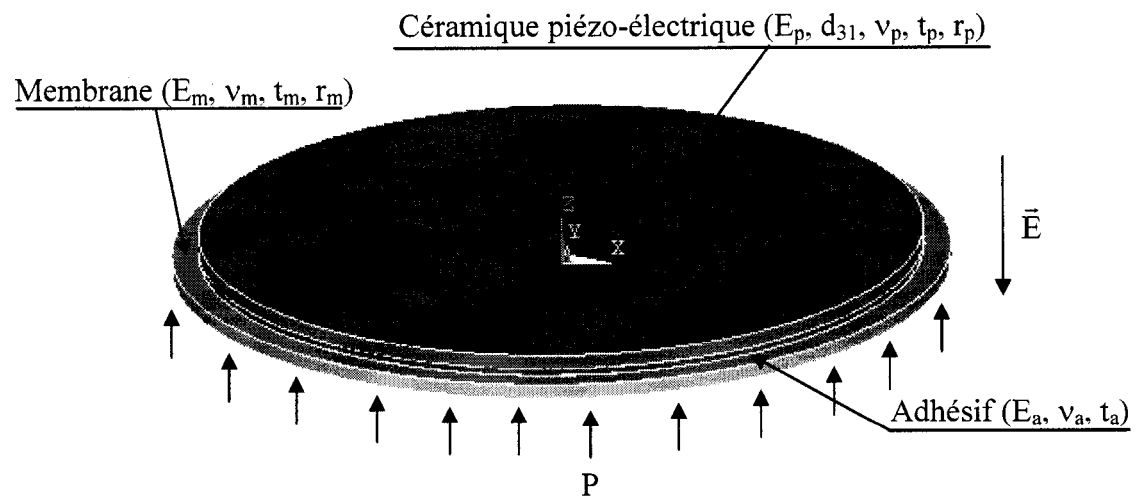


Figure 4.1 : Modèle pour la simulation de la membrane

Plusieurs facteurs de la céramique piézo-électrique peuvent être fixés en posant comme hypothèse que le coefficient d_{31} aura un rôle majeur dans la déflexion. Puisque la déflexion est proportionnelle à l'élongation de la céramique piézo-électrique, il est préférable de chercher le plus grand coefficient piézo-électrique transverse d_{31} . De plus, les céramiques offrant un grand d_{31} sont généralement moins rigides que les céramiques ayant des coefficients d_{31} moins élevés. Le choix de la céramique piézo-électrique s'est donc arrêté sur le matériau numéro C-91H de la compagnie Fuji Ceramics Corporation dont le coefficient d_{31} est [46]. En plus de fixer les paramètres piézo-électriques, le choix d'une céramique spécifique permet de déterminer les paramètres structuraux du matériau.

Du côté de la membrane, un ensemble de paramètres indépendants peut être regroupé sous la forme d'un paramètre dépendant. En effet, le module d'Young (E_m), le coefficient de Poisson (ν_m) et l'épaisseur (t_m) de la membrane peuvent s'exprimer sous la forme du coefficient de rigidité selon l'expression suivante :

$$D_m = \frac{E_m t_m^3}{12(1 - \nu_m^2)} \quad (4.1)$$

Le coefficient de rigidité permet donc, avec le rayon, d'optimiser les propriétés structurales et géométriques de la membrane en n'utilisant que deux facteurs.

Finalement, puisqu'il a été décidé d'utiliser un époxy conducteur pour le prototype de la pompe, les propriétés mécaniques de l'adhésif sont connues. L'influence de l'épaisseur d'époxy est étudiée afin de connaître son effet sur la déflexion et évaluer la pertinence de trouver une méthode d'application adéquate. Un résumé des paramètres fixes et des paramètres variables est présenté au Tableau 4.2.

Tableau 4.2 : Résumé des paramètres fixes et des paramètres variables pour la simulation de la membrane.

	Paramètres fixes	Paramètres variables
Membrane		r_m $D_m = \frac{E_m t_m^3}{12(1 - \nu_m^2)}$
Céramique piézo-électrique	$E_p = 64 \text{ GPa}$ $\nu_p = 0.32$ $d_{31} = -375 \times 10^{-12} \text{ m/V}$ $r_p = 5 \text{ mm}$	t_p
Adhésif	$E_a = 5,17 \text{ GPa}$ $\nu_a = 0,345$	T_a
Contrainte	$V = 67 \text{ V}$ $P = 8000 \text{ Pa}$	

Pour prendre en compte la présence d'eau sous la membrane, une contrainte de pression est imposée sous la surface du diaphragme. La pression utilisée correspond à la pression maximale de notre cahier des charges, soit 8000 Pa. La différence de potentiel est appliquée sur les deux surfaces de la céramique piézo-électrique. La valeur choisie correspond à la limite considérée pour les dispositifs biomédicaux implantables. Puisque cette valeur est de 48 V DC, la valeur crête de 67V est utilisée pour notre signal sinusoïdal appliqué. Cette valeur limite permettra l'utilisation d'un blindage électrique simple.

4.1.2 Effet du maillage

Puisque la simulation numérique est l'interpolation d'une réponse à l'intérieur d'un domaine défini, il est nécessaire de s'assurer que le maillage de notre modèle, c'est-à-dire sa subdivision en plusieurs éléments, n'a pas d'effet sur la réponse. Il faut donc choisir des éléments suffisamment petits pour ne pas introduire d'erreurs dues au maillage. Toutefois, il est préférable de chercher une dimension optimale des éléments afin de ne pas alourdir le temps de résolution du modèle. Puisque la dimension du

modèle est un paramètre en soi, les dimensions des éléments ont été définies en rapport avec le diamètre du disque.

En partant d'un modèle avec un maillage grossier, des simulations ont été effectuées en raffinant progressivement le maillage jusqu'à ce que la variation de la réponse soit inférieure de 1%. Le modèle a été maillé avec l'outil intégré à ANSYS et en définissant les dimensions des éléments en rapport avec le diamètre de la membrane. La figure 4.2 démontre deux maillages ayant des éléments de différentes dimensions. Le maillage de la figure 4.2a entraînait une erreur sur le résultat de la simulation puisque le résultat associé à des maillages plus ou moins raffinés était différent. Cette étape a été effectuée pour les valeurs extrêmes du rapport d'épaisseur et du rapport des rayons du plan d'expérience.

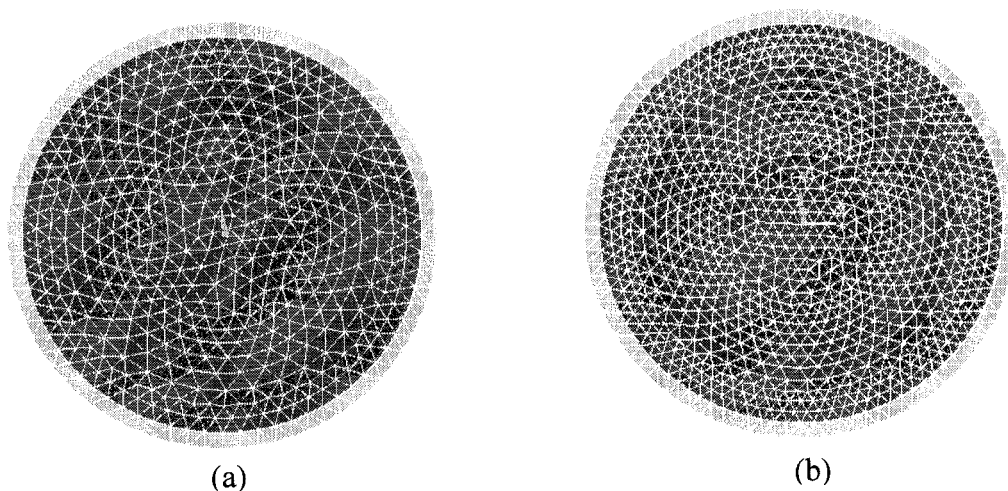


Figure 4.2 : Maillage de la membrane. (a) maillage grossier (b) maillage raffiné.

4.1.3 Résolution numérique

Pour la simulation, une différence de potentiel est appliquée entre les deux surfaces de la céramique piézo-électrique et des contraintes nulles sont imposées sur le contour de la membrane. La résolution de l'équation couplée 4.2 permet d'obtenir la valeur de la

déflexion en tout point. Dans cette équation, le couplage est associé aux deux termes hors diagonale constitués de la matrice piézo-électrique.

$$\begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{D\} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} [c] & [e] \\ [e]^T & -[\epsilon] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{S\} \\ -\{E\} \end{Bmatrix} \quad (4.2)$$

Puisque la déformation de la membrane est uniforme, la variable de réponses obtenue de la simulation est le point de déflexion au centre du diaphragme. La Figure 4.3 montre la membrane défléchie.

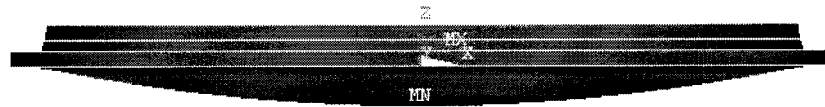


Figure 4.3 : Représentation graphique de la membrane défléchie

4.1.4 Optimisation de la géométrie

La première étape de l'analyse consiste à évaluer les paramètres qui ont une influence considérable sur la déflexion. Ce repérage des facteurs principaux a été effectué en analysant les quatre paramètres variables retenus sur une plage de valeurs réalistes qui devrait englober le résultat optimal. La plage de variation des quatre facteurs est présentée au Tableau 4.3. De manière à déterminer l'influence des facteurs entre eux, un plan factoriel complet a été réalisé avec deux modalités et une répétition, ce qui en résulte un design d'expérience de 16 essais.

Tableau 4.3 : Plage de variation des quatre facteurs étudiés pour l'optimisation de la membrane.

Paramètres	-1	1
Épaisseur piézo	100 μm	200 μm
Épaisseur époxy	25 μm	100 μm
Coefficient de rigidité	0,001 Nmm	0,1 Nmm
Rapport R_p/R_m	0,5	0,9

L'épaisseur de la céramique piézo-électrique a été étudiée pour la gamme de valeurs entre 100 μm et 200 μm . La limite inférieure provient de l'épaisseur minimale pouvant être achetée commercialement, tandis que la limite supérieure est associée à la valeur couramment trouvée dans la littérature. Pour l'épaisseur de la couche d'époxy, la plage de variation étudiée se situe entre 25 μm et 100 μm . La plage de variation du coefficient de rigidité a été choisie de manière à couvrir les épaisseurs entre 50 μm et 200 μm environ pour une membrane en silicium. Puisque le coefficient de rigidité regroupe trois paramètres régissant la modélisation de la membrane, le module d'Young et le coefficient de Poisson ont été fixés. Le paramètre utilisé pour la simulation numérique est donc l'épaisseur de la membrane. Finalement, le domaine étudié pour le rapport des rayons a été fixé en s'assurant de couvrir une plage de valeurs suffisamment grande pour bien cerner son influence sur l'amplitude de la déflexion du diaphragme. La matrice complète présentant le design d'expérience ainsi que les résultats associés à chaque essai sont présentés au Tableau 4.4.

Tableau 4.4 : Matrice représentant le plan d'expérience pour l'optimisation de la membrane.

essais	Épaisseur piézo	Épaisseur époxy	Coeff. rigidité	Rapport des rayons	Uzmax (μm)
1	100 μm	25 μm	0,001	0,5	3,01
2	200 μm	25 μm	0,001	0,5	0,87
3	100 μm	100 μm	0,001	0,5	2,00
4	200 μm	100 μm	0,001	0,5	0,55
5	100 μm	25 μm	0,1	0,5	1,43
6	200 μm	25 μm	0,1	0,5	0,75
7	100 μm	100 μm	0,1	0,5	1,18
8	200 μm	100 μm	0,1	0,5	0,56
9	100 μm	25 μm	0,001	0,9	5,18
10	200 μm	25 μm	0,001	0,9	2,36
11	100 μm	100 μm	0,001	0,9	4,35
12	200 μm	100 μm	0,001	0,9	1,87
13	100 μm	25 μm	0,1	0,9	1,72
14	200 μm	25 μm	0,1	0,9	1,27
15	100 μm	100 μm	0,1	0,9	1,96
16	200 μm	100 μm	0,1	0,9	1,18

L'analyse des résultats obtenus a été effectuée avec le logiciel Statistica. L'une des premières informations pouvant être tirée du plan d'expérience à deux modalités est l'importance des facteurs étudiés sur la déflexion de la membrane. Cette information est rapidement obtenue et facilement observable à l'aide d'un graphique Pareto (figure Figure 4.4). Cet outil permet d'observer la valeur estimée des effets ainsi que d'évaluer si les facteurs ont une influence significative sur la réponse. Cette dernière caractéristique est présentée par la ligne pointillée marquant la limite statistique que doit atteindre la valeur absolue estimée des effets pour avoir un impact significatif sur la variable de réponse.

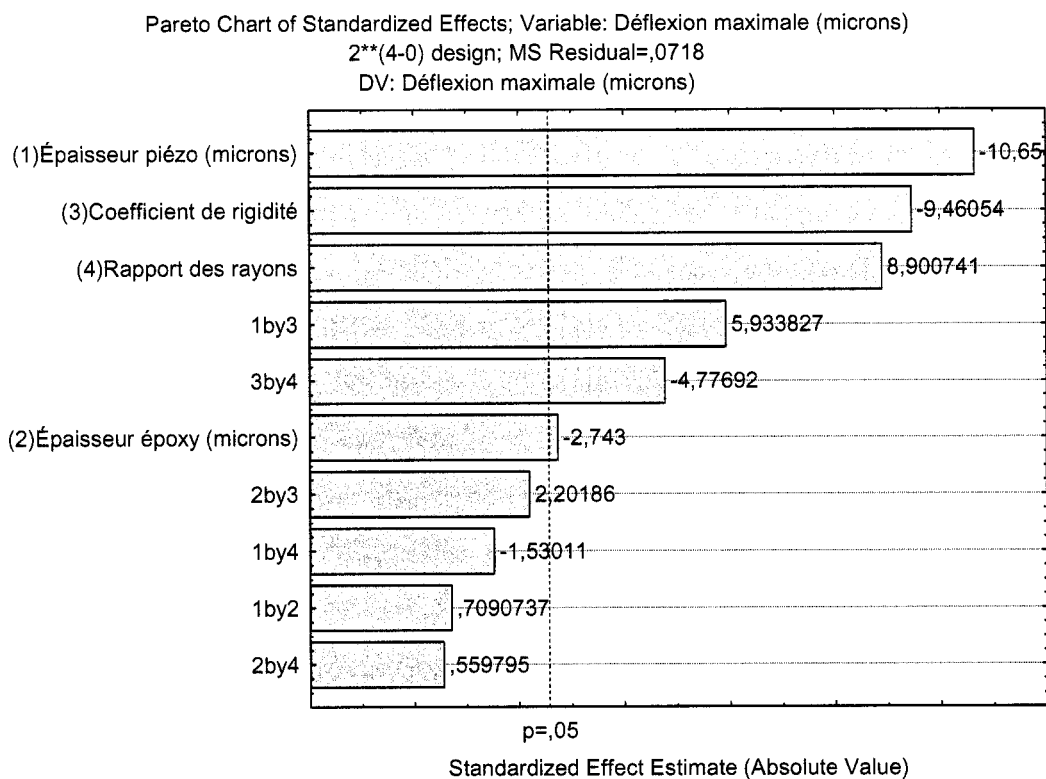


Figure 4.4 : Graphique Pareto des effets standardisé.

L'analyse du Pareto démontre que le facteur ayant l'influence majeure sur la réponse est l'épaisseur de la céramique piézo-électrique. La valeur au bout de la colonne indique l'effet estimé du paramètre sur la réponse. L'effet négatif associé à l'épaisseur du piézo-électrique indique qu'une céramique mince entraînera une déflexion plus importante. Ce résultat était attendu, puisqu'une céramique mince signifie un champ électrique plus élevé et une plus petite rigidité de la structure.

Parce que son effet est le plus significatif sur la déflexion de la membrane et que cet effet est inversement proportionnel, l'épaisseur de la céramique piézo-électrique a été fixée à 100 μm . Cette valeur, le minimum de la plage étudiée, correspond à l'épaisseur minimale qu'il était possible d'obtenir commercialement. De plus, il est possible d'observer que le rapport de l'épaisseur de la membrane sur celle du piézo est

significatif. Toutefois, puisque l'épaisseur de la céramique piézo-électrique a une influence plus importante, sa valeur a été fixée indépendamment de l'épaisseur de la membrane. Le rapport des épaisseurs a donc été négligé au dépend d'une analyse indépendante des deux paramètres. La déflexion de la membrane a été analysée en fonction de son épaisseur. Cette analyse a été effectuée pour le silicium, le pyrex et le titane afin d'observer l'effet de la rigidité et de quantifier la déflexion associée à des matériaux concrets. Le choix de ces matériaux provient d'ailleurs de leur compatibilité pour un implant oculaire miniature.

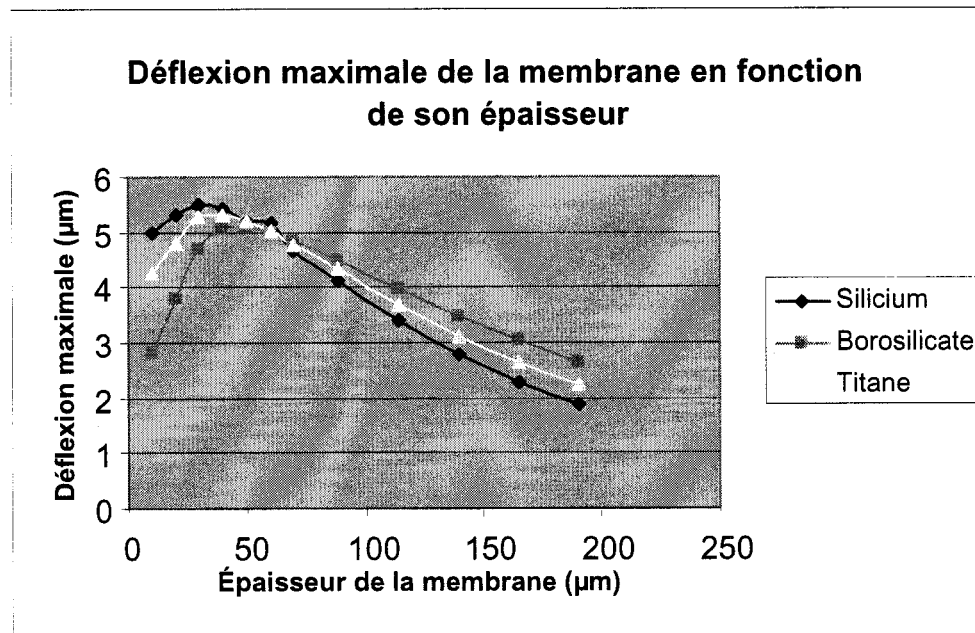


Figure 4.5 : Déflexion maximale en fonction de l'épaisseur de la membrane pour le silicium, le pyrex et le titane

La Figure 4.5 démontre la déflexion maximale de la membrane en fonction de son épaisseur pour le silicium, le titane et le borosilicate (pyrex). L'épaisseur de la céramique piézo-électrique est gardée fixe à 100 µm. Premièrement, le graphique démontre que le maximum de déflexion dépend de l'épaisseur, mais aussi des propriétés des matériaux. De plus, il est possible d'observer que les propriétés des matériaux ont

une influence différente pour les épaisseurs inférieures et supérieures à la valeur de déflexion maximale. En effet, pour les petites épaisseurs, les matériaux rigides sont plus performants. Ceci provient de la déformation de la membrane causée par la contrainte de pression qui lui est appliquée. Cet effet est présenté à la Figure 4.6 où la déformation adverse est présentée dans l'encadré. Pour les grandes épaisseurs, la déflexion est plus importante pour les matériaux de plus faible rigidité et ayant un coefficient d'élongation plus grand pour une contrainte donnée. De plus, il est à noter que les simulations ont été effectuées avec un rapport des rayons constant. Comme le démontre le graphique Pareto, l'interaction du rapport des rayons avec le coefficient de rigidité est significatif. Cela signifie qu'il serait possible d'optimiser la déflexion, pour une épaisseur donnée, en changeant le rapport des rayons. Toutefois, puisque le coefficient de rigidité a un effet significatif deux fois supérieur à l'effet de l'interaction, il n'a pas été explicitement considéré.

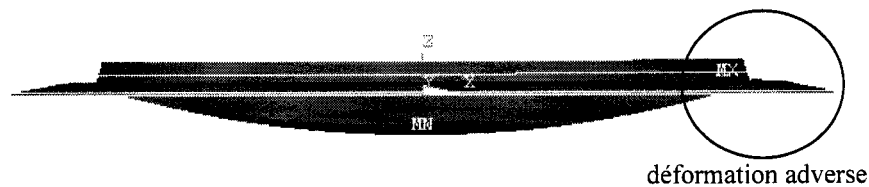


Figure 4.6 : Déformation non uniforme pour une membrane mince.

Pour notre dispositif, il est préférable d'avoir une membrane robuste qui va résister en fatigue. Il ne suffit donc pas de regarder le point de déflexion maximal, mais aussi de considérer la durée de vie. La résistance en fatigue n'a pas été étudiée directement. Toutefois, en se basant sur les données provenant de la littérature et sur des discussions avec M. Van Lintel, un des concepteurs de la micropompe de Debiotech, l'épaisseur a été fixée à 100 μm . De plus, à cette épaisseur, la déflexion de la membrane n'est pas sujette aux variations de pression ce qui assure la stabilité du volume de fluide déplacé à chaque pulsation. À cette valeur, les simulations démontrent que le pyrex donne une

déflexion supérieure que le silicium ou le titane. C'est donc ce matériau qui sera considéré pour le reste de l'étude.

L'autre facteur ayant une influence significative sur la déflexion est le rapport du rayon de la membrane avec celui du piézo-électrique. La valeur de l'effet standardisé indique que la déflexion est plus importante pour un rapport des rayons élevé. Toutefois, puisque l'analyse statistique à deux modalités ne fournit qu'une approximation linéaire, les courbes de déflexion de la membrane en fonction du rapport des rayons ont été tracées, et ce pour les trois matériaux déjà mentionnés (Figure 4.7).

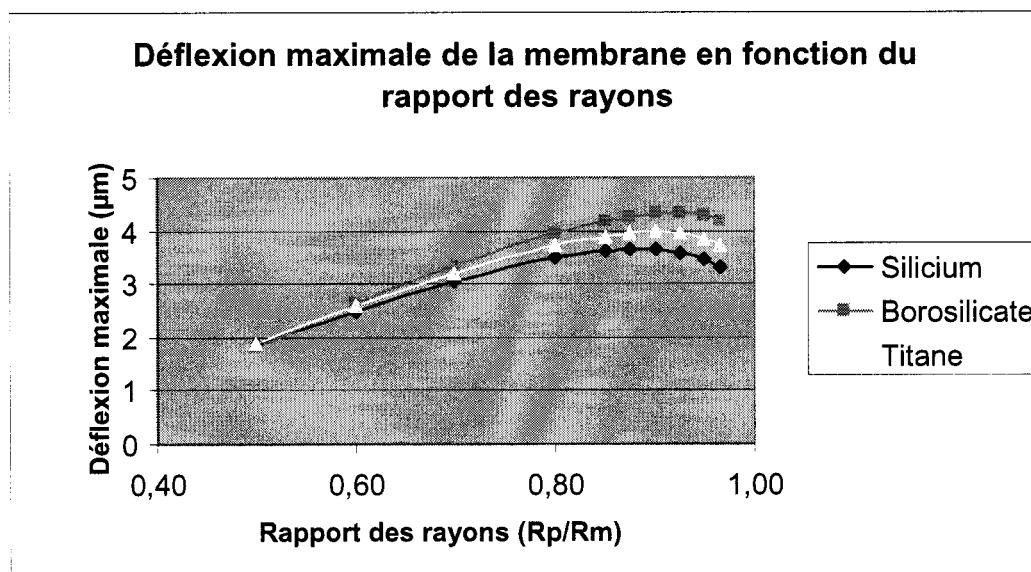


Figure 4.7 : Déflexion maximale en fonction du rapport des rayons de la céramique piézo-électrique et la membrane. Les résultats sont présentés pour le silicium, le pyrex et le titane

Pour une membrane de 100 μm d'épaisseur, la plus grande déflexion est associée au pyrex avec un rapport des rayons optimal de 0,93. Il est à noter que ce graphique démontre que le pyrex permet une plus grande déflexion pour une épaisseur de membrane constante. Si la constante avait été la rigidité, les trois matériaux auraient démontré la même déflexion.

Finalement, l'analyse démontre que la couche d'époxy a une influence significative, mais beaucoup moins importante que pour les facteurs précédents. Des essais de collage ont permis d'évaluer que l'épaisseur d'époxy est d'environ 50 μm . Bien que cette valeur n'est pas absolue, elle constitue une approximation acceptable puisque la déflexion maximale ne varie que de 10 nm pour chaque micromètre de variation sur l'épaisseur d'époxy.

Les matériaux et la géométrie optimale pour la déflexion de la membrane ont donc été déterminés. Les paramètres de design sont donc présentés dans le Tableau 4.5 :

Tableau 4.5 : Paramètres retenus pour le design de la membrane.

Matériaux	pyrex
Épaisseur de la céramique piézo-électrique	100 μm
Épaisseur de la couche d'époxy	50 μm
Épaisseur de la membrane	100 μm
Rapport des rayons	0.93

4.2 Diffuseur

La simulation du diffuseur a été effectuée à l'aide du module FLOTTRAN du logiciel ANSYS. L'objectif de cette étude numérique était de déterminer la géométrie optimale des diffuseurs pour le cahier des charges et d'en déterminer le coefficient de perte de charge.

Comme pour la membrane, l'effet du maillage a d'abord été évalué. Ensuite, une série de simulations basée sur un design d'expérience a été effectuée afin de déterminer les paramètres ayant une influence majeure sur le coefficient de rectification des diffuseurs. Finalement, en utilisant la variation de pression à l'entrée et à la sortie du diffuseur pour

une vitesse d'écoulement donnée, le coefficient de rectification de la géométrie retenue a été calculé.

4.2.1 Définition du modèle

Les premières simulations des diffuseurs ont été effectuées en deux dimensions de manière à réduire le temps de calcul. Le processus d'optimisation n'est pas affecté puisque aucune composante de vitesse ou de pression ne joue un rôle majeur dans la troisième dimension. La simulation avec la géométrie optimisée permettant d'obtenir les coefficients de pertes nécessaires à la résolution du modèle analytique a été effectuée sur un modèle tridimensionnel (Figure 4.8). Les éléments utilisés sont le «FLUID 141» pour la simulation bidimensionnelle et le «FLUID 142» pour la simulation tridimensionnelle. Ces éléments possèdent, entre autres, les degrés de libertés associés à la vitesse et à la pression. Puisque l'humeur aqueuse est constituée à 95% d'eau, la simulation a été réalisée avec les propriétés de ce fluide. Ceci permet d'assumer un fluide Newtonien incompressible et un écoulement laminaire. Cette dernière condition est valable dans la mesure où le nombre de Reynolds attendu est inférieur à 100. Les cavités d'entrée et de sortie du diffuseur ont été simulées avec de grandes dimensions par rapport aux diffuseurs de manière à s'assurer que les zones de recirculation soient captées par le modèle. De plus, puisque le diamètre réel des cavités est grand, les parois circulaires de l'entrée et de la sortie ont été remplacées par des cavités rectangulaires pour faciliter le maillage.

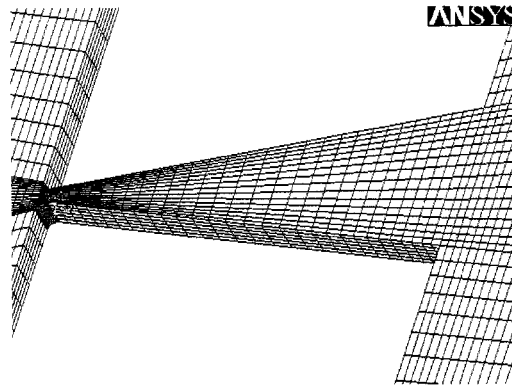


Figure 4.8 : Diffuseur tridimensionnel maillé

4.2.2 Effet du maillage

Pour la simulation du diffuseur, le maillage a nécessité une attention particulière. En effet, la propriété de rectification de ce type de vannes est liée à une perte d'énergie plus grande lorsque l'écoulement se fait dans la direction de contraction des parois que dans la direction d'expansion. Cette perte d'énergie peut être attribuée aux zones de recirculation créées à la sortie du diffuseur. Il est donc important que le maillage soit assez fin pour bien capter ces zones de recirculation. Aussi, il est important de bien pouvoir représenter la dynamique de l'écoulement à l'intérieur du diffuseur. En effet, pour que le design soit optimal, il faut que l'écoulement demeure laminaire sur toute la longueur du diffuseur. Si l'angle entre les parois est trop prononcé, il risque d'y avoir un décrochage de la couche limite, entraînant une perte de charge non négligeable dans la direction de l'expansion. Encore une fois, afin que la simulation représente le plus fidèlement la réalité, il est important que le maillage puisse bien capter la dynamique de cette région. Le contrôle du maillage a donc été effectué manuellement afin de concentrer les éléments aux endroits importants. De plus, de la même manière que pour la membrane, une série de simulations a été effectuée en raffinant le maillage jusqu'à ce que la variation dans la réponse soit inférieure à 1%. Ce processus a d'abord été effectué

pour l'entrée et la sortie du diffuseur. Ensuite, le maillage a été raffiné pour les angles d'ouverture du diffuseur de 20° et de 70°.

4.2.3 Optimisation du design

Le processus d'optimisation a été limité à des simulations bidimensionnelles. Puisque la profondeur du modèle n'est pas considérée, le nombre des paramètres variables est limité à trois. Afin d'évaluer l'influence de ces paramètres sur la performance des diffuseurs, un plan d'expérience à deux modalités avec une répétition a été réalisé.

Pour le plan d'expérience, la variable de réponse sera le coefficient de rectification des diffuseurs (η). Il est intéressant de rappeler que les performances des diffuseurs sont associées au rapport du coefficient de perte lorsque le fluide va dans la direction du rétrécissement sur le coefficient de perte lorsque l'écoulement s'effectue dans le sens de l'élargissement.

$$\eta = \frac{\xi_{\text{cont}}}{\xi_{\text{exp}}} \quad (4.3)$$

De plus, comme il a été vu au deuxième chapitre, le coefficient de perte peut s'exprimer sous la forme suivante :

$$\xi = \frac{2\Delta P}{\rho \bar{u}_e^2} \quad (4.4)$$

Ceci mène à la variable physique récupérable dans notre simulation numérique. Puisque le nombre de Reynolds et la dimension à l'entrée du diffuseur sont des variables connues, le paramètre de vitesse est connu *a priori*. Il ne reste plus qu'à récupérer la valeur de la variation de pression entre l'entrée et la sortie du diffuseur.

Pour la construction du plan d'expérience, il est nécessaire de déterminer un domaine de variation pour les facteurs variables. Les résultats fournis dans la littérature sur les performances des diffuseurs sont généralement pour des nombres de Reynolds élevés. Toutefois, nous voulons étudier les performances pour des nombres de Reynolds faibles. Les plages de variations des paramètres, présentées dans le tableau 4.6, ont été choisies assez large de manière à s'assurer que la valeur optimale soit contenue à l'intérieur des limites choisies.

Tableau 4.6 : Plage de variation des paramètres pour l'optimisation du diffuseur.

Paramètres	-1	1
Angle 2θ	10	70
Nombre de Reynolds	1	75
Rapport L/W_1	10	30

La plage de variation de l'angle d'ouverture 2θ a été fixée entre 10° et 70° . Bien que Ollsson a présenté des résultats avec un optimum inférieur à 10° , cette limite inférieure a été fixée puisque notre application est pour un nombre de Reynolds très faible. Quant à la limite supérieure, elle a été fixée à une valeur plus élevée que ce qui est présenté dans la littérature de manière à s'assurer que le domaine choisi contienne l'angle optimal.

Pour ce qui est de la plage de variation du rapport L/W_1 , la longueur du diffuseur (L) a d'abord été fixée à 1,5 mm. Ce choix a été effectué afin de garder les dimensions totales de notre dispositif inférieures à 13 mm (ce qui correspond au diamètre d'un drain Molteno). De plus, dans le cahier des charges, la dimension minimum a été fixée à 50 μm de manière à réduire les risques de blocage. Par la théorie des diffuseurs, nous savons que les performances sont inversement proportionnelles à l'ouverture W_1 . La valeur maximale a donc été fixée à 150 μm puisqu'il n'était pas pertinent d'évaluer les résultats sur une plus grande plage.

Finalement, la limite minimale de la plage de variation du nombre de Reynolds a été déterminée en utilisant la valeur de débit moyen du cahier des charges. Puisque le nombre de Reynolds associé à un débit de 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ pour une ouverture du diffuseur à 50 μm est de 1,19, la limite minimale a été fixée à un. Encore une fois, pour couvrir l'ensemble des valeurs possibles, la limite maximale a été fixée à 75. Le Tableau 4.7 résume les plages de variation pour les trois paramètres de notre plan d'expérience ainsi que le résultat des simulations.

Tableau 4.7 : Matrice représentant le plan d'expérience pour l'optimisation du diffuseur.

essais	Angle 2θ	Re	L/W_1	Coefficient de rectification (η)
1	10°	1	10	1,00001
2	70°	1	10	1,00013
3	10°	75	10	1,45805
4	70°	75	10	1,11361
5	10°	1	30	1,00003
6	70°	1	30	0,99994
7	10°	75	30	1,53234
8	70°	75	30	1,06986

Le graphique Pareto présenté à la Figure 4.9 démontre que le nombre de Reynolds a un effet majeur sur la performance du diffuseur à l'intérieur du domaine étudié. L'importance du nombre de Reynolds était attendu, mais pas de manière aussi éloquente. Cela provient du fait que les résultats présentés dans la littérature sont pour des nombres de Reynolds supérieurs à 100. Ce résultat démontre que, dans la plage du nombre de Reynolds étudiée, les performances du dispositif sont grandement reliées à sa fréquence de fonctionnement. De plus, il est possible d'observer que l'angle d'ouverture du diffuseur a un effet significatif et que cet effet est dépendant du nombre de Reynolds. Finalement, pour le domaine étudié, le rapport L/W_1 n'est pas significatif.

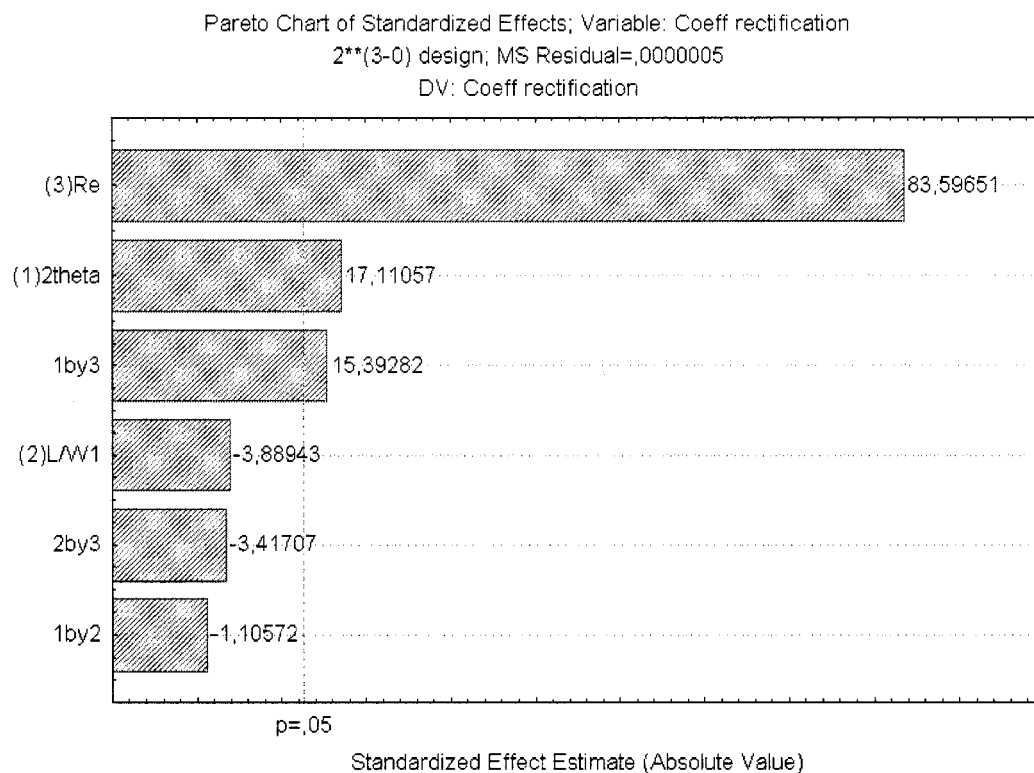


Figure 4.9 : Graphique Pareto des paramètres étudiés pour l'optimisation du diffuseur.

Puisque le nombre de Reynolds a un effet très significatif et que l'angle du diffuseur est dépendant de sa valeur, il faut déterminer le nombre de Reynolds associé aux paramètres de fonctionnement du dispositif. Il n'est pas possible de définir exactement le nombre de Reynolds sans connaître tous les paramètres de design. Les coefficients de pertes de charges, trouvés dans la littérature ont donc été utilisés comme valeur initiale pour calculer le nombre de Reynolds associé à l'écoulement dans les diffuseurs. Un nombre de Reynolds de 50 a donc été trouvé pour une vitesse d'écoulement, à chaque pulsation, associée à un débit moyen de 5 $\mu\text{l/min}$.

L'angle d'ouverture a donc été déterminé en utilisant un nombre de Reynolds de 50. Le résultat du coefficient de rectification en fonction de différents angles est présenté à la Figure 4.10. L'angle optimal pour le nombre de Reynolds se situe donc entre 15° et 25° ,

en passant par un maximum à 19° . Toutefois, il est à noter que les performances seront différentes selon la fréquence de fonctionnement du dispositif, donc du nombre de Reynolds.

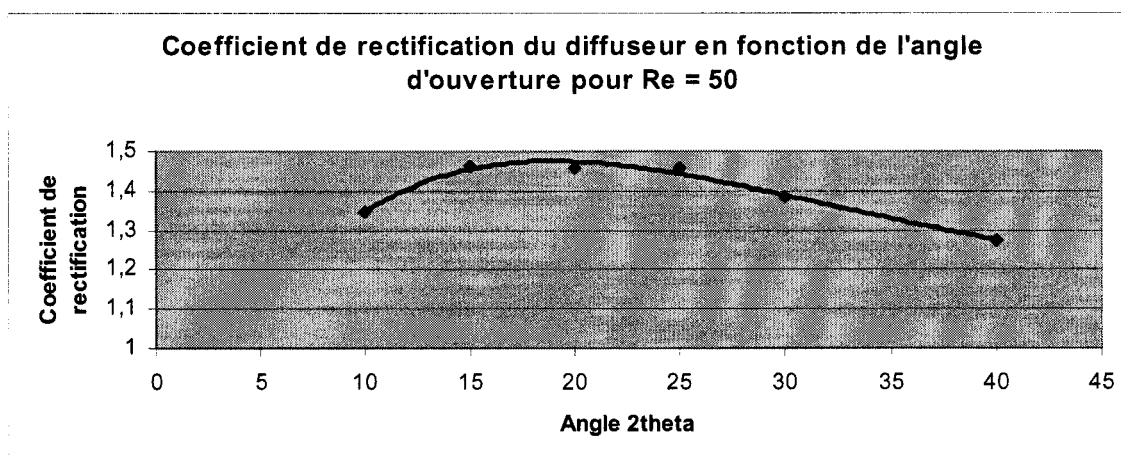


Figure 4.10 : Coefficient de rectification du diffuseur en fonction de l'angle d'ouverture pour un nombre de Reynolds de 50.

Pour cette raison, et pour la résolution du modèle analytique, les coefficients de pertes de charges pour les deux directions de l'écoulement ont été trouvés par la méthode des éléments finis. Ces coefficients sont présentés à la Figure 4.11 en fonction du nombre de Reynolds. Pour un nombre de Reynolds inférieur à 15, les coefficients de rectification sont peu significatifs, résultant en de piètres performances de la micropompe. De plus, la variation des coefficients de pertes de charges change significativement en fonction du nombre de Reynolds. Pour le calcul des performances de la micropompe, il est donc important de prendre en compte les différents coefficients de pertes associés à la fréquence de fonctionnement (et donc du nombre de Reynolds).

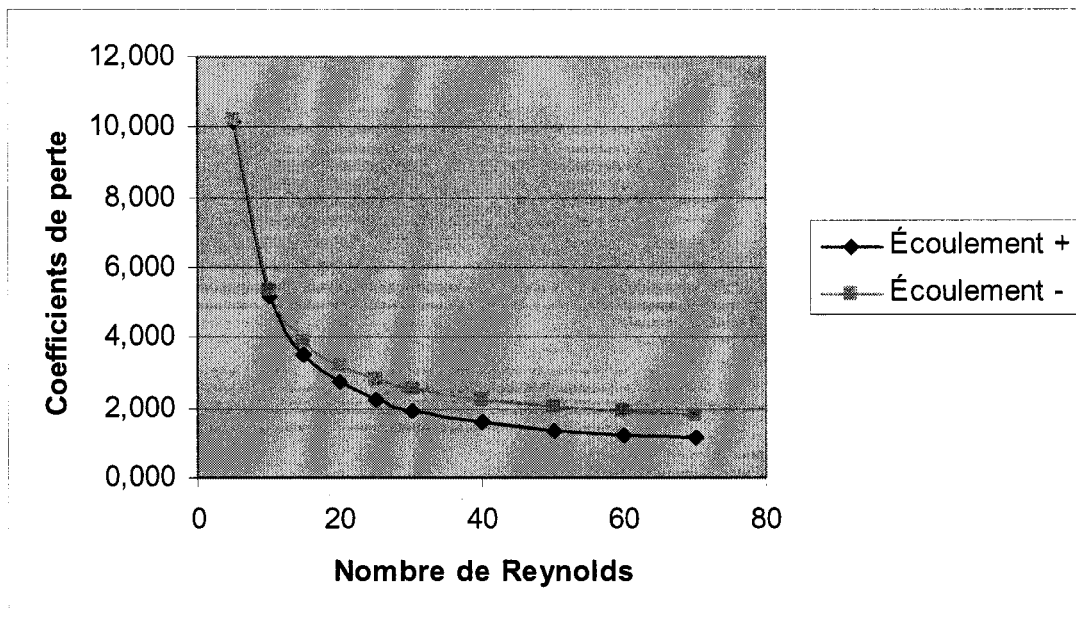


Figure 4.11 : Coefficients de perte de charges dans la direction de l'expansion et dans la direction de la contraction des diffuseurs pour différents nombre de Reynolds.

Finalement, le Pareto démontre que le rapport L/W_1 , n'a pas une influence significative sur le domaine étudié. Toutefois, les performances demeurent supérieures pour une petite ouverture W_1 . D'un point de vue strictement fluide, il serait préférable d'utiliser une ouverture W_1 minimale. Cependant, puisque le dispositif a aussi une fonction de drainage dans son mode passif, il est important de conserver une géométrie minimisant la résistance à l'écoulement. De plus, des dimensions très petites pourraient augmenter le risque de blocage. Pour ces raisons, l'ouverture W_1 et la profondeur des cavités ont été fixées à 100 μm . Le tableau 4.8 résume les paramètres géométriques des diffuseurs.

Tableau 4.8 : Paramètres retenus pour le design du diffuseur.

Nombre de Reynolds considéré	50
Angle d'ouverture 2θ	19°
Ouverture du diffuseur (W_1)	100
Longueur	1,5 mm
Profondeur	100

4.3 Calculs des performances de la micropompe

Le résultat obtenu par la simulation de la déflexion de la membrane et celui sur le coefficient de rectification des diffuseurs permettent d'évaluer analytiquement les performances de la micropompe. Dans cette section, les paramètres de fonctionnement de la pompe permettant d'obtenir le débit voulu sont calculés. Ensuite, à l'aide d'un plan d'expérience, l'importance des paramètres et leur sensibilité sur la réponse sont évalués.

4.3.1 Évaluation des paramètres de fonctionnement

Le calcul des performances de la micropompe a été réalisé avec les équations développées par Ullmann qui ont été présentées à la section 2.5. Les résultats des simulations numériques ont permis de déterminer le volume de fluide déplacé à chaque pulsation ainsi que les coefficients de perte des diffuseurs pour la direction de contraction et pour la direction de l'expansion. Le différentiel de pression entre l'entrée et la sortie de la micropompe provient du cahier des charges. Le paramètre restant à évaluer pour obtenir l'objectif de débit est la fréquence. Toutefois, comme il a été vu à la section précédente, la fréquence est directement liée au nombre de Reynolds du dispositif et donc à la performance du diffuseur.

Pour trouver le nombre de Reynolds effectif, un processus itératif a été utilisé. En partant d'un nombre de Reynolds approximatif, la fréquence de fonctionnement est

calculée par le modèle analytique. Pour cette valeur, il est possible de récupérer le débit passant par le diffuseur de sortie pour chaque pulsation. Le nombre de Reynolds initial est donc comparé à celui calculé numériquement. Le calcul est ensuite recommencé avec le nombre de Reynolds médian, et les coefficients de pertes de charges qui lui sont associés, comme valeurs initiales. Ces étapes sont répétées jusqu'à ce que la différence entre le nombre de Reynolds initial et celui calculé soit inférieur à 1%. Le Tableau 4.9 présente les paramètres de fonctionnement pour obtenir un débit de 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ avec un différentiel de pression de 50 mmHg.

Tableau 4.9 : Paramètres de fonctionnement de la micropompe pour un débit de 5 $\mu\text{l}/\text{min}$.

$V_0 = 0,03 \text{ mm}^3$	$P_{\text{entrée}} = 20 \text{ mmHg}$
Fréquence = 42 Hz	$P_{\text{sortie}} = 70 \text{ mmHg}$
$C_{\text{cont}} = 1,945 \text{ m}^5/\text{kg}^{1/2}$	Débit = 5 $\mu\text{l}/\text{min}$
$C_{\text{exp}} = 2,563 \text{ m}^5/\text{kg}^{1/2}$	$\eta = 1,73$
$A_{\text{col}} = 100 \text{ }\mu\text{m} \times 100 \text{ }\mu\text{m}$	

Le débit de la micropompe a aussi été calculé en fonction de la fréquence pour trois différentes pressions (Figure 4.12). La plage d'opération a été déterminée en considérant le débit minimal et le débit maximal (représentés par les lignes pointillées) déterminés dans le cahier des charges, et ce pour une pression entre 30 mmHg et 70 mmHg. La plage de fonctionnement de notre dispositif se situe donc entre 25 Hz et 48 Hz.

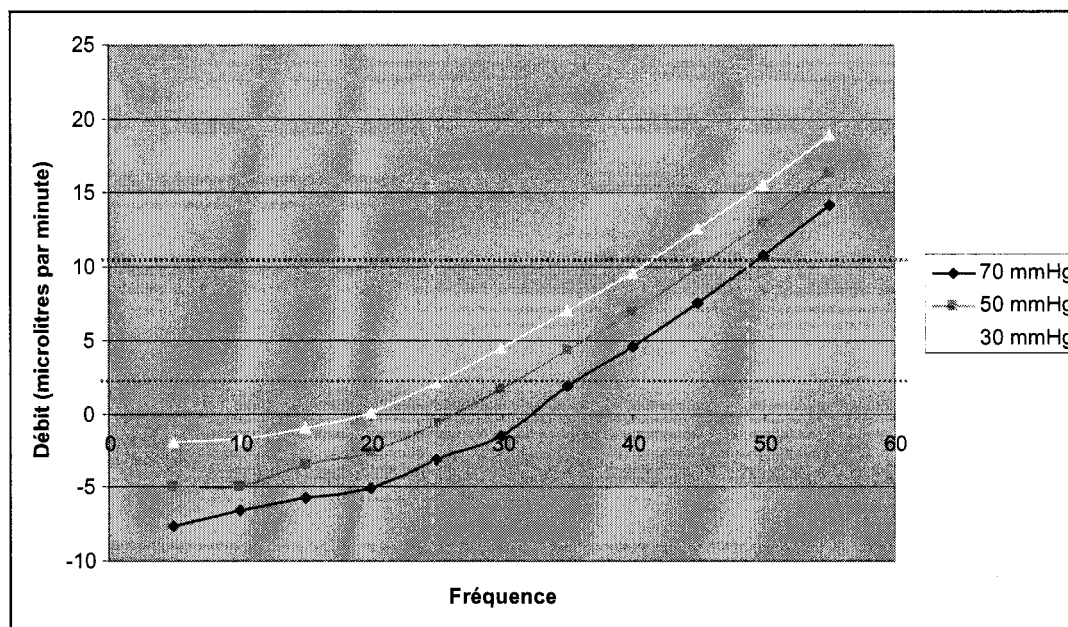


Figure 4.12 : Débit en fonction de la fréquence pour différentes pressions.

4.3.2 Évaluation des paramètres significatifs

À ce stade de l'étude, nous avons déterminé que le type de micropompe évalué pourrait répondre aux critères de débit et de pression de notre cahier des charges, mais que la fréquence d'opération pourrait être problématique pour un implant oculaire puisqu'elle se situe dans l'audible. Il devient donc intéressant d'évaluer la sensibilité des paramètres et d'évaluer les possibilités de les modifier afin de réduire la fréquence de fonctionnement sous les 20Hz de l'audible. Cette étape a été effectuée avec un plan d'expérience à deux modalités pour les cinq facteurs impliqués dans le calcul de la performance de la micropompe. Puisque le design d'expérience contient 32 essais, le tableau complet n'est pas présenté, mais le Tableau 4.10 présente les valeurs extrêmes de la plage de valeurs étudiées pour chaque facteur. La Figure 4.13 quant à elle présente le Pareto de l'analyse statistique.

Tableau 4.10 : Plage de variation des paramètres du modèle analytique.

Facteurs	-1	1
Coefficient de rectification	1,01	1,4
W1 x b	30 μm x 30 μm	100 μm x 100 μm
Volume	0,03 mm^3	0,2 mm^3
Fréquence	1 Hz	75 Hz
Différentiel de pression	1333 Pa (10 mmHg)	6666,5 Pa (50 mmHg)

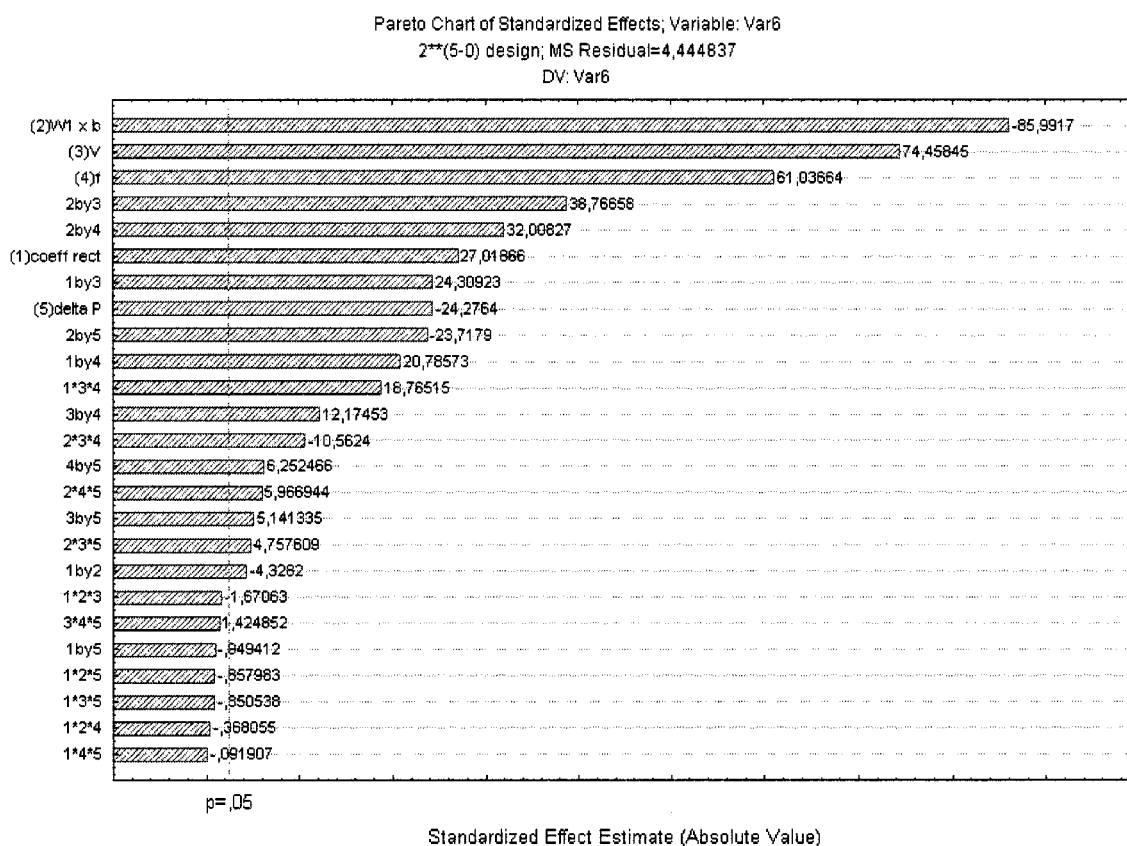


Figure 4.13 : Graphique Pareto des paramètres du modèle analytique.

Le Pareto fait ressortir l'influence significative de plusieurs facteurs sur les performances de la micropompe. Cette information a l'intérêt de démontrer qu'aucun de ces facteurs ne peut être négligé. Les deux facteurs principaux sont l'aire du col du diffuseur ainsi que le volume de fluide déplacé. Ceci est intéressant puisque ces paramètres peuvent, dans une certaine mesure, être modifiés. En effet, il est possible

d'augmenter le diamètre de la cavité de pompage sur le dispositif tout en réduisant la section d'écoulement à l'entrée des diffuseurs. La modification de ces paramètres permettrait de réduire la fréquence de fonctionnement.

Les dimensions de l'entrée du diffuseur et de la profondeur ont été fixées avec l'objectif d'obtenir un écoulement suffisant dans le mode passif du dispositif. En considérant les deux dispositifs de pompage sur l'implant, l'aire d'écoulement en mode passif est de $0,02 \text{ mm}^2$. Cette surface est légèrement inférieure au canal d'un drain ($0,07 \text{ mm}^2$), mais demeure toutefois plus grande que celle du canal de Schlemm.

De la même manière, le diamètre de la cavité de pompage a été fixé en se basant sur le diamètre minimal de la céramique piézo-électrique pouvant être commercialement obtenu. Il devient donc intéressant d'évaluer les performances en utilisant une cavité de pompage plus grande.

La fréquence de fonctionnement de la micropompe requise pour obtenir un débit de $5 \mu\text{l}/\text{min}$ a été calculée en fonction du diamètre de la cavité et pour différentes dimensions de l'entrée du diffuseur. Le volume de fluide déplacé pour chaque valeur du diamètre provient des simulations de la membrane. Le résultat est présenté à la Figure 4.14 :. Il est possible de constater que la fréquence diminue avec l'augmentation du diamètre de la membrane et avec la réduction de l'aire d'entrée du diffuseur. Il serait donc possible de jouer avec ces deux paramètres pour réduire la fréquence de fonctionnement sous les 20 Hz, tout en répondant aux performances de la micropompe désirée.

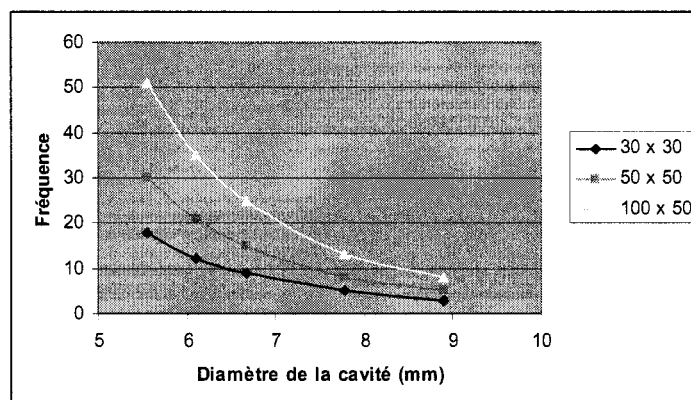


Figure 4.14 : Effets du diamètre de la cavité et de l'ouverture W_1 du diffuseur sur la fréquence de fonctionnement.

CHAPITRE 5

Discussion et recommandations

Les résultats obtenus à l'aide des simulations par éléments finis et à l'aide du modèle analytique démontrent qu'il est théoriquement possible d'utiliser ce design de micropompe pour le traitement du glaucome. En effet, nous avons montré que la pompe étudiée rencontre les contraintes de débit et de pression établies dans le cahier des charges. Ce chapitre présente une critique du cahier des charges à la lumière des résultats et de l'expérience acquise.

5.1 Débit et pression

Pour être utilisée dans le traitement du glaucome, la micropompe doit compenser pour l'augmentation de la résistance à l'écoulement afin d'assurer un débit d'évacuation équivalent à la quantité d'humeur produite. Dans le cahier des charges, nous avons déterminé un débit de $5 \mu\text{l}/\text{min}$ pour une pression de 50 mmHg. Ces valeurs représentent des cas extrêmes pour lesquels la micropompe doit tout de même contrôler la pression intraoculaire. Toutefois, la pression et le débit sont susceptibles de varier sur la période de vie active du dispositif. La micropompe doit donc être en mesure de s'adapter à ces changements de conditions d'opération. Puisque le débit est fortement lié à la fréquence de fonctionnement du dispositif, il est facile de le contrôler. Nous avons vu qu'en variant légèrement la fréquence, la plage de débit permettant la régularisation de la pression intraoculaire (PIO) en toute circonstance, est couverte. De plus, toujours en variant la fréquence, il est possible d'obtenir le débit désiré peu importe la pression.

L'ajustement de la fréquence de fonctionnement de la micropompe pourrait se faire périodiquement suite à une visite chez l'ophtalmologiste. En se basant sur la pression

mesurée, le médecin pourrait décider du débit nécessaire au contrôle de la PIO. Toutefois, de manière encore plus efficace, le dispositif pourrait être relié à un capteur de pression en continu. En effet, il a été démontré que la production d'humeur aqueuse varie selon la période de la journée [45]. Quelques dispositifs de mesure de la pression intraoculaire sont en développement comme celui de Léonardi, à l'EPFL, qui consiste en un capteur intégré sur une lentille cornéenne. Le couplage de ce type de capteur avec la micropompe permettrait des ajustements en temps réel.

5.2 Dimensions, design et matériaux

Nous avons présenté et démontré la capacité de notre dispositif à respecter les contraintes de débit et de pression associées au traitement du glaucome. Toutefois, l'aspect sur lequel il est important d'insister est la dimension du dispositif permettant de répondre au cahier des charges. En effet, le défi majeur réside dans l'objectif d'implanter la micropompe dans la région oculaire. Le design présenté relève donc ce défi en ce qui a trait aux performances et aux dimensions. L'utilisation d'une activation piézo-électrique et de vannes situées sur le même plan que la cavité de pompage, permet d'obtenir un design mince. Cette caractéristique est primordiale vu le peu d'espace disponible entre la cavité et le globe oculaire. De plus, avec une cavité sous la membrane légèrement supérieure à 5 mm, le module de pompage peut être intégré sur un dispositif similaire au drain Molteno.

La possibilité de fabriquer un dispositif mince, répondant toujours aux critères de performance, permet d'utiliser un emballage polymérique moulé en plus de la structure rigide de la micropompe. Cette caractéristique est peu banale puisque l'emballage va jouer un rôle majeur dans la biocompatibilité du dispositif. En effet, le profil des arrêtes et la capacité à suivre la courbe de l'œil sont des aspects qui peuvent réduire les chances d'acceptation du dispositif par le corps humain. L'utilisation de polymère pour l'emballage permet donc d'obtenir une géométrie appropriée.

Les dimensions, la géométrie et les matériaux de l'emballage du design présenté sont basés sur les propriétés du drain Molteno. L'analogie entre notre dispositif et l'implant oculaire le plus étudié pour le traitement du glaucome n'est pas fortuite. En effet, nous avons essayé de conserver les paramètres d'un dispositif actuellement bien connu de manière à faciliter l'acceptation d'une micropompe par le milieu médical. En ayant les propriétés externes semblables au drain Molteno, il est plus facile d'anticiper la réaction du corps humain à l'introduction de l'implant dans la région oculaire. De plus, la procédure de l'intervention chirurgicale sera semblable à celle actuellement appliquée. L'intérêt de notre dispositif consiste donc à introduire une composante active à un dispositif passif déjà bien connu des ophtalmologistes.

5.3 Coût

Il est difficile d'associer un coût au design présenté puisque le dispositif n'a pas été fabriqué. Toutefois, nous croyons qu'il serait difficile de fabriquer un autre type de micropompe à moindre coût. En effet, la simplicité du design présenté permet une fabrication nécessitant peu d'étapes. En utilisant les techniques de microfabrication, il est possible d'envisager la fabrication en parallèle. En effet, il est possible de fabriquer environ 350 dispositifs simultanément sur une plaquette de silicium de 300 mm de diamètre. Avec les techniques de moulage, la préparation de l'emballage polymérique est aussi éligible à la fabrication en parallèle. Finalement, l'assemblage des différentes composantes pourrait certainement être automatisé.

5.4 Durée de vie

La durée de vie du dispositif présenté devrait rencontrer les quatre mois de vie active et les 10 ans de vie passive établis dans le cahier des charges. Les résultats sur la déflexion de la membrane indiquent qu'il serait possible d'augmenter la quantité de fluide déplacé

à chaque pulsation réduisant l'épaisseur de la membrane. Toutefois, cette augmentation se ferait au détriment de la durée de vie de la membrane. Nous sommes convaincu qu'une épaisseur de 100 μm est suffisante en comparant les résultats obtenus par d'autres groupes de recherche, dont celui de M. van Lintel. De plus, les micropompes présentées fonctionnent habituellement près de la fréquence de résonance tandis que notre dispositif vibre à une fréquence relativement faible. En ce qui concerne la durée de vie de la céramique piézo-électrique, l'expérience acquise via d'autres applications démontre que ce sont des actionneurs robustes. Finalement, en considérant un design avec des matériaux similaires à ceux utilisés pour les drains, nous nous assurons de leur viabilité à long terme.

5.5 Consommation énergétique

La consommation énergétique est un défi majeur dans la conception d'implants. En effet, puisque chaque accès à l'implant nécessite une chirurgie, il est primordial de limiter le nombre d'interventions. Si l'alimentation du dispositif est assurée par une pile, cette dernière doit avoir une durée de vie importante. Les bonnes piles actuelles ont des réserves énergétiques approximatives de 500mW·h. Cela signifie que pour durer plus de 4 mois, la consommation énergétique du dispositif doit être inférieure à 0,5 mW. Une alternative serait d'utiliser une alimentation transcutanée, ce qui compliquerait la fabrication du dispositif.

Comme il a été présenté au chapitre précédent, le coefficient de rectification de la micropompe étudiée n'est pas très élevé. Cela signifie qu'une quantité de fluide beaucoup plus importante que nécessaire est déplacée pour obtenir le débit net voulu. En effet, pour une fréquence de 50 Hz, le dispositif a une efficacité d'environ 3%. Cela entraîne donc une perte énergétique non négligeable. Cet aspect est la principale faiblesse de notre dispositif.

5.6 Recommandations et travaux futurs

Nous avons démontré que le design suggéré rencontre le cahier des charges tant pour ses performances, sa biocompatibilité et sa simplicité. Toutefois, il reste certains inconnus, sortant du cadre de ce projet, qui devront être adressés dans de futurs travaux. Premièrement, les méthodes et la fiabilité de l'alimentation énergétique devront être déterminées. Le transfert énergétique transcutané est l'option privilégiée. Cette approche permet d'éviter l'insertion d'un deuxième implant dans la région oculaire. Il serait donc beaucoup plus pratique et sécuritaire de garder la source d'énergie à l'extérieur du patient. De plus, une pile imposerait des contraintes sur la tension d'alimentation et elle nécessiterait l'intégration d'un onduleur sur le dispositif. Le problème majeur associé au transfert transcutané serait d'intégrer les bobines d'induction sur le dispositif.

Deuxièmement, vu la faible performance des vannes à géométrie fixe, il serait intéressant d'évaluer la possibilité d'utiliser des vannes avec un coefficient de rectification beaucoup plus élevé. Il a été déterminé que les vannes actives sont trop complexes pour un implant oculaire. Nous avons mentionné que les vannes passives pourraient entraîner des risques de blocage et empêcheraient l'écoulement libre du fluide en mode passif. Toutefois, à la lumière de l'efficacité des vannes à géométrie fixe, nous croyons qu'il serait pertinent d'évaluer certaines alternatives. Par exemple, une vanne passive pourrait être normalement ouverte et se refermer sous l'effet d'une pression adverse. Ce type de vannes, qui ne nécessiterait pas une étanchéité parfaite, pourrait être fabriqué d'un matériau polymérique flexible. Toutefois, la fréquence de fonctionnement du dispositif devra être suffisamment lente pour permettre à la vanne d'être en phase avec le mouvement de l'actionneur.

Les avantages reliés à une membrane permettant une grande déflexion sont un fonctionnement à basse fréquence et la réduction du volume mort. Il serait intéressant de faire une étude sur la réaction des tissus à une onde acoustique du type généré par une micropompe.

Conclusion

L'objectif de ce projet consistait à concevoir une micropompe appliquée au traitement du glaucome en utilisant des outils de simulation numérique. Bien que des dispositifs de drainage pour le glaucome sont sur le marché et que les micropompes font l'objet de recherche depuis plusieurs années, aucun dispositif actif n'avait été présenté pour compenser la surpression dans l'œil. En se basant sur les caractéristiques de ces dispositifs existants, nous avons donc dimensionné et étudié une micropompe répondant au cahier des charges que nous avons élaboré pour le traitement du glaucome.

Le choix du dispositif de pompage qui a été retenu à l'origine était principalement basé sur sa facilité de fabrication et sa robustesse. Après avoir évalué plusieurs approches pour la modélisation, nous avons choisi de séparer la simulation structurelle associée à la déflexion de la membrane et la simulation fluide associée à l'écoulement dans le diffuseur. L'évaluation des performances de la micropompe a ensuite pu être effectuée en intégrant les résultats des deux simulations ANSYS dans un modèle analytique résolu avec le logiciel MATLAB. Afin d'optimiser les paramètres de design de la micropompe, nous avons eu recours à une approche statistique utilisant le design d'expérience.

En utilisant l'approche statistique, les paramètres de design ayant une influence significative sur la performance de la micropompe ont été mis en évidence. Suite à ces résultats, nous avons implicitement établi la priorité sur les paramètres de design permettant d'obtenir une performance optimale. Nous avons aussi démontré qu'il était possible d'utiliser une micropompe pour le traitement du glaucome à l'intérieur des paramètres géométriques définis.

Dans le cadre de ce projet, la biocompatibilité, l'apport énergétique et la mise en production n'ont pas été systématiquement évalués. Ces aspects devront être adressés dans un projet futur. Le défi majeur résidera dans la méthode de transfert d'énergie.

L'approche transcutanée devra être privilégiée et l'intégration des composantes électroniques devra être étudiée en détails.

Il apparaît très plausible que les solutions aux problèmes soulevés puissent être trouvées et qu'une micropompe devienne un des traitements pour le glaucome. Il faudra voir si la communauté médicale accueillera favorablement la venue de ce nouveau traitement.

ANNEXE A

Dans le cadre de ce projet, un prototype a été fabriqué avec l'objectif de valider les résultats de simulation numérique et de démontrer la faisabilité d'utiliser une micropompe pour le traitement du glaucome. Le dispositif a été fabriqué à l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne, dans le laboratoire d'actionneurs intégrés (LAI). Lors de l'évaluation des possibilités de fabrication du dispositif, suite à une discussion avec le responsable du Centre de Micro- et Nanotechnologies (CMI), il est apparu que plusieurs alternatives devaient être envisagées. L'utilisation des techniques de microfabrication nécessitait un temps important et des coûts élevés. Les techniques alternatives de micro-usinage, l'électroérosion à fil et la découpe laser permettaient de diminuer les coûts pour un prototype, au prix d'une plus faible précision. Pour le prototype, il a donc été décidé d'utiliser la découpe laser en remplacement des techniques de microfabrication pour des considérations de coûts. Les avantages et inconvénients associés aux techniques évaluées sont présentés plus loin dans cette section.

Les aspects de design considérés pour le prototype se sont limités au corps de la micropompe et non à ceux d'un dispositif implantable. En plus d'évaluer le choix de la technique de fabrication, il était important de trouver la céramique piézo-électrique permettant d'obtenir des résultats optimaux. Comme il a été mentionné dans le corps de ce mémoire, la céramique offrant les meilleures performances provenait de la compagnie japonaise Fuji Ceramics Corporation. Puisque des délais de livraison ont empêché d'utiliser cette céramique pendant le séjour, nous avons fabriqué une céramique PZT dans les laboratoires du département de génie des matériaux de l'EPFL.

L'utilisation d'une céramique piézo-électrique dont les propriétés étaient inconnues n'a pas permis de réaliser une comparaison judicieuse des résultats expérimentaux avec ceux des simulations. Toutefois, la fabrication du dispositif a permis de démontrer sa capacité

à pomper ainsi que de permettre de se familiariser avec différentes techniques de fabrication et avec la réalisation d'une céramique piézo-électrique.

A.1 Design

Pour la fabrication d'un prototype, l'intérêt consistait à évaluer la déflexion de la membrane et à évaluer les performances de la micropompe. Les aspects importants de conception résidaient donc dans la géométrie de la cavité de pompage, dans le matériau de la membrane ainsi que dans le choix de la céramique piézo-électrique et de la méthode d'assemblage de cette dernière sur le dispositif. La fabrication du prototype nécessitait donc la création d'une cavité, dont la géométrie est présentée à la figure A-1. Cette cavité est scellée par une membrane en titane d'une épaisseur de 50 μm . La céramique piézo-électrique est ensuite collée sur la membrane à l'aide d'un époxy conducteur.

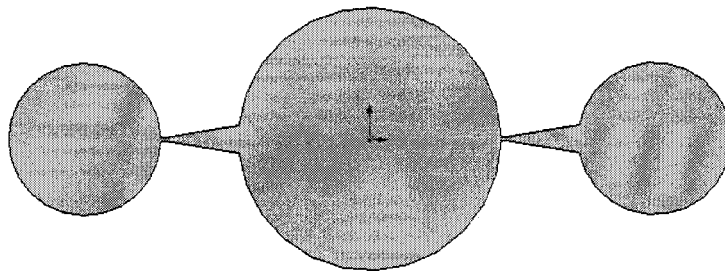


Figure A.1 : Géométrie de la cavité pour le prototype de la micropompe

A.2 Techniques de fabrication

A.2.1 Microfabrication

Pour un dispositif implantable, la fabrication serait effectuée avec les outils de microfabrication utilisés pour les MEMS et les circuits intégrés. Le procédé de microfabrication pour la micropompe est sommairement décrit au troisième chapitre. Les deux principaux avantages à utiliser ces méthodes de fabrication sont l'excellente précision d'usinage pouvant être obtenue, tant pour la définition des motifs que pour la qualité des surfaces, ainsi que la possibilité de produire les dispositifs en parallèle (« batch processing »). Le transfert de motifs par les procédés de photolithographie permet d'obtenir des composantes ayant des dimensions submicroniques. La gravure profonde par ions réactifs, un procédé couramment utilisé aujourd'hui, permet d'obtenir la cavité de 100 μm avec des parois verticales et très lisses. La Figure 2.8, du chapitre 2, démontre un diffuseur gravé par ce procédé plasma. Les techniques de microfabrication sont donc essentielles à la réalisation d'un dispositif implantable pour obtenir les dimensions voulues. Toutefois, dans l'objectif de valider les résultats numériques et de démontrer la faisabilité d'utiliser une micropompe pour le traitement du glaucome, d'autres outils de micro-usinage peuvent être intéressants à évaluer pour la fabrication d'un prototype.

A.2.2 Électroérosion

L'une des techniques évaluée est l'usinage par électroérosion à fil. Cette technique permet d'obtenir un prototype rapidement et à peu de frais. L'électroérosion à fil permet d'usiner une pièce, dans un matériau conducteur, en utilisant des décharges électriques pour enlever de la matière. Lors de l'usinage, il n'y a pas de contact mécanique entre l'électrode et le matériau, ce qui permet d'éviter les déformations. La précision de l'usinage par électroérosion dépend de la dimension de l'électrode (le fil). Le plus petit

fil disponible sur l'appareil évalué était de 20 μm de diamètre. C'est le diamètre minimal typique que l'on retrouve sur les appareils commerciaux. Bien que la dimension de l'ouverture du diffuseur soit de 50 μm , il aurait été difficile d'usiner le rayon de courbure à l'entrée du diffuseur de manière précise et reproductible. De plus, l'usinage par électroérosion laisse un fini de surface rugueux pour les dimensions du dispositif. Il aurait été possible d'utiliser cette méthode de fabrication pour le prototype de notre dispositif, mais la disponibilité d'autres méthodes de fabrication ayant une précision supérieure et un meilleur fini de surface ont mené à la décision de laisser tomber cette alternative pour la découpe laser.

A.2.3 Découpe laser

L'une des options disponibles à l'EPFL pour le micro-usinage du dispositif était la découpe par laser. Le groupe de micro-usinage et sources laser du laboratoire de photonique avancée, dirigé par le Dr. Thomas Sidler, possédait une expérience dans la découpe, le perçage et la soudure par laser Nd-YAG de différents matériaux dont les métaux, les céramiques et les verres. Comme pour l'usinage par électroérosion, les axes de déplacement de la table d'usinage permettent la découpe de formes circulaires. Par rapport à l'électroérosion, la découpe laser possède deux avantages significatifs. Premièrement, la dimension du trait de coupe est d'environ 10 μm de diamètre, ce qui est deux fois plus petit que pour la technique précédente. La largeur du trait de coupe au laser permet d'augmenter la résolution des motifs, ce qui est pertinent pour les rayons de courbure à l'entrée du diffuseur. Deuxièmement, la découpe laser est moins contraignante en ce qui a trait aux matériaux utilisés. Pour la fabrication du prototype, cette caractéristique n'est pas nécessairement un avantage puisque le matériau envisagé est le titane. Toutefois, la découpe laser doit être utilisée pour usiner la céramique piézo-électrique. Le problème majeur associé à la découpe laser est la bavure causée par la fusion du matériau sous l'influence du faisceau laser. Ce léger renflement doit être enlevé par polissage, car il rend difficile l'étanchéité de la cavité de pompage par

compression. La figure A.2 illustre la découpe laser sur le titane. L'observation du diffuseur en titane démontre quelques imperfections provenant de la coupe laser ainsi qu'une surface rugueuse. Les imperfections peuvent être la cause d'une diminution de la performance des diffuseurs, tandis que la rugosité de surface peut affecter l'étanchéité de la pompe.

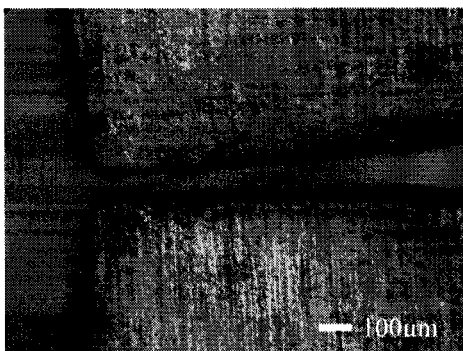


Figure A.2 : Illustration de la découpe laser sur le titane.

A.3 Céramique piézo-électrique

Pour faire les essais expérimentaux de la micropompe, il était nécessaire d'avoir une céramique piézo-électrique. À cause de délais de livraison, la céramique commandée auprès de la compagnie Fuji Ceramics n'était pas disponible pour tester la pompe à l'intérieur des délais de ce projet. De manière à évaluer la capacité de pompage du design, nous avons fabriqué une céramique piézo-électrique avec l'aide du département de génie des matériaux de l'École Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL).

Une céramique PZT ayant 400 μm d'épaisseur a donc été fabriquée à partir du matériau BM500 de la compagnie Sensortech. Toutefois, à cette étape, le matériau ne possède pas de propriétés piézo-électriques puisque les domaines de Weiss ne sont pas alignés. De plus, la céramique n'est pas de la forme voulue, soit un disque de 5 mm de diamètre. La découpe doit se faire par laser puisque la céramique n'est pas conductrice. Pour

simplifier les manipulations, la polarisation a été effectuée après la découpe de la céramique.

La polarisation a été effectuée à l'aide d'un montage maison constitué d'un bain d'huile pouvant monter à 500°C et d'une source de haute tension pouvant appliquer 2000 V. De manière à assurer l'application d'un champ électrique uniforme, des électrodes en or ont été déposées sur les surfaces de la céramique à l'aide d'un pulvérisateur Denton Desk II. L'échantillon a ensuite été placé dans le bain d'huile à une température de 400°C et soumis à une tension de 1200V pour une durée de 120 s.

Malheureusement, au moment où la céramique piézo-électrique a été fabriquée, aucun équipement n'était disponible pour mesurer les propriétés mécaniques et piézo-électriques du matériau. Toutefois, la céramique démontrait des caractéristiques piézo-électriques permettant d'évaluer la capacité de pompage du dispositif, comme l'ont démontrés les essais avec le dispositif de pompage.

A.4 Assemblage

L'objectif de fabriquer un prototype avec des techniques autres que par la microfabrication était de réduire les coûts et d'optimiser les délais de fabrication. La méthode d'assemblage compatible avec la découpe laser et permettant une grande flexibilité consiste à compresser les plaques de métal usinées entre deux blocs d'acier (figure A.3). Ces blocs ont été usinés avec des outils de fabrication conventionnelle et les surfaces ont ensuite été polies pour assurer une étanchéité. Puisqu'il est possible de changer les pièces intermédiaires en dévissant seulement les blocs de compression, il est facile de modifier les paramètres de design comme l'épaisseur de la membrane ou la profondeur de la cavité. Pour assurer une bonne étanchéité, la compression des plaques est assurée par huit vis de serrage disposées uniformément autour de la cavité de pompage.

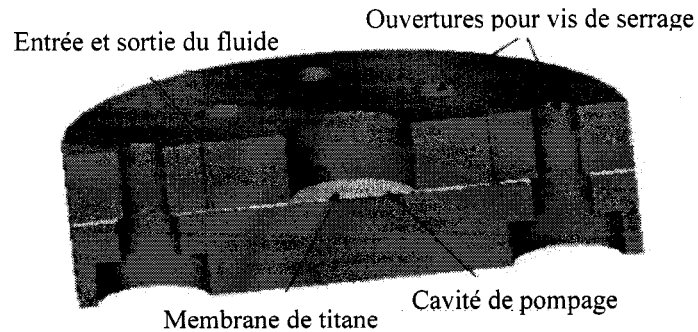


Figure A.3 : Illustration du prototype assemblé.

Le matériau choisi pour la cavité de pompage et la membrane est le titane. Ce matériau a été choisi pour ses propriétés mécaniques, comme présenté dans le corps de ce mémoire, et pour sa biocompatibilité. L'épaisseur de la membrane a été fixée à 50 μ m pour la fabrication du prototype.

La céramique piézo-électrique a été collée sur la membrane de titane avec un époxy conducteur. L'assemblage a été effectué manuellement sous un microscope afin de s'assurer que le piézo-électrique était bien centré. Une attention particulière a été portée à l'application de l'époxy pour éviter tout débordement pouvant créer un court-circuit entre les deux électrodes. Puisque le prototype est entièrement constitué de métal et que la céramique a été collée avec un époxy conducteur, le fil relié à la masse a été connecté à l'une des vis de serrage. L'électrode supérieure a été connectée en collant un fil avec de l'époxy conducteur.

A.5 Montage expérimental

Un banc d'essais a été réalisé pour mesurer la pression que pouvait fournir la pompe et pour mesurer l'amplitude de la déflexion de la membrane. Pour la mesure de pression, un tube a été connecté à l'entrée du diffuseur et l'autre à la sortie. Les deux tubes ont été montés perpendiculairement au dispositif et remplis d'eau. Une fois que les deux colonnes étaient stabilisées à la même hauteur, le dispositif pouvait être mis en marche et la mesure de pression se calculait en comparant la différence de hauteur des deux colonnes.

La mesure de la déflexion de la membrane a été réalisée à l'aide d'un vibromètre Polytec CLV-2000. Cet appareil permet de mesurer la vitesse et le déplacement d'un point sur un objet vibrant en utilisant le principe d'interférence et l'effet Doppler. La mesure s'effectue en focalisant un laser HeNe sur un point à la surface de la membrane de la micropompe. Lorsque le faisceau laser, qui possède une fréquence f_0 , frappe la surface se déplaçant à la vitesse v , il est réfléchi avec un décalage en fréquence f_D déterminé par l'effet Doppler.

$$f_D = \frac{2|v|}{\lambda}$$

La longueur d'onde λ du laser HeNe est $0,6328 \mu\text{m}$. Le décalage en fréquence ainsi mesuré permet de déterminer la vitesse de déplacement de la membrane. En connaissant la fréquence de fonctionnement, il est possible d'en déduire l'amplitude de déplacement. Puisque la mesure est basée sur la vitesse de déplacement de la membrane, il est important de bien centrer le faisceau de manière à en trouver l'amplitude maximale.

La mesure du débit n'a pas été effectuée, car le montage aurait été plus complexe à réaliser, ce qui n'était pas envisageable à l'intérieur des contraintes de temps. La façon la plus simple de calculer le débit était de chronométrer le temps nécessaire au liquide

pour franchir une certaine distance. La difficulté du montage provenait de l'évaporation très rapide du liquide à l'intérieur du tube d'un diamètre interne de 500 μm . La meilleure alternative aurait été d'utiliser un débitmètre très précis ou d'avoir un montage fermé réduisant au maximum l'évaporation du liquide.

A.6 Résultats et discussion

Les essais expérimentaux sur le prototype fabriqué ont démontré la capacité de la micropompe à fournir une pression de 400 Pa (3 mmHg) à une fréquence de 4,5 kHz, soit la fréquence de résonance. Il apparaît évident que les performances démontrées ne rencontrent pas le cahier des charges établi pour valider l'utilisation d'une micropompe dans le traitement du glaucome. Toutefois, ce résultat démontre le principe de rectification des diffuseurs et la capacité de ce design, non optimisé, à pomper un fluide.

Les causes pouvant être à l'origine de cette faible performance sont multiples. Premièrement, la céramique utilisée ne possédait pas les propriétés piézo-électriques optimales et elle avait une épaisseur quatre fois supérieure à la céramique C91H de Fuji Ceramics. Deuxièmement, il est probable que l'étanchéité du dispositif testé soit déficiente. Les traces laissées par le fluide sur les parois de la cavité du dispositif laisse croire à la présence d'air durant le pompage. Ce phénomène pourrait être causé par la cavitation ou par une mauvaise étanchéité. En effet, puisque la découpe laser laisse une bavure, il est possible que le serrage n'ait pas été uniforme sur toute la surface laissant une légère infiltration d'air.

La figure A.4 présente les résultats expérimentaux de la déflexion maximale au centre de la membrane. Les résultats sont supérieurs à ceux obtenus par la simulation puisque la plage de fréquence observée est plus élevée et qu'elle est près de la fréquence de résonance. Cette plage de fréquences ne conviendrait pas au traitement du glaucome puisque le débit serait trop élevé. De plus, l'onde acoustique créée pourrait entraîner un

inconfort sonore pour le patient. Cet effet a pu être observé qualitativement lors des essais. Ces résultats démontrent l'importance de dimensionner la pompe de manière à obtenir un débit précis avec une faible fréquence de fonctionnement plutôt que de chercher le débit maximal pouvant être obtenu.

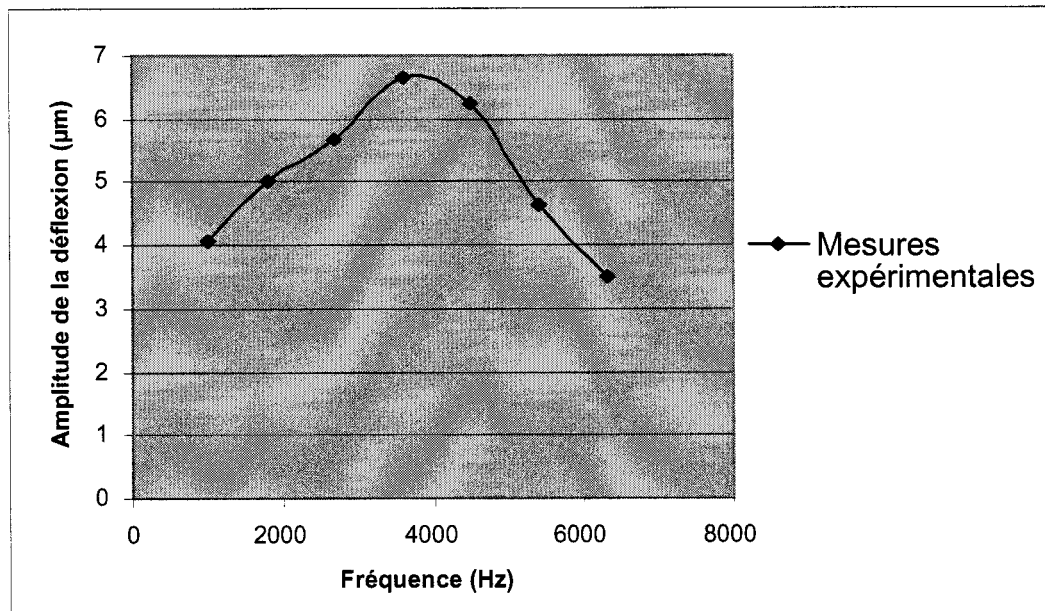


Figure A.4 : Amplitude de la déflexion de la membrane pour la simulation numérique et le prototype expérimentale.

Des contraintes de temps et de matériaux n'ont pas permis de caractériser rigoureusement le prototype et de valider les résultats des simulations numériques. Pour la continuité du projet, un prototype validant les résultats numériques devra être réalisé. Les procédés de microfabrication devront être utilisés afin de minimiser les erreurs associées à la technique de fabrication. De plus, il sera intéressant d'utiliser les matériaux susceptibles à constituer le dispositif implantable.

Références

1. Therkelsen, D.A., Quirk, W.R. 2001. «Glaucoma in the 21st Century : New ideas, Novel Treatments». *Dain Rauscher Wessels*. 26 p.
2. Elolia, R., Stokes, J. 2000. Série de monographies sur les maladies liées au vieillissement : XI. Glaucome. In. Site de l'Agence de santé publique du Canada. [En ligne]. http://www.phac-aspc.gc.ca/publicat/cdic-mcc/19-4/d_f.html (page consulté le 6 mars 2005).
3. Tuck, M.W., Crick, R.P. 1998. «The age distribution of primary open angle glaucoma». *Ophthalmic Epidemiology*. 5:4. 173-183.
4. The AGIS investigators 2000. «The Advanced Glaucoma Intervention Study (AGIS):7. The Relationship Between Control of Intraocular Pressure and Visual Field Deterioration». *American Journal of Ophtahlmology*. 429-440.
5. Eid, T.M., Spaeth, G.L. 2000. *The Glaucomas : Concepts and Fundamentals*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphie, 323p.
6. Coleman, A. 1999. «Glaucoma». *Lancet*. 354. 1803-1810.
7. Smith, M.F. et al. 1995. «Comparison of the Baerveldt glaucoma implant with the double-plate Molteno drainage implant». *Archive of Ophthalmology*. 113:4. 444-447.
8. Krishna, R. et al. 2001. «Intermediate-term Outcomes of 350-mm² Baerveldt Glaucoma Implants». *Ophthalmology*. 108. 621-626.
9. Lim, K.S., Allan, B.D.S., Lloyd, A.W., Muir, A., Khaw, P.T. 1998. «Glaucoma drainage devices; past, present, and future». *British Journal of Ophthalmology*. 82. 1083-1089.
10. Lim, K. et al. 1999. «Cell and protein adhesion studies in glaucoma drainage device development». *British Journal of Ophthalmology*. 83. 1168-1171.
11. Lloyd, A., Faragher, R., Denyer, S. 2001. «Ocular biomaterials and implants». *Biomaterials*. 22. 769-785.
12. Boswell, C., Noecker, R., Mac, M., Snyder, R., Williams, S. 1999. «Evaluation of an Aqueous Drainage Glaucoma Device Constructed of ePTFE». *Journal of Biomedical Material Research*. 48. 591-595.
13. Gravesen, P., Branebjerg, J., Jensen, O.S. 1993. «Microfluidics - a review». *J. Micromech. Microeng.* 3. 168-182.
14. Smits, J.G. 1990. «Piezoelectric micropump with three valves wording peristaltically (for insulin delivery)». *Sensors and Actuators*. 21, 1-3, 203-206.
15. van Lintel, H. 1988. «A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon». *Sensors and Actuators*. 15. 153-167.

16. Cao, L., Mantell, S., Polla, D. 2001. «Design and simulation of an implantable medical drug delivery systems using microelectromechanical systems technology». *Sensors and Actuators*. 94. 117-125.
17. Laumann, Jr., Carl, W. 27 mars 1990. *Micro miniature implantable pump*. [En ligne]. 13p. Int. Cl. F04B 017/00. Brevet américain 4,911,616. <http://patft.uspto.gov> (page consulté le 5 mars 2005)
18. Hartley, F. 28 décembre 1999. *Micromachined peristaltic pumps*. [En ligne]. 16p. Int. Cl. F04B 017/00. Brevet américain 6,007,309. <http://patft.uspto.gov> (page consulté le 5 mars 2005)
19. Richter, A., Sandmaier, H. 1990. «An Electrohydrodynamic Micropump». *MEMS, Proc., An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Robots. IEEE*. 99-104.
20. Nguyen, N.T., White, R.M. 1999. «Design and optimization of an ultrasonic flexural plate wave micropump using numerical simulation». *Sensors and Actuators*. 77. 229-236.
21. Meng, A.H., Nguyen, N.T., White, R.M. 2000. «Focused Flow Micropump Using Ultrasonic Flexural Plate Waves». *Biomed. Microdevices*. 2:3. 169-174.
22. Zengerle, R., Ulrich, J., Kluge, S., Richter, M., Richter, A. 1995 «A bidirectional silicon micropump». *Sensors and Actuators A*. 50. 81-86.
23. Schomburg, W.K., Ahres, R., Bacher, W., Engemann, S., Krehl, P., Martin, J. 1997. «Long-Term Performance Analysis of Thermo-Pneumatic Micropump Actuators». *Proc. 1997 Int. Conf. on Solid-State Sensors and actuators*. 365-368.
24. Khoo, M., Liu, C. 2000. «A Novel Micromachine Magnetic Membrane Microfluid Pump». *Proc. of the 22nd Annual EMBS Intern. Conf.*, Chicago, 2394-2397.
25. Benard, W.L., Kahn, H., Heuer, A.H., Huff, M.A. 1998. «Thin-Film Shape-Memory Alloy Actuated Micropumps». *J. Microelectromechanical Systems*. 7:2. 245-251.
26. Maillefer, D., Gamper, S., Frehner, B., Balmer, P., van Lintel, H., Renaud, P. 2001, «A high-performance silicon micropump for disposable drug delivery systems». 413-417.
27. Cunneen, J., Lin, Y.C., Caraffini, S., Boyd, J.G., Hesketh, P.J., Lunte, S.M., Wilson, G.S. 1998. «A positive displacement micropump for microdialysis». *Mechatronics*. 8. 561-583.
28. Stemme, G., Stemme, E. 1993. «A valve-less diffuser/nozzle based fluid pump». *Sensors and actuators A*. 39. 159-167
29. Olsson, A., Stemme, G., Stemme, E. 1995. «A valve-less planar fluid pump with two pump chambers». *Sensors and Actuators A*. 46:47. 549-556.

30. Olsson, A., Enoksson, P., Stemme, G., Stemme, E. 1995. «A valve-less planar pump isotropically etched in silicon». *J. Micromechanics and Microengineering*. 6. 87-91.
31. Olsson, A., Enoksson, P., Stemme, G., Stemme, E. 1997. «Micromachined Flat-Walled Valveless Diffuser Pumps». *J. Microelectromechanical Systems*. 6:2. 161-166.
32. Olsson, A., Larsson, O., Holm, J., Lundbladh, L., Ohman, O., Stemme, G. 1998. «Valve-less diffuser micropumps fabricated using thermoplastic replication». *Sensors and Actuators*. 64. 63-68.
33. Olsson, A., Stemme, G., Stemme, E. 1999. «Numerical Simulations of Flat-walled diffuser Elements for Valveless Micropumps». *Technical Proceedings of the 1999 International Conference on Modeling and Simulation of Microsystems*. 585-588
34. Laser, D.J., Santiago, J.G. 2004. «A review of micropumps». *J. Micromechanics and Microengineering*. 14. 35-64.
35. Imaoka, S. 1999. «Conversion of Piezoelectric Material Data». *ANSYS collaborative solutions*. [En ligne]. <http://www.csi-ansys.com> (consulté en août 2001).
36. White, F.M. 1994. *Fluid Mechanics 3rd ed.*, McGraw-Hill, New-York, 736p.
37. Ullmann, A. 1998. «The piezoelectric valve-less pump-performance enhancement analysis». *Sensors and Actuators A*. 69. 97-105.
38. Banerjee, D., Yano, K., Bart, S.F. 2001. «System Model for a Novel No Moving Parts Diffuser Valve Based Diaphragm Actuated Micro Pump». *Modeling and Simulation of Microsystems*. 578-581.
39. Merck Frosst. 2005. Le Glaucome. In *Merck Frosst*. [En ligne] <http://www.merckfrosst.ca/f/health/glaucoma/home.html> (page consulté le 5 mars 2005)
40. Ophtamo.net. Comment fonctionne l'œil. In *Comité de Lutte Contre le Glaucome*. [En ligne] <http://www.snof.org/clg.html> (page consulté le 5 mars 2005)
41. Medem. http://www.wa-eyemd.org/anatomy-canal_of_Schlemm.htm (page consulté juillet 2000)
42. Wilson, R. 2005. Nd:YAG Cyclophotocoagulation for Difficult Glaucoma. In. *Glaucoma Service Foundation to prevent Blindness*. [En ligne]. <http://www.wills-glaucoma.org/yag.htm> (consulté le 5 mars 2005)
43. Molteno Ophthalmic Limited. 2005. [En ligne]. <http://www.molteno.com> (consulté le 5 mars 2005)
44. Forster, F., Bardell, R., Afromowitz, M., Sharma, N., Blanchard, A. 1995. «Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps». *Proceeding of the ASME Fluids Engineering Division*. 234. 39-34

45. Saccà, SC., Rolando, M., Marletta, A., Macrì, A., Cerqueti, P., Ciurlo, G. 1998. «Fluctuations of Intraocular Pressure during the Day in Open-Angle Glaucoma, Normal-Tension Glaucoma and Normal Subjects». *Ophthalmologica*. 212. 115-119.
46. Fuji Ceramics Corporation. 2005. Le matériau PZT mou In. *Site de Fuji Ceramics Corporation* [En ligne]. <http://www.fujicera.co.jp/product/e/index.html> (page consulté le 5 mars 2005)