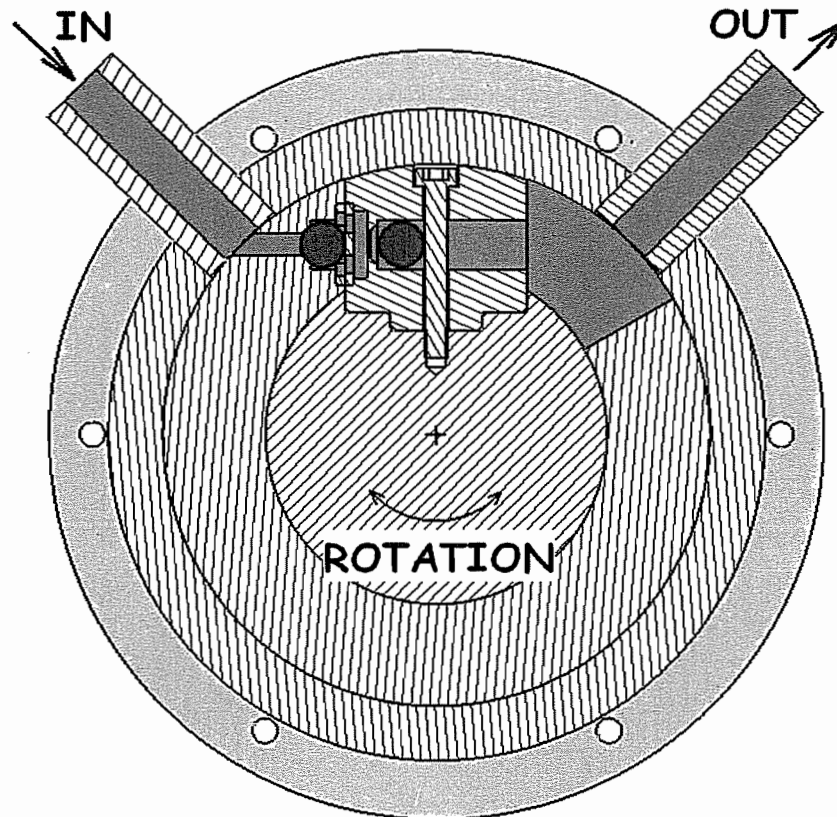


Université Libre de Bruxelles Service de mécanique analytique et cfao Av. F.D. Roosevelt, 50 CP 165/14 1050 Bruxelles N° de convention: 001/4632	Université de Liège Service de méthodes de fabrication Chemin des Chevreuils, 1 4000 Liège N° de convention : 001/4633	Université catholique de Louvain Unité PRM Place de l'université, 1 1348 Louvain-La-Neuve N° de convention : 001/4516
---	--	---

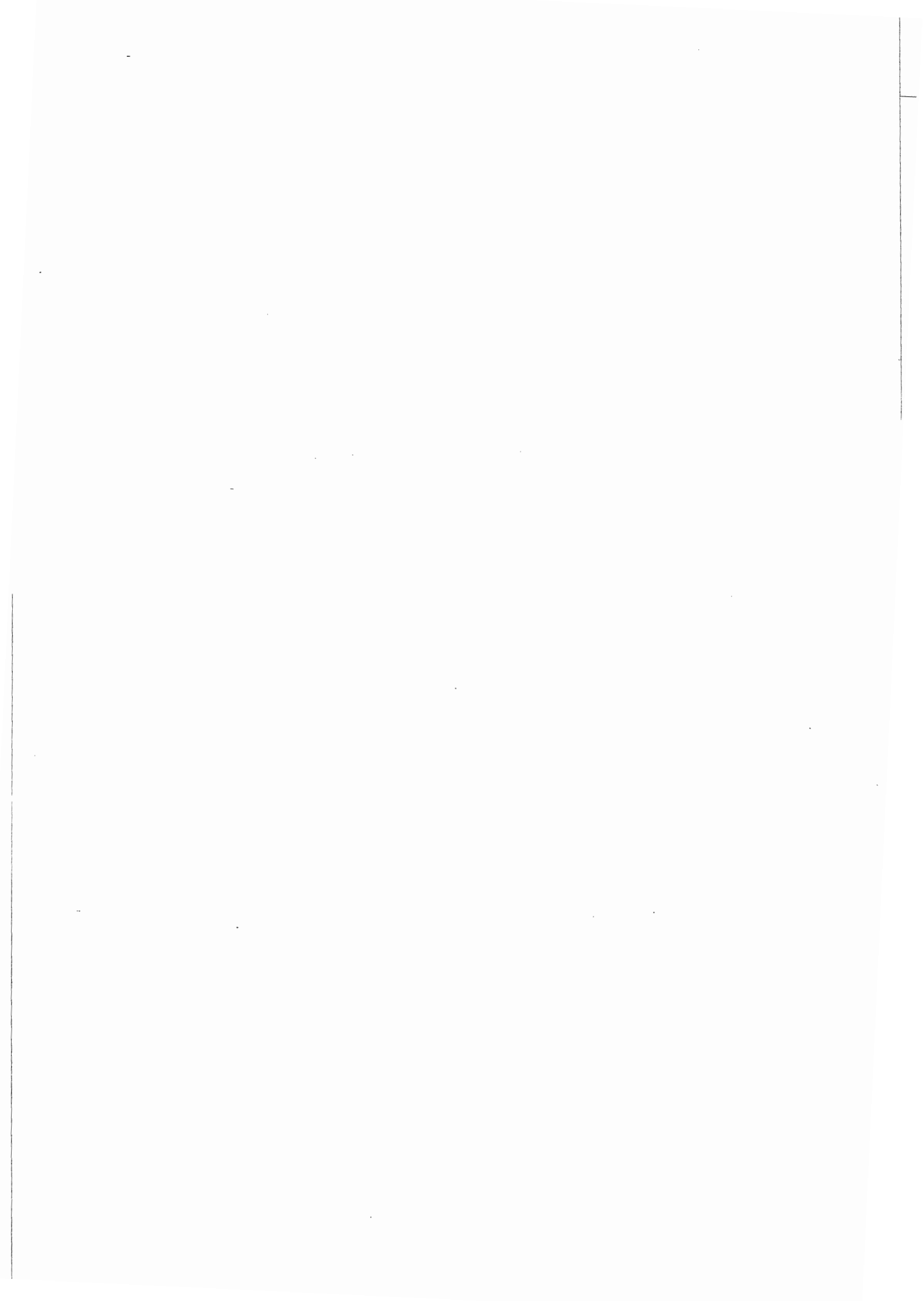
RAPPORT FINAL DE SYNTHÈSE DU PROJET 4M- μ POMPE (2001-2003)

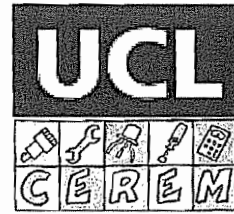
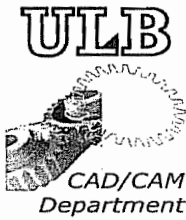
*B. RAUCENT(UCL), E. DEREINE(UCL), O. SMAL(UCL),
J.F. DEBONGNIE(ULG), P. MERKEN(ULG),
A. DELCHAMBRE(ULB), V. CROQUET(ULB)*



Project sponsored by the region wallonne



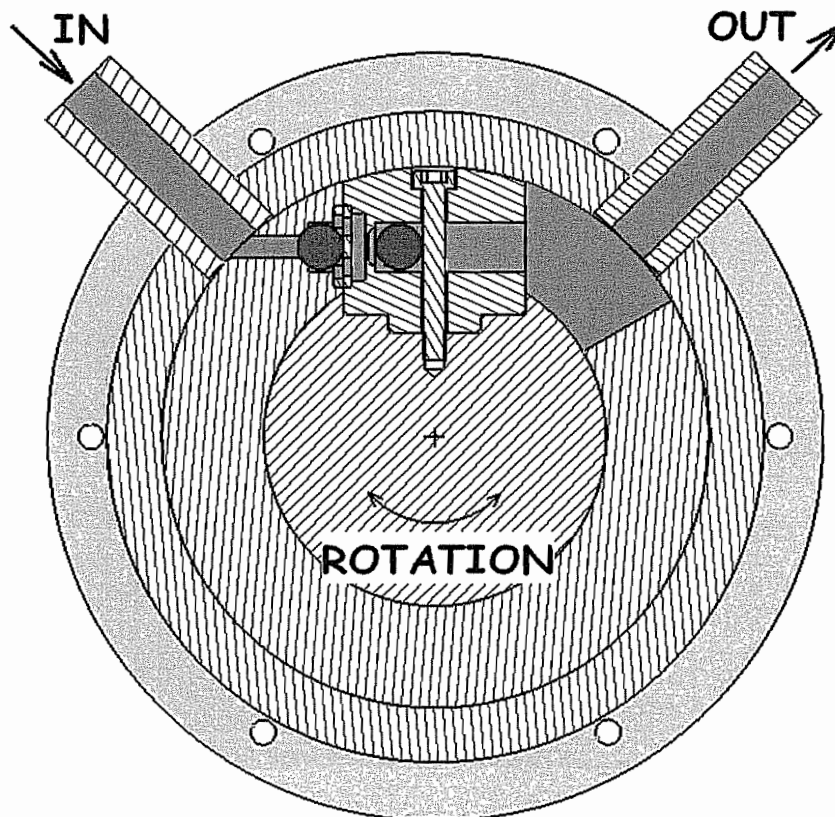




Université Libre de Bruxelles Service de mécanique analytique et cfao Av. F.D. Roosevelt, 50 CP 165/14 1050 Bruxelles N° de convention: 001/4632	Université de Liège Service de méthodes de fabrication Chemin des Chevreuils, 1 4000 Liège N° de convention : 001/4633	Université catholique de Louvain Unité PRM Place de l'université, 1 1348 Louvain-La-Neuve N° de convention : 001/4516
---	--	---

RAPPORT FINAL DE SYNTHÈSE DU PROJET 4M- μ POMPE (2001-2003)

B.RAUCENT(UCL), E.DEREINE(UCL), O.SMAL(UCL),
J.F.DEBONGNIE(ULG), P.MERKEN(ULG),
A.DELCHAMBRE(ULB), V.CROQUET(ULB)



Project sponsored by the region wallonne



Table des matières

1. RESUME.....	5
1.1. INTRODUCTION.....	5
1.2. OBJECTIFS DE LA RECHERCHE	5
1.3. RESULTATS SCIENTIFIQUES	5
1.4. RESULTATS TECHNOLOGIQUES.....	6
1.5. PERSPECTIVES DE VALORISATION DE LA POMPE	6
2. TRAVAUX REALISES DANS LE CADRE DE LA RECHERCHE.....	8
2.1. PRE-ETUDE.....	8
2.1.1. <i>Etat de l'art des pompes doseuses.....</i>	8
2.1.2. <i>Investigations sur les micro-actionneurs</i>	9
2.1.3. <i>Investigations dans le domaine médical.....</i>	10
2.1.4. <i>Cahier des charges du projet pompe.....</i>	11
2.1.5. <i>Techniques de microfabrication.....</i>	11
2.1.6. <i>Principe de l'électroérosion à fil</i>	12
2.2. AVANT-PROJET : CONCEPTION DE PRINCIPE ET CHOIX DES MATERIAUX.....	13
2.2.1. <i>Évolution des concepts.....</i>	13
Pompe à piston à guidage linéaire : recherches et premier dimensionnement des membranes	14
Calculs et premier dimensionnement d'un actionneur à aimants permanents	16
2.2.2. <i>Choix des matériaux.....</i>	17
2.2.3. <i>Critique d'une solution utilisant des roulements</i>	18
2.2.4. <i>Avantages du col circulaire.....</i>	19
2.2.5. <i>Modélisations FLUX2D d'actionneurs à aimants permanents.....</i>	19
2.2.6. <i>Alliages à mémoire de forme.....</i>	20
2.2.7. <i>Etude des soufflets.....</i>	22
2.3. ETUDES PARTIELLES DE FAISABILITE SUR BASE D'EXPERIENCES PILOTES	23
2.3.1. <i>Modèle 10 :1 de la pompe</i>	23
Conception du modèle.....	24
Cahier des charges des tests sur le modèle.....	25
Élaboration et fabrication d'un banc d'essais	25
Conception et fabrication d'un dispositif électronique pour la commande du moteur de la pompe	27
Mise au point d'un programme sous dSpace®	28
Essais.....	29
2.3.2. <i>Banc d'essais pour actionneur rotatif.....</i>	30
Collaboration avec l'IATA.....	32
Réalisation d'un boîtier de commande pour le moteur frein.....	33
2.3.3. <i>Actionneur voice-coil</i>	33
2.3.4. <i>Banc d'essais des clapets</i>	38
Schéma	38
Différents types de clapets testés	38
Modèle.....	40
2.3.5. <i>Dispositif de guidage (col circulaire)</i>	40
Conception et réalisation d'un banc d'essais	40
Essais.....	41
2.4. CONCEPTION DU PROTOTYPE FINAL.....	41
2.4.1. <i>Dispositif de guidage.....</i>	41

Modèle analytique	41
Essais de fabrication (détermination des paramètres d'usinage)	41
2.4.2. <i>Faisabilité des clapets</i>	41
Fabrication sur plan chez Micropierre	41
Fabrication avec foret étagé spécial, dans du plastique	42
Fabrication par laser chez Technofutur	42
2.4.3. <i>Modèle hydraulique de la pompe</i>	42
Évolution du modèle par rapport à la conception	42
2.4.4. <i>Modèle des forces</i>	43
2.4.5. <i>Électroaimant pour la pompe à col</i>	44
2.5. FABRICATION DU PROTOTYPE	47
2.5.1. <i>Col circulaire</i>	48
Différents essais réalisés par électroérosion à fil	48
Commande et choix des outils	48
2.5.2. <i>Corps de pompe : découpe WEDM, perçage sur fraiseuse, avec berceau, usinage poche EA par électroenfonçage</i>	48
2.5.3. <i>Palette</i>	48
2.5.4. <i>Usinage des tubulure d'admission et de refoulement à l'IATA</i>	49
2.5.5. <i>Clapets : Micropierre et pléxi avec ressort</i>	49
2.5.6. <i>Carter</i>	49
Conception et fabrication du boîtier de la pompe.	49
2.5.7. <i>Actionneur</i>	50
Fabrication de l'électroaimant	50
Essais/mesures de l'électroaimant	51
2.6. TESTS ET MESURES SUR BANC D'ESSAIS	52
2.6.1. <i>Cahier des charges des tests</i>	52
2.7. CONCLUSION	52
3. APPORTS SCIENTIFIQUES DE LA RECHERCHE	53
3.1. COLLABORATION AVEC LE CORPS MEDICAL	53
3.2. TECHNIQUES DE MICRO-FABRICATION	53
3.3. ÉTUDE DES DISPOSITIFS MEDICAUX, MATERIAUX BIOCOMPATIBLES, NORMES EN VIGUEUR	53
3.4. ÉTAT DE L'ART DES POMPES PROGRAMMABLES IMPLANTABLES	53
3.5. ÉVOLUTION DU DESIGN	54
3.6. PROBLEMES DE MESURE LIES AUX PETITES DIMENSIONS	54
3.7. ÉTANCHEITE	54
3.8. ÉTUDE DES SOUFFLETS	54
3.9. CLAPETS A BILLE SPHERIQUE	55
3.10. PALIERS AEROSTATIQUES	55
3.10.1. <i>Dimensionnement</i>	55
3.10.2. <i>Fabrication</i>	55
3.11. MOTEURS MAGNETIQUES	55
3.12. LES ALLIAGES A MEMOIRE DE FORME	55
3.13. ÉLECTROAIMANT DE FAIBLES DIMENSIONS	56
3.13.1. <i>Comportement</i>	56
3.13.2. <i>Usinage</i>	56
3.14. ACTIONNEUR VOICE-COIL	56
3.15. POMPE A ELEMENTS DU COMMERCE	56
4. APPORTS TECHNOLOGIQUES DE LA RECHERCHE	57

4.1.	PROBLEMES TECHNIQUES RENCONTRES.....	57
4.2.	USINAGE PAR BERCEAU.....	57
4.3.	LIMITE DE L'ELECTRO-EROSION A FIL.....	57
4.4.	POSSIBILITES DE FABRICATION A L'IATA.....	57
4.5.	LES LOGICIELS DE MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS.....	58
4.6.	LOGICIEL DE COMMANDE ELECTRONIQUE.....	58
5.	VALORISATIONS ATTENDUES.....	59
5.1.	MARCHE POTENTIEL DANS LE DOMAINE MEDICAL.....	59
5.2.	ETAPES FUTURES A REALISER.....	60
5.2.1.	<i>Plan de travail.....</i>	60
5.2.2.	<i>Connaissances dans la réalisation de petites pièces fonctionnelles par polymérisation par couche.....</i>	62
5.2.3.	<i>Adaptation de la technique à la fabrication d'une pompe implantable.....</i>	63
5.2.4.	<i>Protection du concept de la pompe.....</i>	64
5.2.5.	<i>Validation.....</i>	65
5.3.	PERSPECTIVES DE VALORISATION.....	65
6.	REMERCIEMENTS.....	68
7.	RÉFÉRENCES.....	69

1. Résumé

1.1. Introduction

L'explosion des nouvelles technologies et les récentes innovations dans le domaine médical et de la micro-mécanique ouvrent de nouvelles opportunités pour le traitement des maladies. De récentes études ont montré que le marché des microsystèmes et particulièrement ceux traitant l'injection d'agent médicamenteux est en constante croissance. La mise au point d'une micro-pompe implantable s'inscrit ainsi pleinement dans ce marché actuellement lié à une situation monopolistique d'un dispositif américain. Cette étude propose un dispositif novateur basé sur une technologie récente permettant d'obtenir un système à moindre coût ce qui augmente considérablement le nombre de patients susceptibles de pouvoir bénéficier d'un traitement par pompe implantable. L'étude menée a abordé le domaine de la conception à l'échelle du mini au travers de divers systèmes proposés pour se focaliser finalement sur le dispositif le plus prometteur. Les étapes d'usinage, de métrologie et d'assemblage ont suivi celle de la conception pour fournir un prototype de pompe réalisé à l'échelle 1:1 et disposé sur banc d'essai. Ce prototype a été testé et les problèmes rencontrés découplés de manière à être traités et résolus séparément.

1.2. Objectifs de la recherche

La plupart des laboratoires et entreprises belges n'ont pas encore fait de pas majeur vers la miniaturisation alors que le domaine des microtechnologies offre à l'heure actuelle un énorme potentiel. Le projet 4M- μ pompe s'inscrit ainsi dans cette démarche qui vise le saut technologique entre les méthodes liées au domaine de la mécanique traditionnelle et celles liées au domaine des microtechnologies. Les objectifs du projet sont à la fois génériques et spécifiques. D'une part et de manière générale, il s'agit de dégager un ensemble de règles qui soient applicables à la miniaturisation des MACROmachines de façon à répondre aux exigences et spécificités qu'il est nécessaire de retrouver dans une MICROmachine. D'autre part et afin de développer cet aspect fondamental de la recherche, les auteurs du projet se sont fixé comme objectif la conception et la réalisation d'une micro-pompe implantable à usage médical. Le recours aux microtechnologies devrait permettre d'atteindre une forte diminution de prix final de la pompe et de permettre ainsi son développement sur un marché se situant aux alentours de 230 millions de dollars par an.

1.3. Résultats scientifiques

Ce projet a conduit aux résultats scientifiques suivants :

- **En ce qui concerne l'objectif générique :**

La réalisation du projet a permis l'acquisition de connaissances dans les domaines suivants :

Etude de mini-composants mécaniques (guidage flexibles, col circulaire, soufflet,...)

Conception de mini-composants mécaniques

Fabrication de mini-composants mécaniques

Métrologie de mini-composants mécaniques

Assemblage de mini-composants mécaniques

Etude de l'étanchéité de mini-composants mécaniques

Etude de mini-actionneurs magnétiques et de type voice-coil

- **En ce qui concerne l'objectif spécifique:**

Ce projet a permis la conception, la réalisation d'un concept original de micro-pompe validé et testé sur banc d'essai.

L'étude menée a en outre permis l'acquisition de connaissances dans les domaines suivants :

Etat de l'art (brevets et publications) dans le domaine des micropompes

Etude et choix des matériaux bio-compatibles adaptés à l'application

Recherche sur les normes en vigueur pour les dispositifs implantables

Etude de brevetabilité du système

1.4. Résultats technologiques

- **En ce qui concerne l'objectif générique**

La réalisation du projet a permis l'acquisition de connaissances dans les domaines suivants :

-la conception de pièces mécaniques de faible taille : élaboration d'un certain nombre de règles de conception relatives au domaine du mini, analyse fonctionnelle des composants principaux ;

-la réalisation de pièces mécaniques de faible taille : étude des limites des procédés de fabrication et amélioration de ceux-ci ;

-l'étude et le choix de mini moteurs adéquats : étude de logiciels de modélisation par éléments finis ;

-l'assemblage de pièces mécaniques de faible taille : étude des problèmes rencontrés lors de l'intégration de mini-composants mécaniques et électriques ;

-l'étude et la mise au point de commandes électroniques ;

-les tests et mesures : expérimentation du dispositif et des fonctionnalités de manière séparée.

- **En ce qui concerne l'objectif spécifique**

Ce projet a permis la réalisation d'un concept original de micro-pompe validé et testé sur banc d'essai.

1.5. Perspectives de valorisation de la pompe

La pompe utilisant le col circulaire comme moyen de guidage a montré ses limites à cause des fuites qui lui sont inhérentes. Un design novateur particulièrement simple qui utilise un système de distribution par soufflets a ainsi été proposé afin de remédier à ce problème de fuites. La fabrication par polymérisation par couche devrait permettre d'obtenir un corps de pompe monobloc intégrant les fonctions de guidage, étanchéité, distribution et fixation de l'actionneur. Il y aura alors un nombre minimal de composants à fabriquer et donc à assembler. Les objectifs futurs visent le développement de la connaissance de la polymérisation par couche afin d'améliorer le procédé et de le rendre capable de réaliser des composants de micro-mécanique, et cela en respectant les contraintes fonctionnelles, et l'application de cette connaissance à la réalisation du corps de pompe d'un système d'injection implantable. L'amélioration du procédé de fabrication sera effectué dans le but d'en étendre l'utilisation à des éléments complexes de micro-appareillages particuliers dont le design for manufacturing est l'œuvre conjointe des partenaires avec comme objectif principal la production des principaux organes de la micropompe implantable.

Les objectifs généraux consisteront ainsi à:

-acquérir une connaissance plus profonde de la mise en oeuvre, de la « polymérisation par couche » et particulièrement de la stéréolithographie à haute résolution,

- montrer comment cette technique peut devenir une technique de production directe d'éléments complexes de micro-appareillages,
- développer une méthodologie propre de contrôle à ces éléments obtenus sans outillage,
- apporter des informations sur le comportement à la fatigue des polymères en cause, mis en forme par couches successives, pour les utilisations où le problème se pose.

Les objectifs particuliers consisteront quant à eux à :

- développer une technique nouvelle pour la production sans outillage au moyen de polymères qui s'y prêtent, de micro-appareillages bon marché à usage médical interne,
- appliquer cette technique à une micropompe, dont la conception est acquise au moment où débute le projet et qui sera mise sous une forme suffisamment adaptée pour être produite dans une structure industrielle simple, par une spin-off à développer par les partenaires du projet,
- dégager des propositions qui permettront d'adapter à d'autres micro-appareillages les résultats qui auront été acquis.

La valorisation attendue vise deux activités industrielles en région Wallonne :

- le développement d'une spin-off capable de produire par polymérisation par couche des composants fonctionnels de petites dimensions ;
- l'industrialisation et commercialisation de la pompe implantable par un maître d'œuvre.

2. Travaux réalisés dans le cadre de la recherche

2.1. Pré-étude

2.1.1. Etat de l'art des pompes doseuses

L'établissement d'un état de l'art des brevets des diverses pompes implantables a permis la disposition de celles-ci dans un arbre de classification (cfr. figure 1).

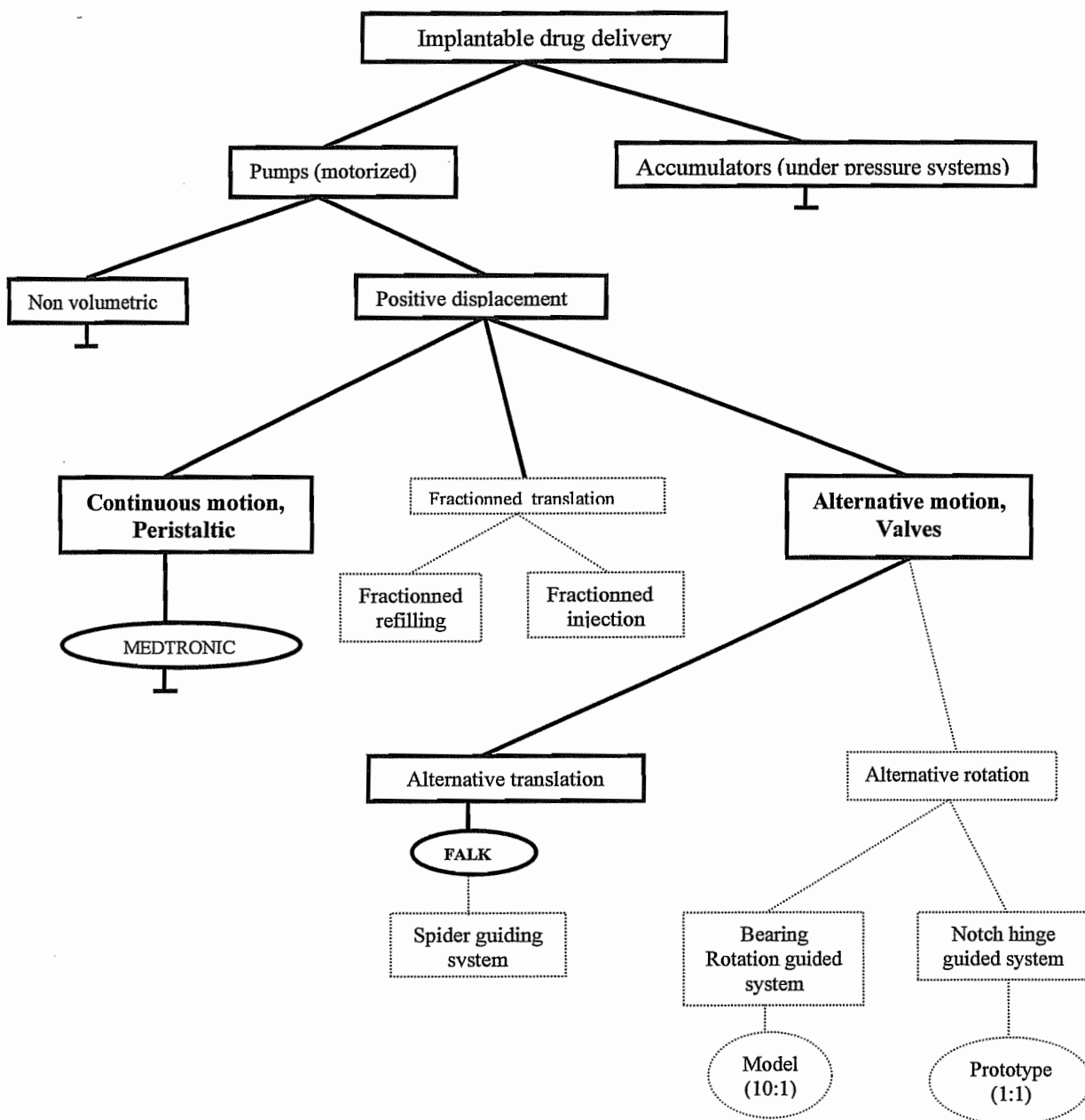


figure 1– Arbre de classification des dispositifs

Cet arbre omet systématiquement les systèmes ne procurant pas une sécurité optimale séparant en tout premier lieu les systèmes à accumulation des systèmes motorisés qui procurent une plus grande sécurité. Les systèmes volumétriques recensés ont alors été séparés en deux groupes selon que l'actionneur a un mouvement continu ou alternatif. Le principe de fonctionnement ainsi que les avantages et inconvénients de chacun de ces groupes a été mis en évidence dans un rapport présenté en annexe 2.3. Les conclusions de cette étude ont montré la pertinence du système péristaltique Synchromed de Medtronic, pompe qui, à l'heure actuelle, occupe une place quasi monopolistique sur le marché.

2.1.2. Investigations sur les micro-actionneurs

La micropompe nécessite un actionneur rotatif afin de mouvoir le piston. Dans un premier temps, les principaux types de micromoteurs ont été investigués (cfr. annexe 2.5) :

- micromoteurs électrostatiques
- micromoteurs à contact mécanique
- micromoteurs magnétiques

Les micromoteurs **électrostatiques** sont aisés à miniaturiser car ils ne comportent pas d'éléments « spéciaux » tels que, par exemple, des bobines ou des aimants permanents. Cependant, le couple développé par ces actionneurs est trop faible pour notre application.

Les micromoteurs à **contact mécanique** (actionneurs piézoélectriques...) sont intéressants car ils permettent de se passer d'un réducteur. En effet, les interactions de contact entre le rotor et le stator induisent une réduction de vitesse considérable ainsi qu'une augmentation du couple développé. Cependant, ce contact mécanique entraîne l'usure du micromoteur. Malgré ce désavantage, des micromoteurs piézoélectriques ont été développés avec succès. Le couple fourni est suffisant pour notre application mais la nécessité d'utiliser des tensions d'alimentation relativement élevées les rend difficilement concevables dans un système implanté. De plus, les procédés de fabrication de tels micromoteurs sont relativement complexes et coûteux.

Les micromoteurs **magnétiques**, et plus particulièrement ceux à aimants permanents, constituent un bon compromis entre complexité de fabrication et couple développé. La possibilité de miniaturiser de tels actionneurs est limitée mais reste suffisante pour notre application. De plus, même à l'échelle submillimétrique, leurs performances restent difficiles à égaler par d'autres actionneurs (cfr. annexe 5.4).

Dans le cadre de ce projet, notre intérêt s'est porté sur les micromoteurs à aimants permanents car ceux-ci s'avèrent être les micromoteurs magnétiques les moins défavorisés lors d'une réduction d'échelle. Les micromoteurs du type « brushless » présentent l'avantage d'une commutation de courant purement électronique : aucun contact mécanique (balais) n'est nécessaire et il n'y a donc pas d'usure.

D'autres types de micromoteurs ont également été envisagés (fluides électro/magnéto rhéologiques, polymères électroactifs...) mais leur comportement n'est pas encore suffisamment connu.

Lors de la conférence **Actuator2002** à Bremen (cfr. annexe 2.6), nous avons assisté à une multitude de présentations consacrées à des actionneurs. Le micromoteur à aimants permanents de la société Mymotors & actuators GmbH (<http://www.mymotors.de>) confirme

le potentiel de ces actionneurs magnétiques : faible encombrement et effort développé important. De plus, le procédé de fabrication semble être relativement simple (utilisation de bobines planaires...).

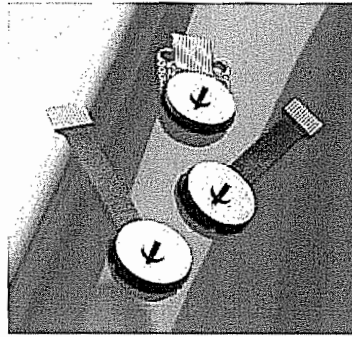


figure 2 - Micromoteurs à aimants permanents
(Penny-motor -Mymotors & actuators GmbH - Ø 12 mm)

2.1.3. Investigations dans le domaine médical

L'intérêt porté à la réalisation d'une micropompe implantable pour diabétiques nous a poussé à nous intéresser à la maladie en elle-même. De nombreux contacts avec des médecins de diverses institutions et issus de diverses universités belges et étrangères ont permis de mieux cerner cette maladie ainsi que les attentes des patients et praticiens.

Le terme *diabète* est employé lorsque l'organisme ne produit plus ou pas assez d'insuline ou bien lorsque les cellules de l'organisme ne réagissent plus suffisamment à l'insuline.

L'insuline est une hormone produite par le pancréas qui aide l'organisme à faire parvenir le glucose dans les cellules du corps et à maintenir le taux de glucose du sang à une valeur déterminée. Une glycémie normale se situe aux alentours de 70 à 110 mg/dl avant un repas et est juste inférieure à 160 mg/dl après le repas. Une quantité insuffisante d'insuline dans le corps provoque une augmentation du taux de glucose dans le sang et donc une hyperglycémie. A l'inverse, une quantité trop élevée de d'insuline dans le corps entraîne une hypoglycémie.

Le schéma de régulation de l'organisme est le suivant: l'organisme transforme le sucre en glucose, le glucose est amené aux différentes cellules de l'organisme par le sang ; l'insuline qui est produite par le pancréas (glande située juste derrière l'estomac) régit alors la pénétration du glucose dans les cellules. Le diabète est donc une maladie qui perturbe le métabolisme au niveau de la transformation des sucres. L'admission de sucres sous forme facilement absorbable (sucre, confiture,...) permet une élévation rapide de la glycémie alors que celle de sucres sous forme complexe à résorption lente (pâtes, pain, riz, fruits,...) provoque une élévation moins rapide de la glycémie. Le diabète est une maladie qui peut se manifester de deux manières différentes chez l'individu, on recense ainsi les diabétiques de type 1 chez qui les cellules produisant l'insuline sont détruites et les diabétiques de type 2 chez qui la production d'insuline est simplement insuffisante. Ces deux types de diabètes sont décrits plus particulièrement dans le document présenté en annexe 7.1.

D'autre part la liste de nos contacts au niveau du corps médical est elle aussi reprise en annexe 7.2.

2.1.4. Cahier des charges du projet pompe

Une étude récente réalisée en collaboration avec le corps médical a montré le manque de dispositifs implantables destinés à soulager ce type de maladie. La collaboration réalisée entre les ingénieurs et le corps médical a permis l'établissement d'un cahier des charges destiné à satisfaire pleinement les besoins du patient. Le tableau suivant (cfr. tableau 1) présente ce cahier des charges.

tableau 1 - Cahier des charges d'un système de pompage

Shape, dimensions, weight	Medication flow	Autonomy	Implantation and compatibility	Security
Without sharp edges	Reference ² : 0.3ml/h – 7.5 ml/day	Refilling ² ~ 3 days to 3 month (depending on applications)	Working temperature: 35-42°C	Negative pressure reservoir
e.g. flat ellipsoid	Minimum ² : 0.1ml/day	Battery > 3 years	Pump housing ³ : class VI (>29 days)	Active pump
Maximal dimensions: 40mm*25mm*15mm	Injection unit ² : 0.2 µl		Inner parts of the pump ³ : medication compatibility	Watertight pump at rest
Weight < 150g			All parts : sterilizable	

²Alcimed (French healthcare group)

³ EU 10993 norm

Un maximum de confort est procuré au patient par une forme aussi plate et aussi peu anguleuse que possible tout en ayant un poids aussi faible que possible. Un ellipsoïde semble dès lors la forme la plus appropriée. Un débit adaptable de valeur moyenne de 0.3ml/h par heure environs et d'une unité d'injection autour de 0.2µl couvre les besoins du patient et du corps médical. Une période de trois jours à trois ans entre deux processus de remplissage permet une mobilité suffisante au patient. Le choix des matériaux s'est arrêté sur des matériaux biocompatibles stérilisables supportant les températures du corps humain, la norme EN-10993 et le médicament qu'il contient. D'autre part, la présence d'un réservoir sous pression négative et d'une étanchéité parfaite garantissent la sécurité du dispositif. Une explication plus détaillée du cahier des charges est présentée en annexe 2.3.

2.1.5. Techniques de microfabrication

Une étude comparative des différentes techniques de microfabrication a été menée et est présentée en annexe 6.6. Les différents points abordés dans ce document sont la fonderie en micromécanique, la mise en œuvre de composants polymères, les techniques d'enlèvement de matière ainsi que les techniques à masque ou à couches successives. Les deux thèmes principaux abordés en fonderie micromécanique sont la fonderie métallique et le moulage à cire perdue. La mise en œuvre de composants polymères ou de polymères composites comprend quant à elle la technique dite LIGA (Lithographie Galvanoformung Abformung), le moulage par injection réactive ainsi que la micro-injection des polymères et composites. Les techniques à enlèvement de matière se scindent en l'électro-érosion (EDM-Electrical Discharge Machining), l'usinage à grande vitesse, l'usinage laser et le laser femtoseconde, l'usinage par ultrasons ainsi que l'usinage par jet d'eau (HDM :HydroDynamique Machining). Les techniques à masque ou à couches successives sont quant à elles séparées en microgravure humide (Bulk MicroMachining ou BMM), micro-usinage de surface (Surface

MicroMachining ou SMM), gravure plasma (Reaction Ion Etching ou RIE), les gravures ioniques ou électroniques (Focused Ion Beam ou FIB et Electron Beam Machining ou EBM) ainsi qu'en usinage électrochimique (ElectroChemical Machining ou ECM). Toutes ces techniques ont été détaillées à travers leurs principes, les matériaux mis en jeu, les limites, la précision ainsi que les avantages et inconvénients qui leur sont inhérents. Les conclusions de ce travail sont les suivantes :

- les critères de sélection d'un procédé sont multiples, il faut une bonne connaissance des matériaux et des spécifications demandées pour pouvoir faire un premier choix
- la plupart des techniques ne sont pas industrialisées et les équipements coûtent très cher
- les seules techniques de vulgarisation industrielle sont celles qui ont trouvé un débouché étroitement lié au monde de la fabrication de puces électroniques.

Pour cette raison tant que le micromonde reste un marché à venir, les réalisations de type non électronique doivent se tourner vers des technologies issues des techniques du macromonde. Certaines technologies telles que le LIGA semblent fort prometteuses. D'autre part il faudrait envisager de rendre les techniques issues de la technologie du silicium plus complète et plus compétitive pour la fabrication des pièces 3D. Les perspectives décrites dans le travail sont nombreuses dans le domaine des microtechnologies mais il est essentiel de pouvoir fixer des limites de réalisation à cette miniaturisation par un outil bien adapté.

2.1.6. Principe de l'électroérosion à fil

La réalisation d'un système d'injection de solution médicamenteuse basé sur l'emploi d'un col circulaire comme moyen de guidage a requis le choix de la technique d'usinage la plus appropriée pour cette réalisation. Après une étude comparative des différentes techniques d'usinage possible pour la réalisation du col (fraisage, électroérosion), la technique d'usinage par électroérosion par fil a été retenue. Celle-ci est basée sur le fait qu'un arc électrique est capable, par l'énergie qu'il dégage, de *désintégrer* la matière et fonctionne donc comme un fil à couper le beurre. Les principaux inconvénients de cette méthode sont la nécessité d'avoir des jets d'eau à haute pression, le fait que ce soit une technique coûteuse et lente (mais ne nécessite pas de surveillance et donc présente l'avantage de libérer l'opérateur pour, par exemple, la programmation de la prochaine découpe, la technique permet donc le travail en temps masqué), et que le résultat obtenu dépende, à priori, d'un grand nombre de facteurs. Les méthodes d'usinages ainsi que les observations faites en ce qui concerne la réalisation de petites pièces sont détaillées en annexe 6.2. Notons que cette méthode est la plus performante pour découper des profils complexes que l'on retrouve en nombre dans la pompe. Le résultat de ces recherches a notamment fait l'objet d'un poster qui a été présenté à l'institut MIT lors du premier symposium sur le nano-manufacturing. Ce poster, inséré en annexe 5.3, met en évidence les différentes équations régissant la déformation du col ainsi que les résultats obtenus par la technique d'électroérosion à fil. Diverses autres publications détaillant l'emploi du col circulaire ont été réalisées et sont reprises en annexe 5.2 et 5.6.

2.2. Avant-projet : conception de principe et choix des matériaux

2.2.1. Évolution des concepts

Suite à la demande du corps médical et à la mise en évidence des problèmes des pompes actuellement sur le marché, de nouveaux concepts ont été pensés dans le but de satisfaire entièrement le cahier des charges mis au point. Ces nouveaux concepts prolongent l'arbre de classification décrit ci-dessus et sont aussi repris en annexe 2.3 pour plus de clarté. Toutes les innovations qu'ils apportent ont été décrites dans cette annexe. Chaque concept a été expliqué au moyen d'un schéma et les principaux avantages et inconvénients ont été clairement mis en évidence. Citons tout d'abord le système basé sur l'emploi de spiders pour le guidage et dont le design prend pour base le principe Falk. Les principaux avantages d'un tel système sont: l'absence de contamination, l'absence de problèmes de guidage, la précision de la quantité de fluide administrée, l'absence de problèmes de lubrification. Les inconvénients sont les problèmes de fuite, le nombre élevé de pièces, l'autonomie réduite ainsi que le prix du système. Le système en rotation possède quant à lui les avantages suivant: l'absence de problème de guidage et de lubrification. Les inconvénients d'un tel système se situent au niveau des problèmes de contamination, des fuites, de la précision de la quantité d'agent médicamenteux délivrée, du nombre élevé de pièces ainsi que du prix total du système. Le système utilisant le col circulaire pour moyen de guidage est quant à lui principalement handicapé par les fuites qui se produisent entre le col et son enveloppe. Les résultats sont consignés dans le tableau 2.

tableau 2 - Comparaison des différents systèmes étudiés

	<i>Synchromed Peristaltic Pump (Medtronic)</i>	<i>Falk pump</i>	<i>Spider guiding system</i>	<i>Rotation Principle</i>	<i>Notch Hinge Guiding System</i>
No contamination	++	-	+	--	--
No leakage problems	++	--	--	--	--
No guiding problems	++	0	+	+	+
Security	++	0	0	+	+
Precision of the flow rate	--	0	++	-	+
No lubrication need	++	++	++	+	++
Reduced number of parts	--	-	-	-	++
Autonomy	--	-	--	0	+
Cost	-	0	-	--	++
Total	3	-3	0	-5	6

Le résultat de cette étude donne l'avantage à un système qui utiliserait le col circulaire comme moyen de guidage en première position devant la pompe péristaltique de Medtronic.

Ceci, en fonction du cahier des charges érigé en collaboration avec le corps médical. Les autres systèmes pensés précédemment, à savoir les pompes utilisant respectivement le principe de rotation, le principe du guidage par spider et celles basées sur le principe Falk se classent bien en deçà et n'ont dès lors vu le jour sous forme de prototype. Le principe du col circulaire, reconnu comme le principe le plus prometteur, a été réalisé à l'échelle 1:1 à fin de vérification du fonctionnement correct d'un tel système dans les dimensions en jeu. Ce prototype a en outre permis la quantification et l'optimisation d'un certains nombre de paramètres.

POMPE A PISTON A GUIDAGE LINEAIRE : RECHERCHES ET PREMIER DIMENSIONNEMENT DES MEMBRANES

Une des premières solutions envisagées pour le système de pompage fut un piston cylindrique à guidage linéaire. Composé de 2 pièces qui coulissent l'une par rapport à l'autre, son actionnement est réalisé grâce à une bobine dans laquelle un courant est injecté. Le système de guidage est assuré par des spiders : ce sont des sortes de pastilles en forme d'anneaux circulaires dans lesquelles un certain nombre de découpes ont été effectuées de manière à réduire fortement la raideur transversale et ainsi à permettre un débattement transversal appréciable.

La figure 3 donne le schéma de principe de ce piston.

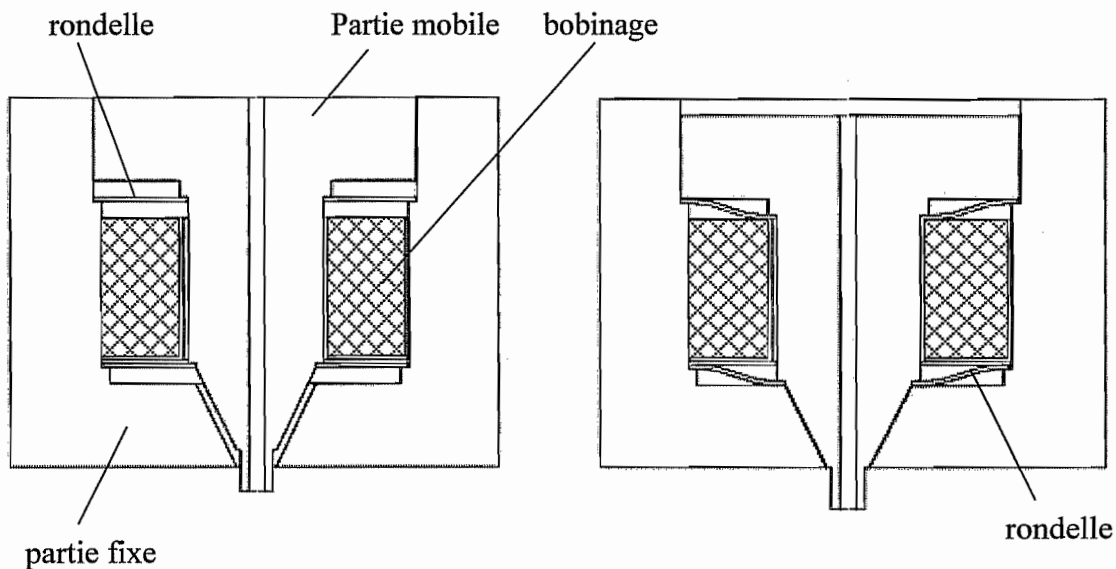


figure 3— Schéma de principe du piston

Le piston est ici représenté dans ses 2 positions extrêmes. Les « spiders » ou rondelles ont une double fonction: guidage et rappel.

Nous avons considéré la membrane et effectué des calculs pour déterminer l'épaisseur qu'il faudrait lui donner.

La première hypothèse fut de ne s'intéresser qu'à une membrane pleine (sans découpes).

De plus on considère le cas où la membrane est encastrée sur son bord extérieur et guidée sur le bord intérieur. La figure 4 montre la configuration retenue pour évaluer les caractéristiques de la membrane. On considère une charge de 1 N uniformément répartie s'appliquant à une distance r_0 du centre de la membrane. La modélisation d'une telle membrane circulaire est

traitée dans l'annexe 1.1. En fixant les dimensions extérieures de la membrane annulaire, on peut obtenir la déflexion au niveau du rayon intérieur par rapport à la partie extérieure. Deux matériaux différents ont été considérés pour ce dimensionnement. La figure 5 illustre les résultats pour un alliage d'acier : $E = 207 \text{ GPa}$ et $\nu = 0,3$, tandis que la figure 6 pour un alliage d'aluminium : $E = 72 \text{ GPa}$ et $\nu = 0,33$.

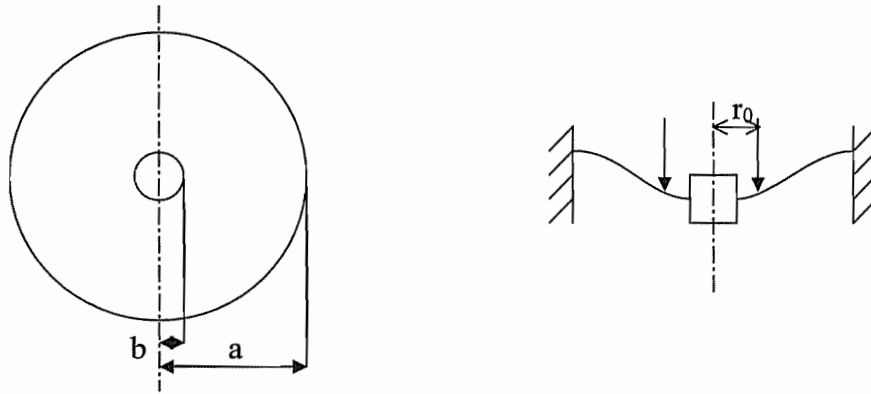


figure 4 - Configuration pour évaluer les caractéristiques de la membrane

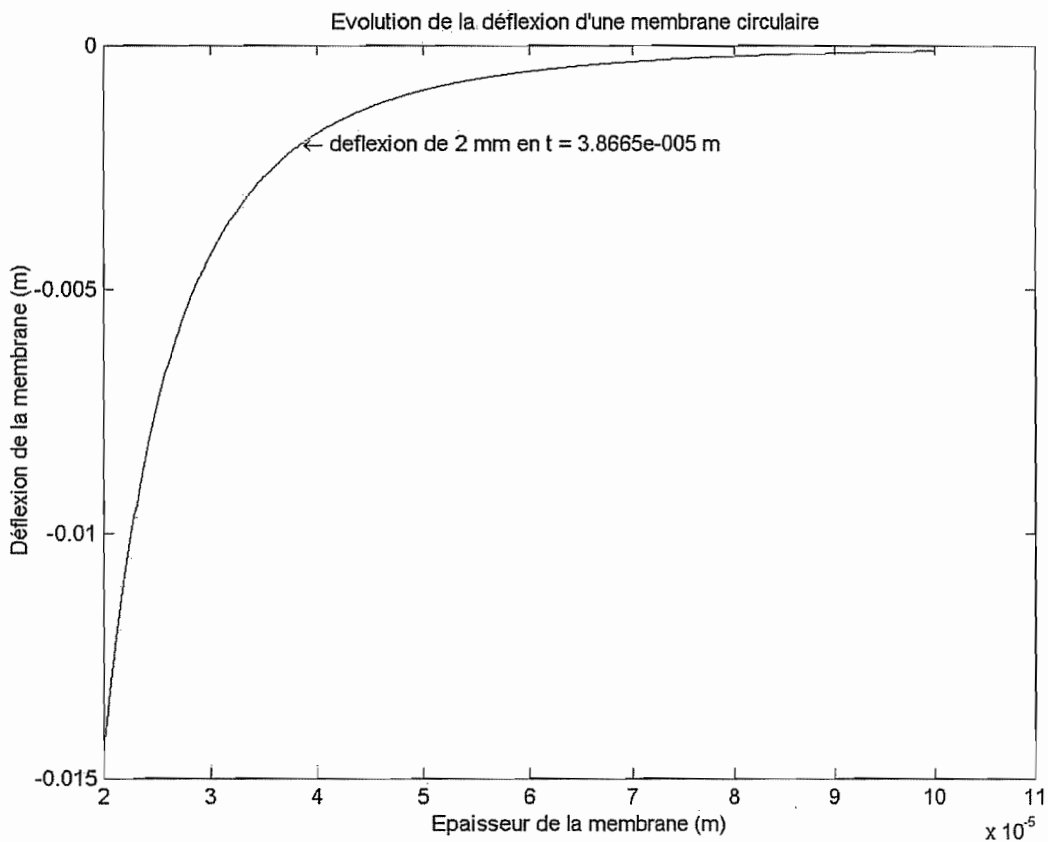


figure 5 - Déflexion vs. épaisseur de membrane pour un alliage d'acier

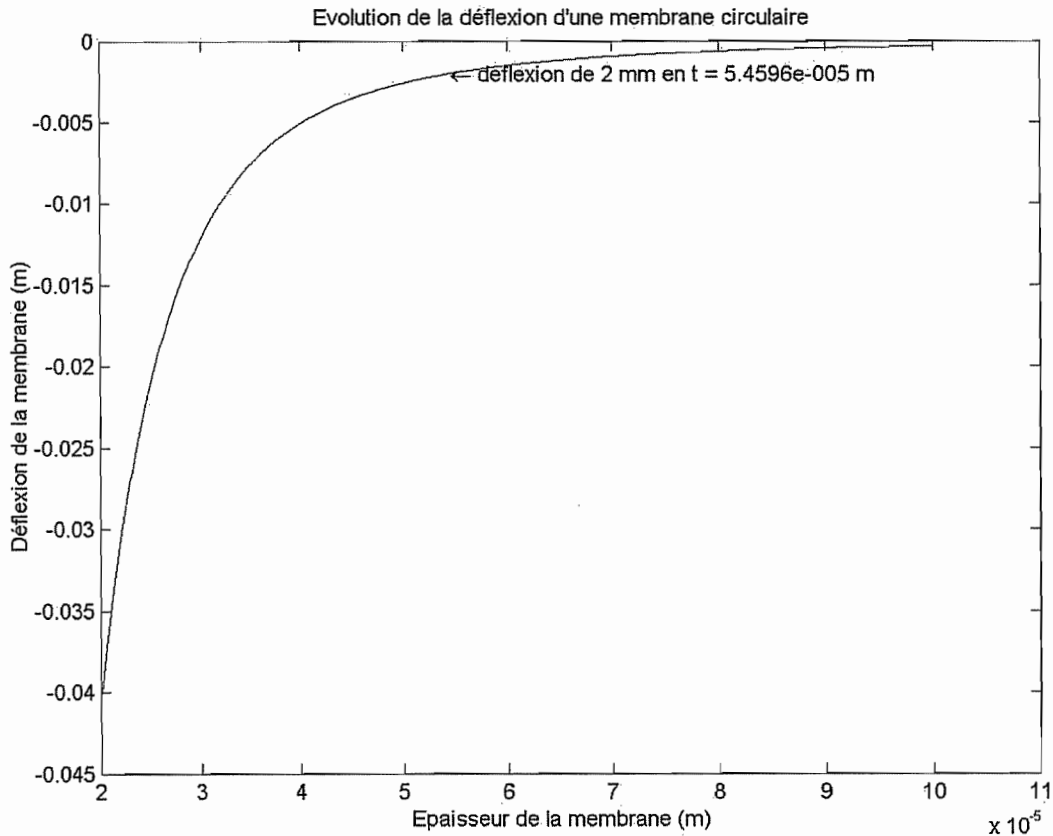


figure 6 - Déflexion vs. épaisseur de membrane pour un alliage d'aluminium

Les fichiers Matlab® qui ont servi à la réalisation de ces courbes sont donnés dans l'annexe 1.1.

CALCULS ET PREMIER DIMENSIONNEMENT D'UN ACTIONNEUR A AIMANTS PERMANENTS

Pour ce dimensionnement, on est parti d'un concept de pompe à guidage rotoïde (pompe v01). Le but était d'y incorporer un système d'actionnement. Deux solutions ont été envisagées : la première étant un système dit à *balancier* avec 2 aimants permanents aux extrémités d'un bras de levier qui est déplacé grâce à un électro-aimant; la deuxième est un système dit en *quartiers de tartes*, qui est en fait un micromoteur à aimants permanents. La figure 7 représente ces 2 types d'actionneurs.

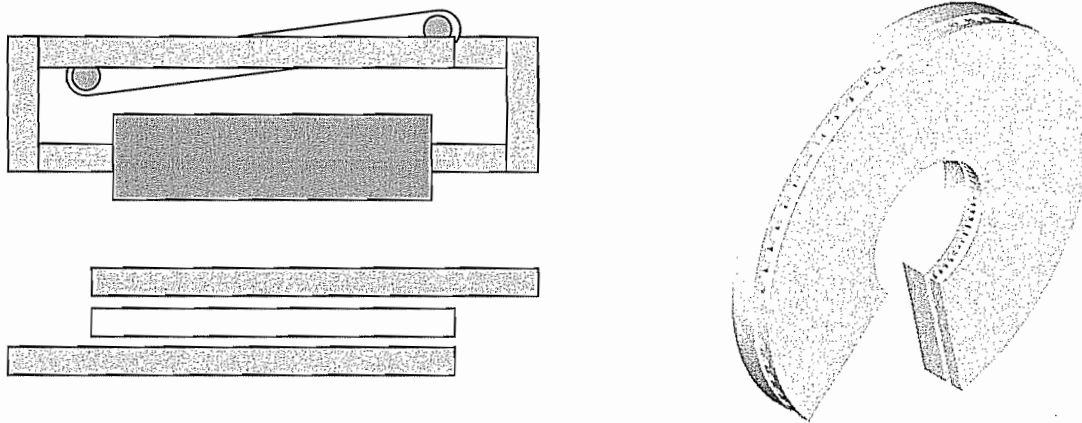


figure 7 - Système à balancier et système en quartier à tarte

À gauche se trouve le schéma de l'actionneur que nous avons appelé à *balancier*. La partie rouge représente la bobine, et la partie blanche la partie mobile. La variation du courant dans la bobine crée une variation de champ magnétique et de flux, ce qui cause le déplacement de la partie mobile. A droite c'est la représentation du micromoteur à aimants permanents, composé de deux *disques* superposés capables de tourner l'un par rapport à l'autre. Sur un disque se trouvent les bobinages et sur l'autre les aimants permanents disposés en alternance. Les détails de calculs et de dimensionnements de ces deux actionneurs sont donnés dans l'annexe 2.1. Auparavant, il a été nécessaire de faire quelques recherches sur les matériaux magnétiques, de manière à déterminer quels types d'aimants pouvaient être utilisés. Une brève étude est consignée en annexe 2.2.

2.2.2. Choix des matériaux

Une étude visant au recensement actuel de tous les matériaux biocompatibles susceptible d'être utilisés pour la réalisation de la pompe a été menée et est présenté en annexe 7.3. Cette étude globale resitue tout d'abord la notion très actuelle et très changeante de biocompatibilité en apportant les éléments essentiels à sa compréhension. La conférence de la Société européenne des Biomatériaux qui s'est déroulée à Chester en 1986 définissait un matériau biocompatible par l'expression *matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques*. Cette définition prend en compte la notion de *tolérance* (des tissus vis-à-vis du contact avec le corps étranger) et la notion de *biostabilité* (stabilité chimique et physique des matériaux présents dans l'organisme). La notion de biocompatibilité a cependant fortement évolué au cours de la dernière décennie. ON a vu apparaître les termes *biocompatibilité négative*, *biocompatibilité élargie* et finalement le terme très actuel de *bioactivité*.

La biocompatibilité négative se caractérise essentiellement par le caractère non toxique et inerte du matériau et est décrite par la liste de toutes les propriétés que le matériau ne peut pas posséder, il doit être *non dégradable*, *non irritant*, *non cancérigène*, *non toxique*, *non allergénique*,...

La biocompatibilité élargie se caractérise quant à elle par la capacité que possède le matériau à réaliser une certaine application avec une adaptation appropriée à son environnement. Cette nouvelle notion met en évidence le fait qu'une reconnaissance active du matériau par le corps est plus appropriée que sa non reconnaissance.

Enfin, la bioactivité caractérise la capacité que possède le matériau à faire réagir le tissu vivant, mettant ainsi totalement de côté la notion d'inertie préalablement citée.

Il faut cependant noter qu'il y a lieu de rester extrêmement prudent lors de l'utilisation de ces différents termes : la biocompatibilité n'est pas une propriété intrinsèque du matériau comme on a souvent tendance à le croire.

Un matériau sera plutôt dit biocompatible en fonction des conditions dans lesquelles il sera employé: la forme, la qualité de la surface, sa présentation (pièces moulées, extrudées, tissus, films, mousses, fils tressés, câbles ,...), l'adjonction éventuelle d'additifs, le procédé de stérilisation,... Aucun matériau n'est donc univoquement qualifiable de biocompatible.

Une classification de tous les matériaux biocompatibles est présentée dans l'annexe 7.3.

Cette classification s'articule autour des points suivants :les métaux et alliages métalliques (aciers, aciers à base de titane, alliages à base de cobalt, revêtements métalliques poreux à base de cobalt et de titane, alliage à base de nickel, alliages dentaires à base de matériaux nobles et autres métaux purs), les céramiques (céramiques d'oxyde bio-inertes, céramiques en phosphate de calcium bio-actif, verres et vitrocéramiques), les polymères (le polyéthylène, le polypropylène, le polytétrafluoroéthylène, le polyméthacrylate de méthyle, les polyamides, les polychlorures de vinyle, le polyéthylènetéréphtalate, les polysulfones, les polysiloxanes, les polyuréthanes, les hydrogels ainsi que les polymères biodégradables).

Finalement, le choix de matériaux pour la réalisation de la pompe est décrit dans la mesure ou ces matériaux doivent satisfaire à la certification de classe VI spécifié dans la norme EN 10993 et être approuvés par la FDA. Les matériaux doivent en outre être compatibles avec la température du corps. La partie externe doit satisfaire les 6 tests qui caractérisent un dispositif implantable de longue durée (cytotoxicité, sensibilisation, génotoxicité, implantation, toxicité chronique et cancérogénicité). La partie interne ne doit quant à elle pas satisfaire ces tests mais doit être compatible avec l'agent médicamenteux qu'elle contient.

2.2.3. Critique d'une solution utilisant des roulements

La réalisation d'un prototype dont le principe de guidage utilise des roulements à billes a été avantageusement remplacé par un système à col circulaire. Les principaux problèmes d'un système en rotation utilisant des roulements à billes sont en effet les risques de contamination, le nombre élevé de pièces ainsi que le coût total du système. Un état de l'art reprenant les différents roulements et présenté en annexe 2.4 a été mené, on y retrouve les roulements rigides à billes, les roulements à rotule sur billes, les roulements à bille à contact oblique, les roulements à rouleaux cylindriques, les roulements à aiguilles, les roulements à rotule sur rouleaux, les roulements à rouleaux coniques. Un cahier des charges reprenant les contraintes auxquelles le palier sera soumis est lui aussi repris dans cette même annexe. L'étude montre que le diamètre minimum de l'arbre devra être supérieur à $82\mu\text{m}$ et que le roulement devra être de type à contact oblique afin d'éviter le contact entre la bague extérieure et le rotor et permettre la mise en place d'une précontrainte axiale garantissant la présence d'un jeu axial minimal. Le principe de lubrification devra permettre d'éviter l'éjection de particules dans le liquide physiologique, le roulement sera ainsi immergé dans ce liquide physiologique et lubrifié par lui. L'ensemble du système, y compris les roulements, devra être réalisé en matériaux biocompatibles; le couple de matériaux devra en outre posséder un coefficient de frottement aussi faible que possible. Des roulements compatibles avec le corps humain et répondant au cahier des charges brièvement décrit ci-dessus ont été commandés auprès de la société Suisse RMB. Le prototype destiné à recevoir ces roulements n'a cependant pas été construit en raison des problèmes inhérents à leur mise en œuvre: positionnement de l'axe, positionnement correct des bagues, précision sur l'axe, risque d'usure locale de la pièce recevant les roulements du fait de la faible amplitude du mouvement. Le principe d'un

guidage en rotation à dès lors avantageusement été remplacé par l'emploi d'un col décrit dans le paragraphe suivant.

2.2.4. Avantages du col circulaire

L'utilisation d'un col circulaire comme moyen de guidage procure un certain nombre d'avantages pour la réalisation d'une pompe doseuse implantable. Le principe d'usinage ainsi que les principaux avantages et inconvénients sont repris dans les publications données dans l'annexe 5.2 et 5.6 ainsi que dans un poster qui a été présenté lors d'un symposium à l'institut MIT et disponible en annexe 5.3. Sommairement, on peut citer la compacité du système total, l'absence de mouvement relatif entre les parties en mouvement, l'absence de friction, l'absence de système de lubrification, l'absence de formation de particules ainsi que la possibilité d'obtenir de très faibles déplacements.

2.2.5. Modélisations FLUX2D d'actionneurs à aimants permanents

La modélisation par éléments finis d'un micromoteur à aimants permanents a été réalisée grâce au logiciel FLUX2D® (cfr.annexe 1.7). La modélisation s'est effectuée sur un modèle à deux dimensions du micromoteur (cfr. figure 8).

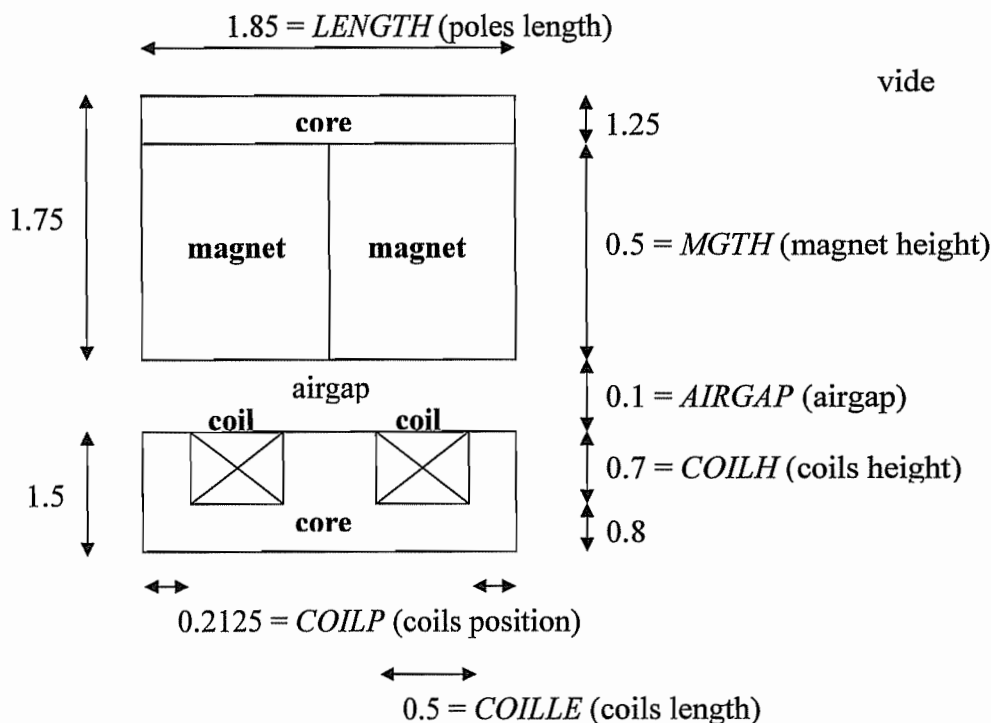


figure 8 - Modèle 2D d'un micromoteur

Ce modèle a permis d'étudier l'influence des paramètres géométriques, de l'intensité du courant, du nombre de pôles magnétiques... sur le couple développé ainsi que sur le couple de rappel (ou résistant). L'objectif est en effet de maximiser le couple développé tout en maintenant un couple de rappel suffisant. Ce dernier, qui permet d'éviter l'ajout d'un ressort dans la micropompe, est nécessaire pour assurer l'étanchéité de la pompe au repos.

L'étude de l'influence de chaque paramètre sur le couple utile et le couple résistant (cfr. tableau 3), a permis de déterminer une valeur optimum pour chacun de ces paramètres. Les

couples utile et résistant résultants, pour un micromoteur optimisé comportant 4 pôles, sont illustrés à la figure 9. Notons qu'on a minimisé le nombre de pôles magnétiques afin de faciliter la fabrication.

tableau 3 - Influence des paramètres sur le couple et utile et résistant¹

	Couple utile	Couple de rappel (sans courant)	Couple de rappel (avec courant)
Epaisseur des aimants (MGTH)	↗ puis ↘	↗ puis ↘	↗ puis ↘
Entrefer (AIRGAP)	↘	↘	↘
Hauteur des bobines (COILH)	↗	→	↗
Longueur des bobines (COILLE)	↗ puis ↘	↗ puis ↘	↗ puis ↘
Position des bobines (COILP)	↘ autour de la position symétrique	↘ autour de la position symétrique	↘ autour de la position symétrique
Induction rémanente des aimants (INDUCTION)	↗	↗	↗
Courant dans les bobines (COURANT)	↗	→	↗

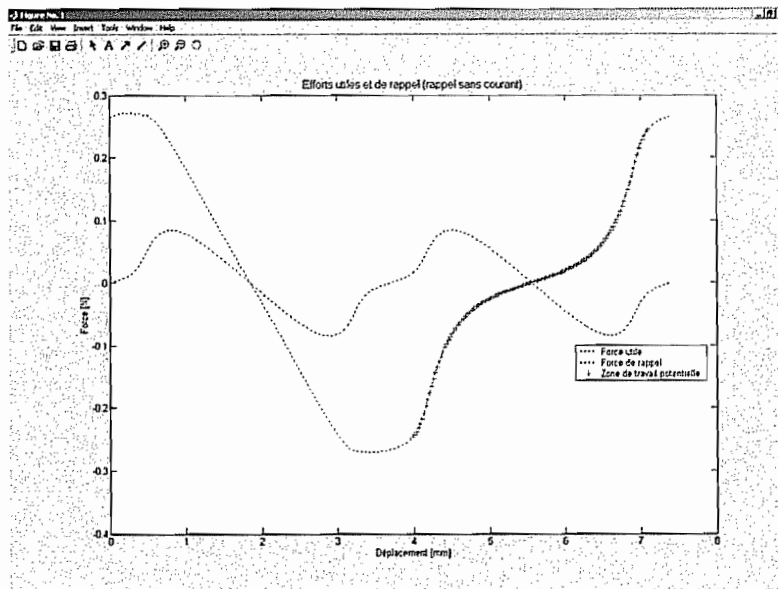


figure 9 - Couples utile et résultant

2.2.6. Alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme (cfr. annexe 2.8) regroupent un ensemble d'alliages métalliques présentant diverses propriétés :

- La *superélasticité* : l'alliage est capable de se déformer de manière réversible sous l'effet d'une contrainte;

¹ Ce tableau reprend l'évolution du couple utile et du couple de rappel lors d'une **augmentation** du paramètre considéré

- L'effet mémoire simple sens : l'alliage est capable de retrouver sa forme initiale après une déformation mécanique ou thermique;
- L'effet mémoire double sens : l'alliage est capable après éducation d'avoir deux positions stables, l'une au dessus d'une température dite critique et l'autre en dessous.

Ces propriétés sont rendues possibles grâce au passage de l'état austénitique à l'état martensitique (et inversement) de l'AMF (cfr. figure 10).

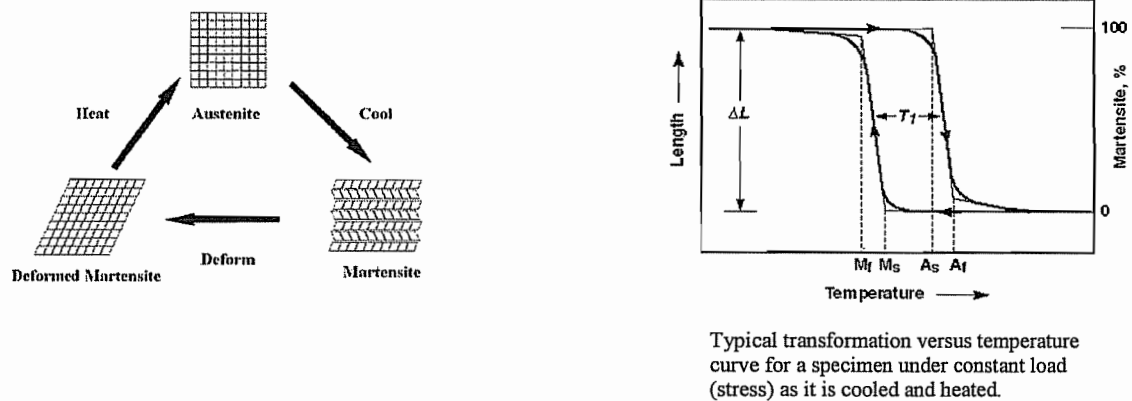


figure 10 - Diagramme de changement de phase des AMF

Deux types d'AMF sont principalement utilisés : les alliages NiTi et les alliages à base de cuivre. Ces derniers sont moins chers que les alliages nickel-titane mais leur déformation est moindre (4% au lieu de 8% pour les alliages NiTi).

L'avantage principal d'un microactionneur basé sur l'utilisation d'alliages à mémoire de forme est la grande densité de puissance fournie. De plus, un tel actionneur peut être rendu extrêmement compact puisqu'il peut être réduit à un seul élément en AMF (un fil par exemple).

Le temps de réponse est lié à l'échauffement et au refroidissement. Il diminue lorsque la taille de l'actionneur diminue. Notons qu'on distingue deux type d'actionneurs AMF : thermiques (chauffés par conduction ou radiation) et électriques (chauffage inductif ou résistif). Le chauffage résistif est la solution la plus attractive car la plus simple à mettre en œuvre (passage d'un courant dans l'AMF).

Cependant, les AMF présentent un certain nombre d'inconvénients qui limitent leur utilisation en tant qu'actionneur. Leur rendement est assez faible (< 10%). Le contrôle précis de la position ou de la force d'un actionneur AMF est difficile car son comportement thermomécanique est complexe et comporte une hystérésis. De plus, le temps de réponse d'un tel actionneur est généralement assez élevé (il dépend du temps nécessaire pour passer au dessus ou en dessous de la température critique). Malgré ces inconvénients, nous avons tout de même décidé de concevoir un actionneur (cfr. figure 11) exploitant les alliages à mémoire de forme afin d'en mesurer les performances.-

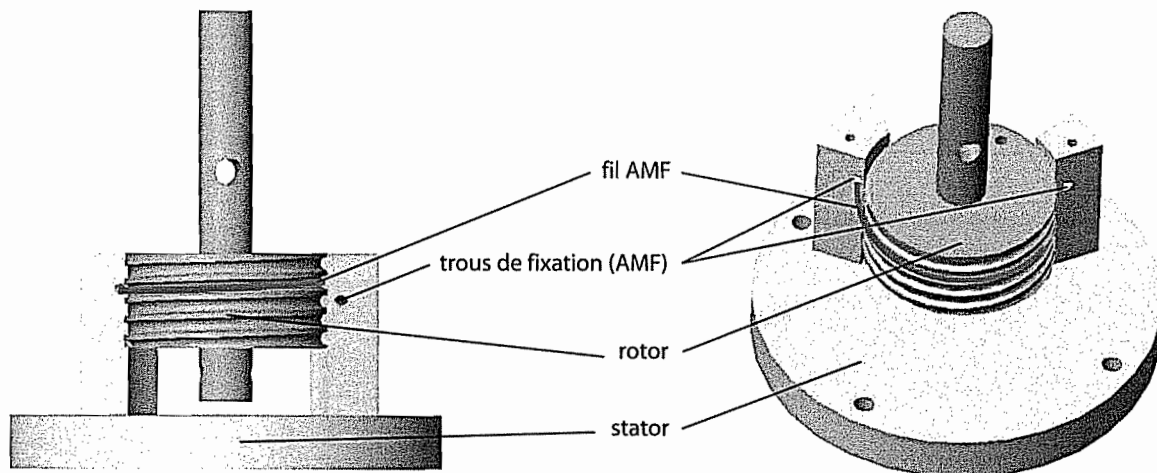


figure 11 - Actionneur utilisant les AMF

Il s'agit d'un actionneur rotatif à débattement limité. Le rotor est soutenu par l'élément qu'il doit actionner (aucun contact direct entre le rotor et le stator). Un fil AMF, dont une extrémité est fixée au stator et une au rotor, permet d'actionner le rotor dans le sens horlogique lorsqu'il est parcouru par un courant. En effet, l'échauffement provoqué par le passage du courant entraîne la contraction du fil AMF. Il est possible d'obtenir une rotation alternative en utilisant un autre fil AMF (non représenté) analogue agissant dans le sens anti-horlogique (ce qui explique la présence d'un deuxième trou de fixation pour fil AMF dans le stator). Le rotor est fileté afin de pouvoir enrouler le fil AMF autour du rotor avant de le connecter au stator. En augmentant la longueur du fil AMF, on augmente la contraction du fil lors de l'échauffement (environ 8% de la longueur totale), ce qui augmente le débattement angulaire de l'actionneur.

Il est à noter que le stator et le rotor seront réalisés en PEEK qui est un matériau isolant électrique. En effet, les fils AMF sont chauffés par effet Joule (passage d'un courant électrique dans le fil AMF).

Une animation de l'actionneur (fichier au format AVI) est fournie en annexe (cfr. annexe 2.9).

2.2.7. Etude des soufflets

Le prototype à col circulaire bien qu'étant le prototype le plus prometteur présente cependant le désavantage majeur de ne pas posséder une étanchéité parfaite entre la partie mobile et le corps central. Un prototype novateur encore plus performant que celui qui utilise le col circulaire comme moyen de guidage a été imaginé. Ce système est basé sur l'emploi de soufflets (cfr. figure 12) afin de guider un élément mobile entraîné par un électroaimant. Le fluide circule grâce à la présence de deux clapets anti-retour respectivement placés à l'entrée sur la partie fixe et sur la pièce mobile.

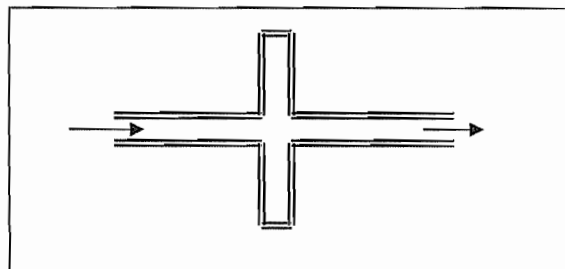


figure 12 - Schéma type d'un soufflet

Nous avons tout d'abord porté notre choix sur une réalisation de soufflets en matériaux métalliques. Après discussion avec la société Witzenmann spécialisée dans le domaine des soufflets et calcul des efforts en jeu, il s'est avéré que la réalisation de soufflets en matériaux métalliques était problématique. L'obtention de soufflets dans des dimensions standard ne nous permettait pas en effet d'une part pas de descendre en dessous de pièces ayant un diamètre de 22mm, grandeur 2 fois supérieure à celle désirée. D'autre part, ces soufflets standard présentaient déjà aux dimensions citées une raideur beaucoup trop importante pour pouvoir être actionnés par un actuateur aux dimensions souhaitées. La puissance instantanée requise se situe en effet aux alentours de 100W ce qui requiert la présence d'un transistor énorme. L'obtention de soufflet aux dimensions exigées impliquait encore deux problèmes supplémentaires. Le fait de diminuer les dimensions rendait d'une part la raideur des soufflets encore plus grande ce qui a pour effet d'augmenter l'effort demandé à l'actionneur. D'autre part, le coût des matrices (2000 €) et de l'outillage de soudage (35000 €) rendait le prix de l'ensemble prohibitif. L'emploi de soufflets métalliques s'est ainsi finalement avéré totalement réhibitoire.

L'idée de l'emploi de soufflets en polymères s'est alors imposée comme suite logique dans les recherche effectuées. La réalisation de ces soufflets a cependant nécessité une évolution au niveau du design ainsi qu'une recherche sur les matériaux polymères biocompatible qui a été faite en collaboration avec le Crif de Liège et qui semble fort prometteuse.

2.3. Etudes partielles de faisabilité sur base d'expériences pilotes

2.3.1. Modèle 10 :1 de la pompe

Les premières esquisses du design de la micropompe étant créées (figure 13), un modèle de taille agrandie de 10 fois (échelle 10 :1) a été fabriqué (figure 14). Celui-ci se devait de reproduire les caractéristiques essentielles de la future micropompe. En particulier la géométrie, ce qui implique une similitude de forme entre la micropompe et le modèle, au moins en ce qui concerne les parties actives essentielles de la future micropompe. Cette similitude géométrique est représentée par les paramètres sans dimension mentionnés au tableau 4, qui sont expliqués en figure 13 et figure 14. Ce même tableau permet de se rendre compte de la réelle similitude prévue entre le modèle et le prototype.

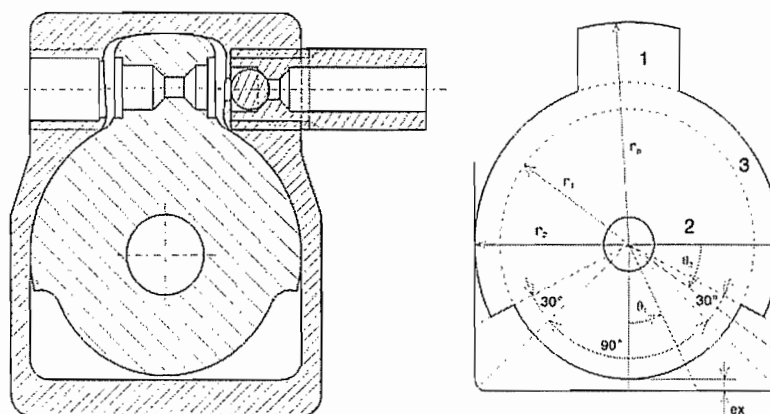


figure 13 - Esquisse du prototype à l'échelle 1:1

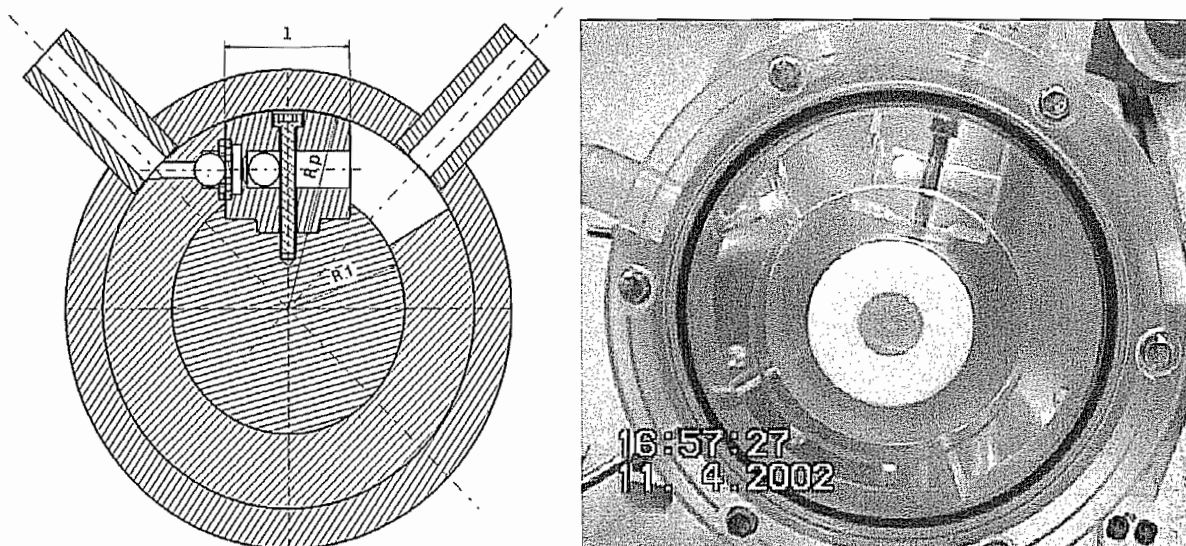


figure 14 - Modèle de la pompe à l'échelle 10:1

tableau 4 - Paramètres géométriques de similitude

Description	Notation	Valeurs		Paramètres sans dimension correspondant obtenu en divisant par r_1		
		Modèle (mm)	Proto 1 (mm)			
Rayon min de la palette	r_1	37,75	3			
Rayon max de la palette	r_2	37,75	3,5	ρ	1	1,1667
rayon du piston	r_p	59,75	4,75	ρ_p	1,5828	1,5833
rayon de l'arbre	r_c	9	0,72	ρ_c	0,2384	0,24
largeur du piston	l	40	3,18	λ	1,0596	1,06
épaisseur de la palette	e	35	2,78	ε	0,9272	0,927
rayon des billes	r_b	5	0,5	--	--	--
Excentrement	e_x	--	0,1	ε_x	--	0,033
Jeu	h	?	0,008	H	?	0,00267

Ce modèle a été mis en œuvre, notamment pour les raisons suivantes :

- facilité d'usinage (outils et machines « classiques », disponibles dans nos ateliers)
- possibilité d'utiliser des matériaux transparents
- effet de loupe (phénomènes agrandis 10 fois)

CONCEPTION DU MODÈLE

Ce modèle a été fabriqué en matière plastique, afin d'en faciliter l'usinage. Cela a permis également, en utilisant du plexiglas, d'observer le mouvement des clapets à bille et de vérifier leur fonctionnement.

Les caractéristiques de ce modèle sont :

- forme circulaire, afin d'avoir une certaine symétrie, ce qui facilite l'usinage,
- la partie active du piston est reproduite fidèlement afin de pouvoir utiliser efficacement les résultats obtenus avec ce modèle, ce qui inclut les clapets à bille,
- la zone d'amortissement (bas de la pompe, sur la figure 13) pressentie dans le prototype a été supprimée car cette dernière compliquait considérablement la

géométrie de la pompe et n'est pas nécessaire car l'action d'amortissement est complètement découplée de l'action utile de la pompe,

- l'actionnement de cette pompe est externe car aucune intégration n'a été envisagée pour le modèle et l'objet de celui-ci est d'étudier le fonctionnement de la pompe et non son actionnement,
- le jeu dans la pompe est le plus petit possible afin d'obtenir des caractéristiques avec un minimum de fuite.

Les matériaux employés sont les suivants :

- plexiglass pour toutes les parties nécessitant une transparence,
- POM-C pour les parties portantes de l'axe (frottement important d'où la nécessité d'avoir un couple de matériau avec un coefficient de frottement faible),
- polycarbonate pour les autres (pour éviter l'association de 2 pièces de même matériau).

Les plans de cette pompe modèle se trouvent en annexe (annexe 3.6). On trouvera également un rapport de calcul des tolérances dimensionnelles (annexe 6.1) et un document reprenant les différentes phases de fonctionnement de ce modèle (annexe 3.5).

CAHIER DES CHARGES DES TESTS SUR LE MODÈLE

Toute la procédure à suivre pour effectuer les tests a été définie dans un document que l'on trouvera en annexe 4.8.

Pour résumer le contenu de ce cahier des charges, il a été prévu, durant ces tests, de faire varier certains paramètres tels que :

- jeu interne,
- pression d'entrée,
- état de surface,
- vitesse d'actionnement,
- position.

On trouvera, dans cette annexe, les résultats des simulations permettant de fixer les valeurs de vitesses de rotation pour différents débits particuliers ainsi que la valeur de la dépression d'entrée qui annule le débit, pour une certaine valeur de la vitesse.

Ces simulations ont été réalisées grâce à un modèle mathématique développé pour le modèle à l'échelle 10:1, dont la description fera l'objet d'un chapitre ultérieur.

ÉLABORATION ET FABRICATION D'UN BANC D'ESSAIS

La nécessité de réaliser un banc d'essai pour le modèle 10 :1 de la pompe est très vite apparue. Le but était de valider et de quantifier le fonctionnement de la pompe. Le banc d'essais devait répondre à plusieurs critères: tout d'abord, soutenir la pompe, ensuite réaliser l'accouplement avec le moteur DC destiné à actionner cette pompe (c'est donc un moteur *extérieur* à la pompe dans ce cas), permettre de mesurer le débit de cette pompe et la pression de sortie. On voulait aussi pouvoir tester la pompe dans différentes positions. Ces critères auxquels le banc d'essais devait satisfaire sont énoncés plus en détail dans l'annexe 4.4.

Une vue d'ensemble du bâti réalisé pour soutenir la pompe est présentée à la figure 15.

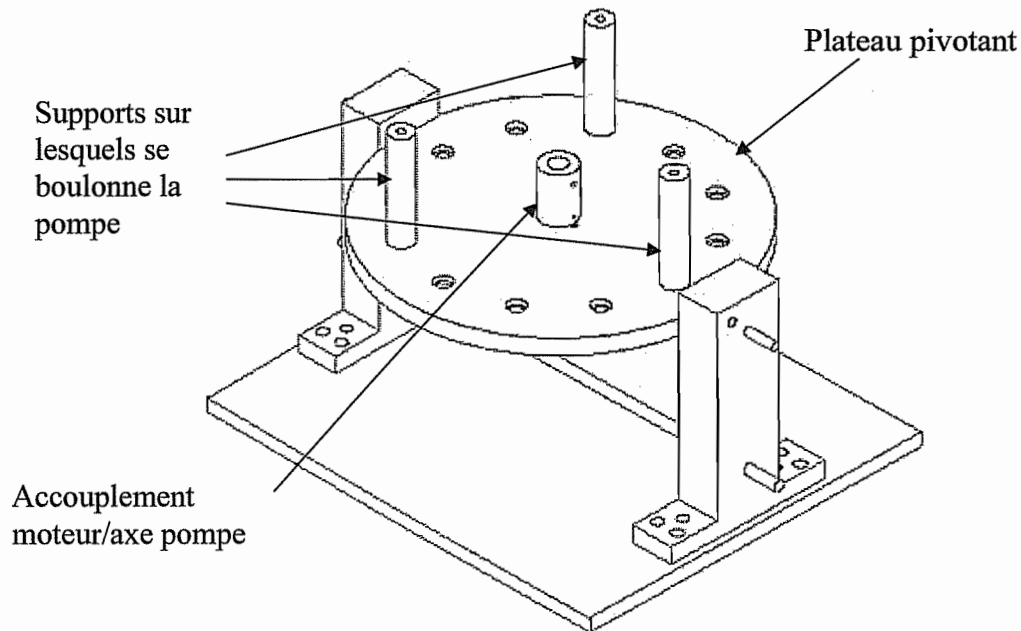


figure 15 - Bâti destiné à soutenir le modèle de la pompe à l'échelle 10:1

Le plateau peut être orienté dans différentes positions grâce à un indexage placé sur un deux montants. Une fois que la position souhaitée est atteinte, il suffit de serrer un écrou sur l'axe de manière à le bloquer. L'axe est solidaire du plateau. Pour ne pas avoir de problèmes d'alignement moteur/axe de la pompe et comme le moteur n'est pas très lourd, on a décidé que le poids du moteur serait soutenu par l'axe de la pompe et qu'on empêcherait simplement la rotation du boîtier du moteur. Le moteur est donc en quelque sorte flottant par rapport au banc d'essais étant juste bloqué en rotation. On trouvera de plus amples commentaires relatifs à ce banc d'essais sont disponibles en annexe 4.5.

À côté de cela se trouve tout le dispositif « hydraulique » qui a du être mis sur pied pour faire les tests. La figure 16 présente une vue schématique de ce dispositif.

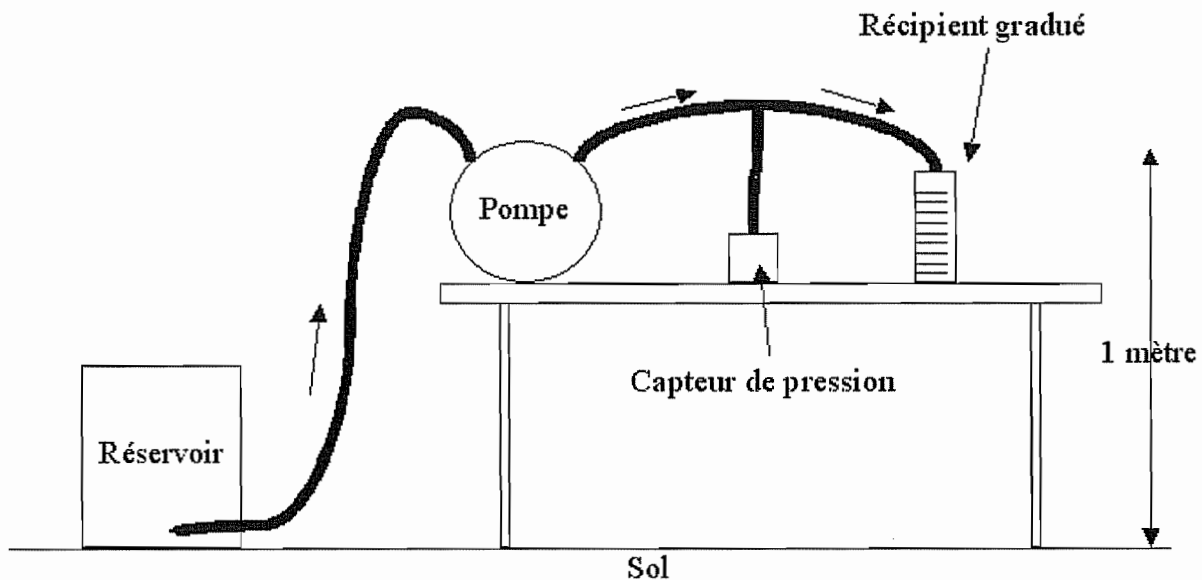


figure 16 - Vue schématique du dispositif de test

Les plans détaillés du banc d'essais (banc d'essais réalisé à l'atelier du département PRM à l'UCL) sont fournis en annexe 3.2.

CONCEPTION ET FABRICATION D'UN DISPOSITIF ÉLECTRONIQUE POUR LA COMMANDE DU MOTEUR DE LA POMPE

Un moteur à courant continu a été choisi pour actionneur le modèle 10 :1 de la pompe. Pour générer la commande du moteur, le logiciel dSpace® a été utilisé. Mais comme ce logiciel ne permet pas de générer des signaux de puissance, il a été nécessaire de réaliser un système électronique faisant cette transformation. Ce système doit remplir plusieurs fonctions :

1. à partir du signal PWM généré par dSpace®, créer le signal d'alimentation du moteur.
2. fournir à dSpace® un signal qui est l'image du courant circulant dans le moteur

La figure 17 donne une vue d'ensemble du dispositif réalisé.

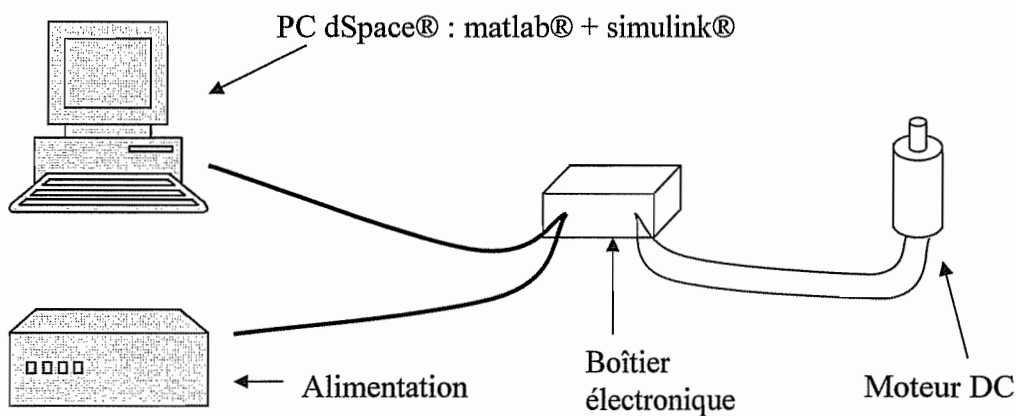


figure 17 - Dispositif électronique pour la commande du moteur de la pompe

Le boîtier électronique comprend principalement les éléments suivants :

- Un hacheur
- Un dispositif pour mesurer le courant circulant dans le moteur (LEM)

Le PC dSpace génère le signal de commande du moteur. On fait une régulation en vitesse et en courant sur le moteur (grâce à la récupération de 2 signaux : le courant circulant dans le moteur et le signal du codeur qui donne la vitesse de rotation du moteur).

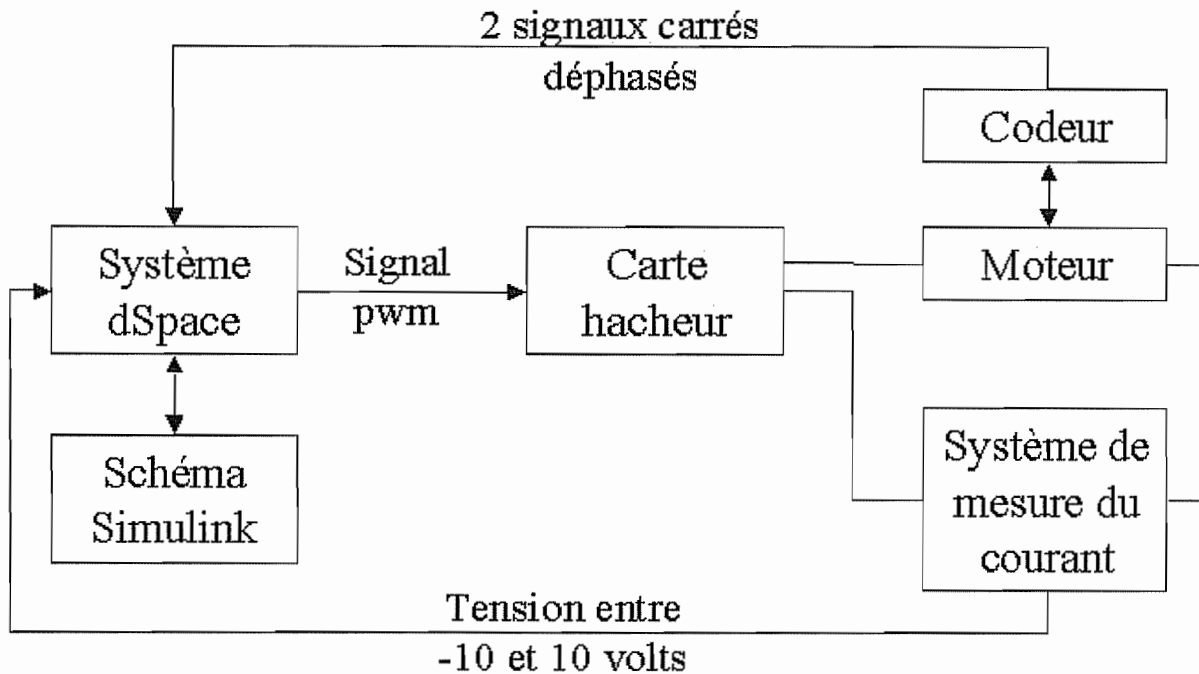


figure 18 - Vue schématique de l'architecture de commande

La figure 18 expose une vue schématique de l'architecture du système électronique de commande réalisé pour le banc d'essais de la pompe 10:1.

La description plus complète de la commande du moteur est donnée en annexe 4.6.

MISE AU POINT D'UN PROGRAMME SOUS DSPACE®

Avant de se lancer dans la programmation proprement dite, il est important de bien préciser ce à quoi on veut arriver. Le but, est rappelons-le, de générer un signal de commande pour le moteur DC. Nous envisageons trois lois de commande :

- Une commande en tension simple, pas de rétroaction ni de régulation
- Une commande en vitesse où la consigne est une valeur de vitesse constante lors du déplacement du piston
- Une commande en vitesse évolutive, où la vitesse varie avec le déplacement angulaire du piston.

Il faut bien sûr que le fichier mis au point puisse générer ces 3 types de commande. La description plus complète de ces 3 commandes est reprise en annexe 4.7.

DSPACE est un logiciel qui permet de gérer en temps réel des signaux électriques analogiques et digitaux. C'est un logiciel qui fonctionne avec matlab® et plus particulièrement simulink. Le travail avec un tel logiciel s'effectue en trois grandes phases :

1. conception d'un fichier en simulink®
2. « compilation » de ce fichier simulink
3. réalisation d'un fichier « graphique » qui représente un panneau de commande.

Lors de la conception du fichier simulink®, on a accès à des boîtes d'émission ou de réception des signaux qui symbolisent les entrées/sorties de la carte dSpace® du PC. En plus de cela, on a accès à la quasi totalité des boîtes classique de simulink®. Ensuite à partir de ce fichier graphique, on en génère un au format exploitable par dSpace®. La dernière étape est la réalisation de l'interface graphique de contrôle. On génère son propre panneau de contrôle, avec à sa disposition des boutons de marche/arrêt, des indicateurs de fonctionnement, des

afficheurs de valeurs de signaux,... Il y a aussi la possibilité de tracer des courbes d'évolution des signaux. Le compilateur avait préalablement dressé la liste des signaux présent dans le fichier simulink®. C'est cette liste de signaux que nous pouvons utiliser dans notre panneau de contrôle.

ESSAIS

En utilisant le dispositif décrit précédemment, plusieurs types d'essais ont été menés. Tout d'abord, des essais en faisant varier la vitesse de la palette, la dépression d'entrée étant maintenue constante. Ensuite des essais à vitesse constante en faisant varier la dépression d'entrée. La description complète et les résultats de ces tests sont consignés dans l'annexe 4.1. En voici quelques résultats typiques: figure 19, figure 20. Sur ces deux graphes, deux courbes sont comparées. L'une correspond au débit mesuré et l'autre, au débit théorique. Vu l'écart entre ces 2 courbes, nous pouvons déjà dire que le modèle que nous avons développé pour la pompe 10 :1 ne correspond pas bien à la réalité. Il faudrait donc faire plus d'expériences et modifier le modèle de manière à trouver quelque chose qui approche mieux la réalité. Mais comme la pompe était tout de même fonctionnelle, et que les clapets se comportaient bien, nous avons choisi de nous lancer directement dans la réalisation de la pompe à l'échelle 1:1 sans attendre d'avoir établi le modèle correct de cette pompe 10:1.

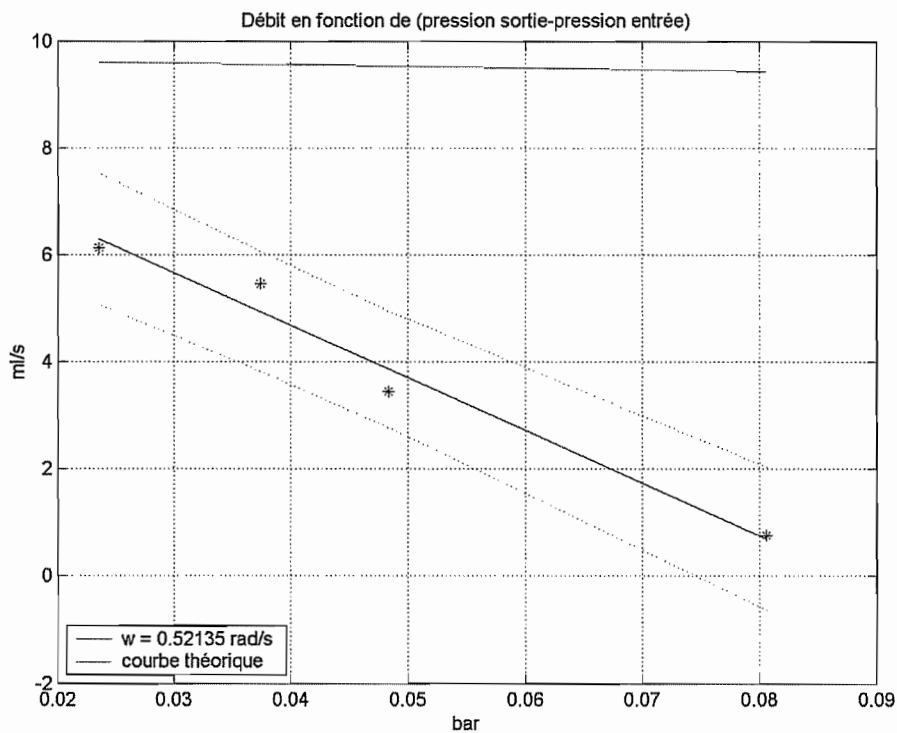


figure 19 - Tests de la pompe 10:1 - débit en fonction de la différence de pression

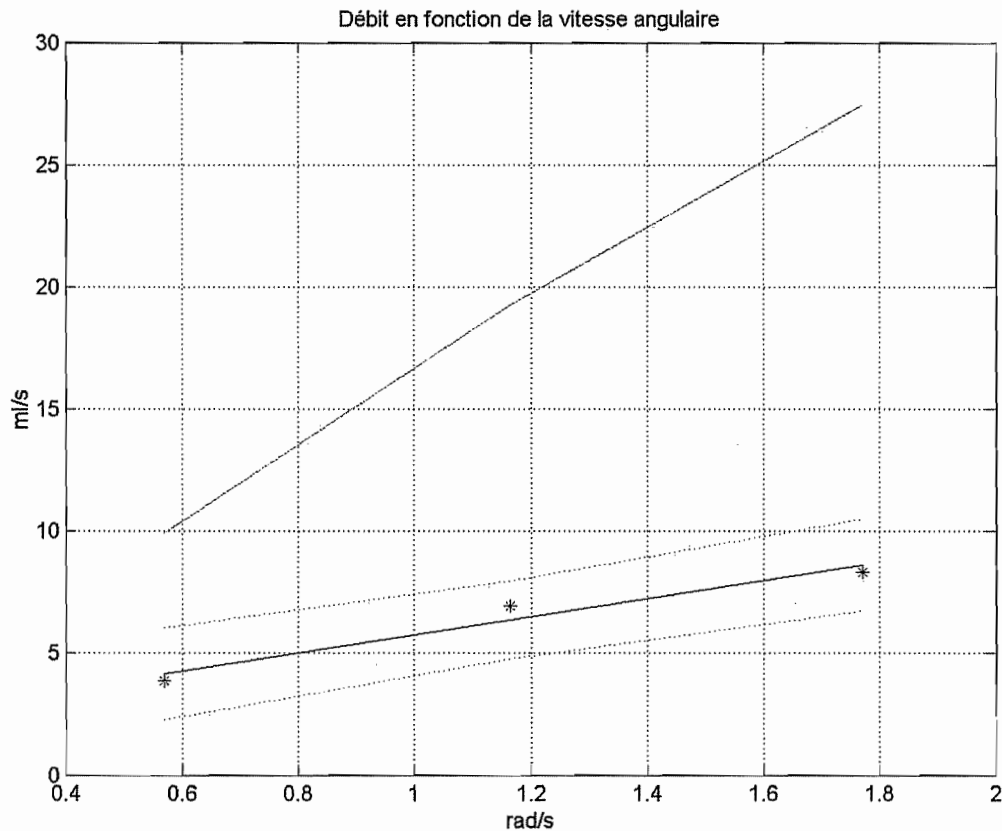


figure 20 - Tests de la pompe 10:1 - Débit en fonction de la vitesse angulaire

2.3.2. Banc d'essais pour actionneur rotatif

Afin de mesurer le couple développé par le micromoteur à aimants permanents, il a été décidé de concevoir un banc d'essai (cfr. annexe 5.5). La difficulté réside dans la faible amplitude des efforts à mesurer. Le cahier des charges de ce banc d'essai est repris en annexe 4.11.

Lors d'une visite de la société CSEM à Neuchâtel (cfr. annexe 8.1), nous avons eu l'occasion d'essayer un banc d'essai analogue à celui que nous souhaitions développer (cfr. annexe 8.2). Le principe de fonctionnement de notre banc d'essai est proche de celui du CSEM : un capteur de couple mesure le couple de réaction du micromoteur à tester accouplé à un autre moteur qui joue le rôle de charge. Les différents éléments du banc sont représentés à la figure 21.

Plusieurs capteurs de couple ont été répertoriés (cfr. annexe 2.7). Notre choix s'est cependant porté sur un capteur de force (cfr. annexe 4.12). En effet, en modifiant la longueur d'un bras de levier agissant sur ce capteur de force, il est plus aisé de modifier la gamme de mesure du banc d'essai. De plus ces capteurs de force ont un prix légèrement inférieur à celui des capteurs de faible couple.

Un dispositif optique de centrage (lunette grossissante) est utilisé pour assurer que l'axe du micromoteur à tester et l'axe du moteur charge sont coaxiaux. L'accouplement flexible de ces deux axes permet également de reprendre une partie du mésalignement qui subsisterait.

Un dernier élément important de ce banc d'essai est le palier aérostatique (cfr. figure 22). Un tel palier est nécessaire pour minimiser l'influence des frottements dans la mesure. Le dimensionnement de ce palier, basé sur les formules de Wilcock et al. [30], est repris en annexe (cfr. annexe 1.9). Ce palier est constitué de deux types de palier aérostatique

différents (un “journal bearing” et un “axial bearing”). L’objectif du dimensionnement est de calculer, pour chaque type de palier, les caractéristiques principales des trous par lesquels l’air circule. Ces caractéristiques principales sont : leur nombre, leur répartition et leur diamètre. Ainsi, le palier radial comporte 9 trous de diamètres 0.8 mm tandis que le palier axial comporte 18 trous de 1 mm de diamètre.

Item	Nome
1	TABE Z
2	MOTEUR (CHARGE)
3	LIMITEUR DE COUPLE
4	LAQUETTE DE CENTRAGE
5	PALIER (ROULEMENTS A BILLES)
6	MANDRIN
7	SUPPORT MANDRIN
8	PALIER AEROSTATIQUE
9	CAPTEUR DE FORCE
10	BRAS DE LEVIER
11	SECURITE
12	TABE Y
13	TABE X-Y
14	MARBRE
15	SUPPORT (BASE)
16	SUPPORT (EQUERRE)

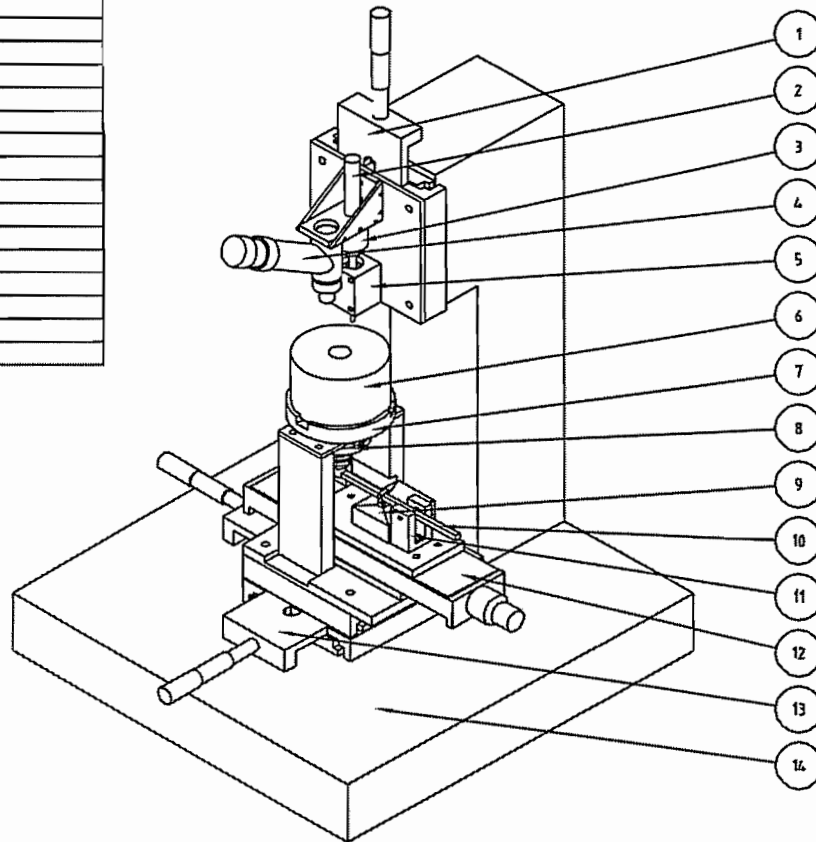


figure 21 - Banc d’essai pour actionneur rotatif

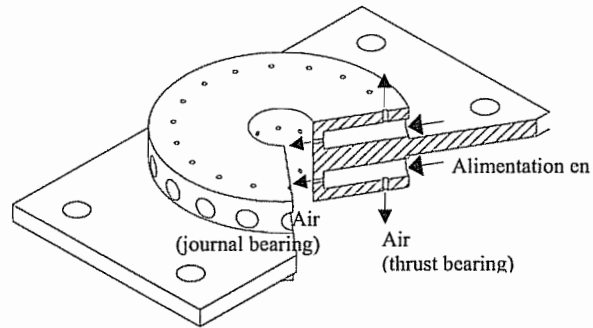


figure 22 - Palier aérostatique

COLLABORATION AVEC L'IATA

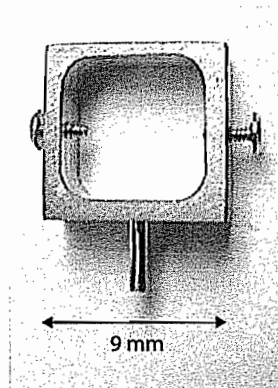


figure 23 - Pièce d'interface mécanique 'bras de levier – capteur - pointe'

Comme illustré à la figure 21, le couple de réaction de l'actionneur est mesuré par l'intermédiaire d'un bras de levier agissant sur le capteur de force. L'interface mécanique *bras de levier – capteur* est réalisée par une *pointe* spéciale (réalisée par l'IATA) qui se fixe sur le capteur de force (cfr. figure 23). Le bras de levier (de section carrée) s'insère dans cette pointe (cfr. figure 24) et est serré par les deux vis que comporte la pointe.

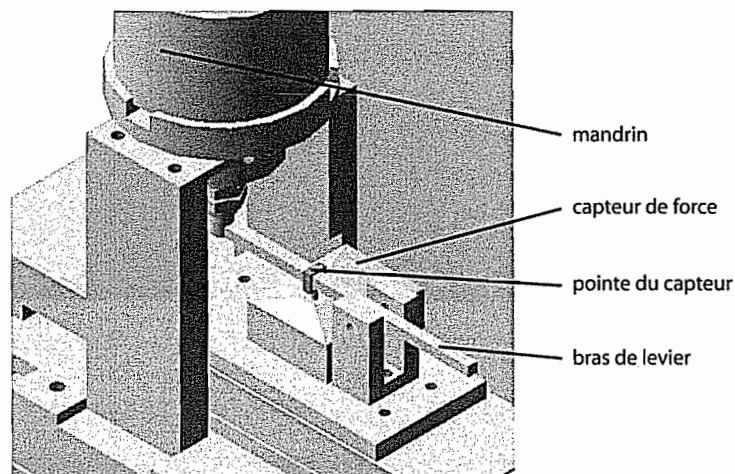


figure 24 - Détail du capteur de force et du bras de levier

REALISATION D'UN BOÏTIER DE COMMANDE POUR LE MOTEUR FREIN

Pour simuler une charge sur le moteur à tester, nous avons utilisé un moteur DC fonctionnant en frein en conséquence. Il a donc été nécessaire de réaliser la commande de ce moteur, toujours avec le logiciel dSpace®. Nous avons donc aussi dû réaliser un petit boîtier électronique de transfert entre la carte dSpace® et le moteur. Le principe de ce boîtier est le même que celui employé précédemment pour le modèle 10:1 de la pompe. Les seules choses qui changent sont les connexions externes (le « pin out » et la puissance du moteur employé). On utilise cette fois-ci un moteur DC de 4.5 Watts de chez Maxon (voir annexe 4.3 pour le choix de ce moteur). Dans l'annexe 5.1 : « Design of a micro-rotative test bed », se trouve une explication plus en détail du système de contrôle.

La figure 25 est une photo du boîtier de commande.

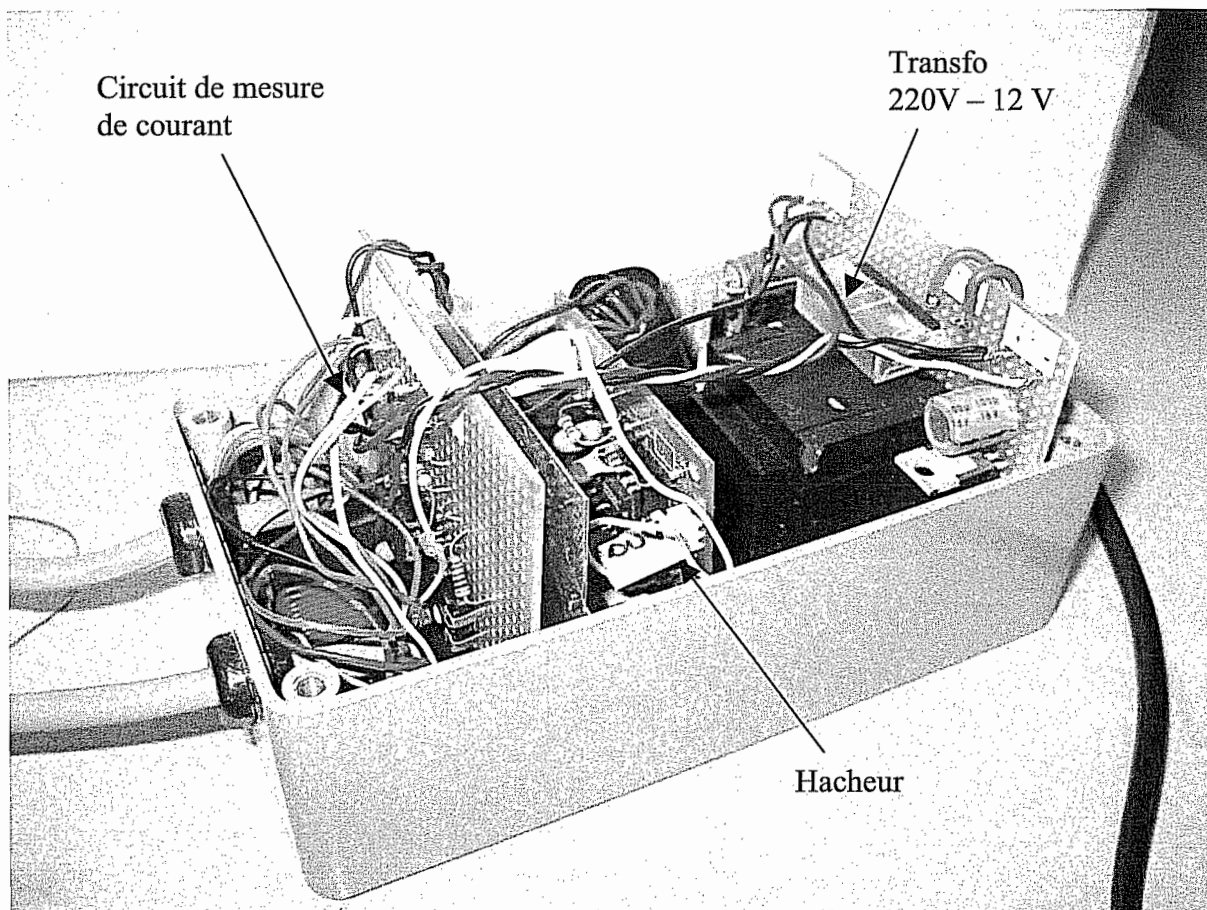


figure 25 - Boîtier de commande

2.3.3. Actionneur voice-coil

Afin d'étoffer nos connaissances sur les soufflets (et les membranes) miniatures, un autre principe de micropompe a été évoqué lors de ce projet (cfr. annexe 2.10). Il utilise un actionneur magnétique linéaire du type « voice-coil » (cfr. figure 26). La force développée par cet actionneur provient de l'interaction entre le champ magnétique d'un aimant permanent et le courant circulant dans une bobine.

Cette force est donnée par $F = BIl$ où :

- B est l'induction magnétique due à l'aimant permanent
- l est la longueur de la bobine
- I est l'intensité du courant circulant dans la bobine
- n est le nombre de spires formants la bobine

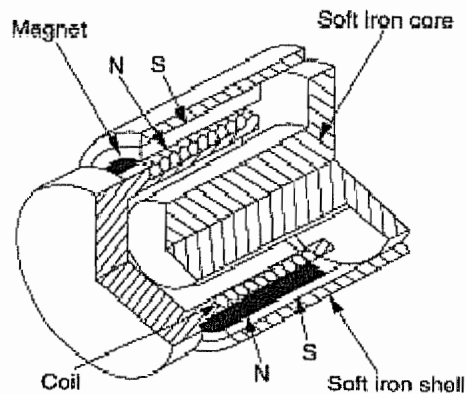


figure 26 - Actionneur voice-coil

L'avantage majeur de ce type d'actionneur, en comparaison avec un électroaimant, est que la force développée est indépendante du déplacement (tant que la bobine se trouve dans le champ généré par l'aimant). La course de l'actionneur peut également être très importante (il suffit de s'assurer que la bobine soit toujours dans le champ généré par l'aimant et donc d'augmenter la longueur de l'aimant). Il est également à noter que cet actionneur est bidirectionnel (selon le sens de circulation du courant dans la bobine).

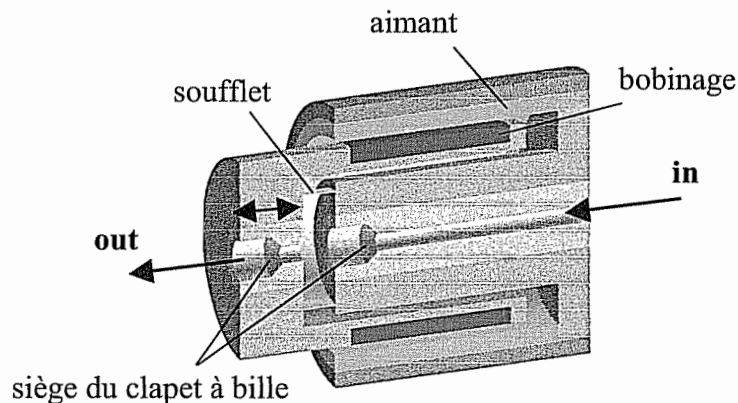


figure 27 - Dispositif d'intégration membrane, clapets à bille, actionneur 'voice coil'

Le dispositif intégrant la membrane, les clapets à bille et l'actionneur *voice-coil* est illustré à la figure 27 (les billes des clapets ne sont pas représentées). Le principe de fonctionnement est le suivant : lorsque la chambre de pompage (délimitée par la membrane) est comprimée par le mouvement de la partie mobile de l'actionneur, le fluide est envoyé vers l'extérieur (*out*). Par contre, lorsque la partie mobile de l'actionneur se déplace dans l'autre sens et donc augmente le volume de la chambre de pompage, le fluide est aspiré depuis l'entrée (*in*). Les clapets à bille permettent de contrôler le sens de déplacement du fluide.

Malheureusement, cette pompe n'a pas pu être réalisée car l'actionneur *voice-coil* utilisé² a une structure légèrement différente de celle illustrée à la figure 26 (afin de minimiser ses dimensions). Cet actionneur ne peut donc pas être foré dans la partie centrale du stator (pour y creuser le canal d'aspiration et y placer le clapet à bille) car cette zone contient l'aimant permanent. Tout forage dans cet aimant modifierait ses propriétés et altérerait les performances de l'actionneur.

Nous avons tout de même souhaité tester cet actionneur et, pour ce faire, il a été décidé de concevoir la plus petite pompe possible à partir d'éléments trouvés dans le commerce. Le cahier des charges et la description de cette pompe sont repris en annexe 2.11. La principale contrainte est d'utiliser des clapets à bille et l'actionneur *voice-coil* mentionné précédemment. Cette façon de procéder a permis de développer très rapidement une pompe afin de tester le fonctionnement de petits clapets à billes ainsi que l'actionneur.

La pompe comporte 4 éléments principaux (cfr. figure 28) :

- un vérin pneumatique
- un actionneur *voice coil* (linéaire)
- deux clapets à bille

Ces éléments sont disponibles dans le commerce :

- piston de la société FESTO (référence EG-2,5-10-PK-2)
http://www.festo.com/INetDomino/files_01/EG_275362.pdf
- actionneur de la société BEI KIMCO MAGNETICS (référence LA-05-000A)
<http://www.beikimco.com/products/actuator/frame0505000a.htm>
- clapet à bille de la société LEE COMPANY (référence CHFA1256501A)
<http://www.theleeco.com/VALVWEB2.NSF/4c8c908c6ad08610852563a9005dae17/617d60a1fc6cb826852567e00052a16d!OpenDocument>

Le principe de fonctionnement est simple : l'actionneur meut le piston, ce qui provoque l'aspiration (ou le refoulement) du fluide à travers les clapets à bille adéquats (le réservoir n'est pas représenté).

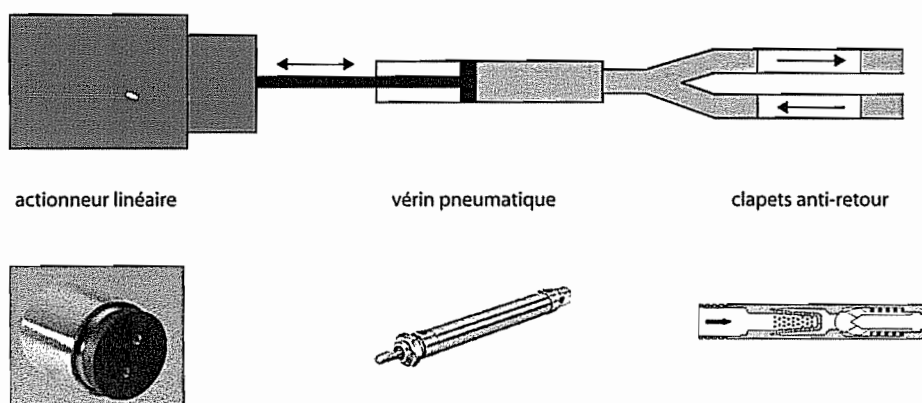


figure 28 - Eléments principaux de la pompe

² Actionneur LA05-05-000A de la société BEI KIMCO Magnetic (<http://www.beikimco.com/>)

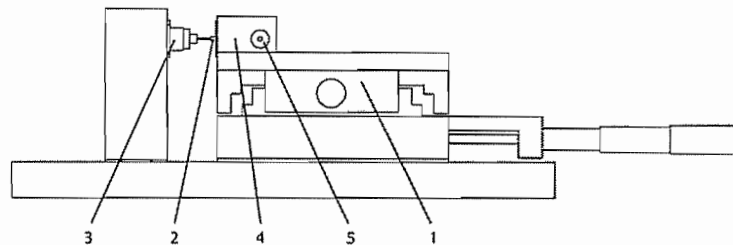
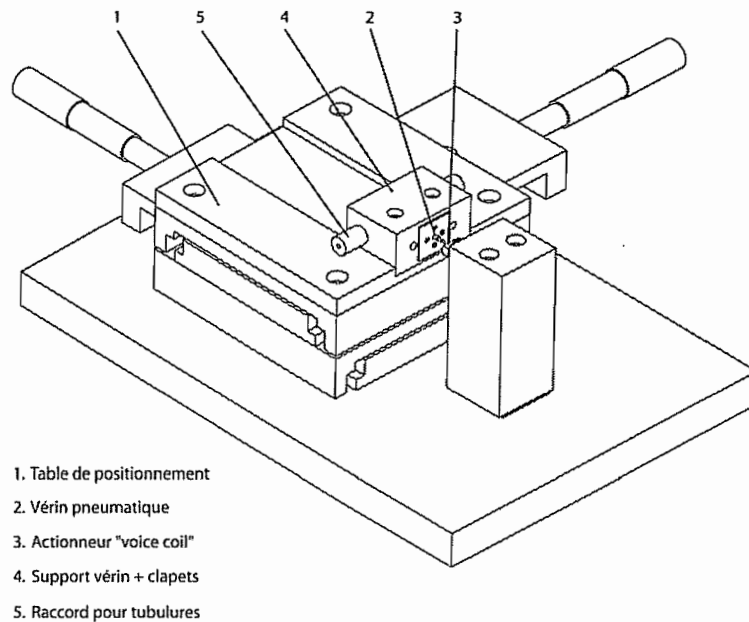


figure 29 - Banc d'essai de la pompe

Le banc d'essai de la pompe est illustré à la figure 29. Le vérin pneumatique et les clapets sont placés dans la pièce 4 *support vérin + clapets*.

Les tests effectués sur cette pompe ont validé son fonctionnement. En fonction de la fréquence d'alimentation de l'actionneur et de sa course, il est possible de régler le débit de la pompe.

L'ensemble du banc d'essai est cependant assez volumineux. De plus, des fuites (vers l'extérieur du corps de pompe) entre le piston et son cylindre n'ont pas pu être supprimées. Plusieurs autres principes de pompes, visant à intégrer l'actionneur et les clapets du commerce dans le minimum d'espace vont être présentés dans ce qui suit.

La figure 30 représente une pompe fort semblable à celle mentionnée précédemment : un piston provoque l'aspiration ou le refoulement du fluide à travers les clapets adéquats. Le problème de fuite (ici entre le piston et le palier lisse) n'est donc pas résolu.

Dans la pompe de la figure 31, un soufflet est utilisé pour réaliser l'étanchéité. Il s'agit toujours d'une pompe volumétrique, la partie mobile de l'actionneur agissant directement sur le soufflet et modifiant ainsi le volume de la chambre de pompage. Cependant, le soufflet est assez difficile à fabriquer étant donné ses dimensions (environ 12 mm de diamètre). De plus, l'assemblage est complexe.

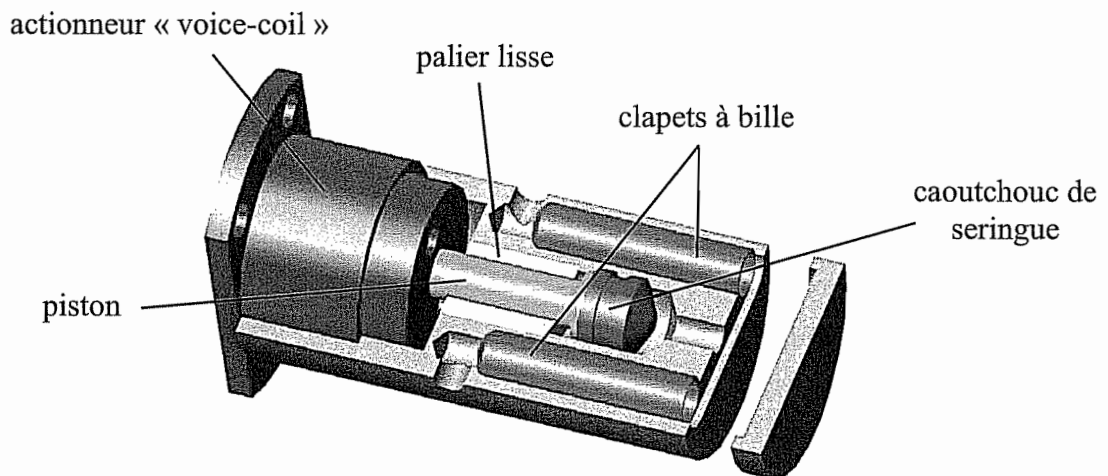


figure 30 - Schéma d'ensemble d'une pompe à piston réalisée à partir d'éléments standard

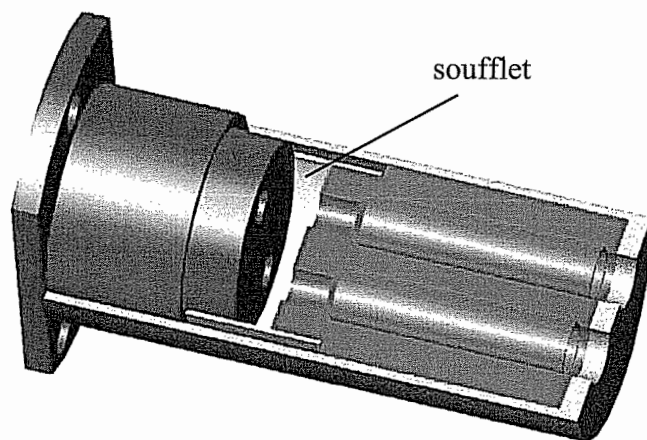


figure 31 - Schéma d'ensemble d'une pompe à soufflet réalisée à partir d'éléments standard

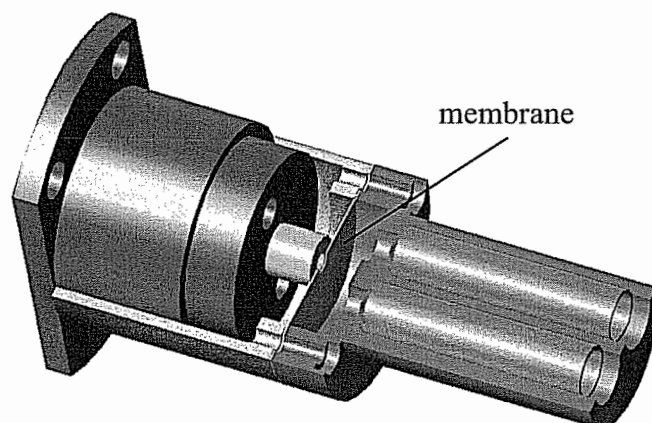


figure 32 - Schéma d'ensemble d'une pompe à membrane réalisée à partir d'éléments standard

La figure 32 représente une pompe volumétrique où l'étanchéité est réalisée grâce à une membrane déformable. L'assemblage de l'ensemble est plus simple que précédemment et la membrane est relativement facile à fabriquer.

2.3.4. Banc d'essais des clapets

Les problèmes rencontrés au niveau des tests sur le prototype fabriqué nous ont amenés à effectuer des tests sur des clapets pris isolément, donc séparés du reste de la pompe. Il y a lieu d'éviter que des phénomènes ambiants ne masquent certaines propriétés fondamentales des clapets. En tentant de caractériser un clapet seul, nous essayons de mettre de côté un maximum de barrières et espérons obtenir des résultats probants, pouvant servir de base à un meilleur fonctionnement de la pompe.

SCHEMA

L'architecture de ce banc est simple.

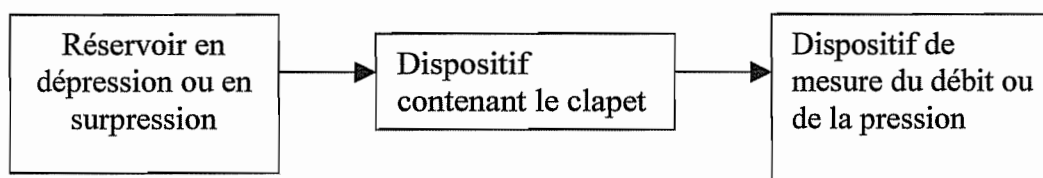


figure 33 - Architecture du banc d'essai des clapets

Le principal test réalisé est un test d'étanchéité du clapet. Pour cela, nous mettons le réservoir en surpression par rapport au clapet et nous observons s'il se produit une variation de niveau en sortie de clapet.

D'autres tests tels que le temps de fermeture sous une certaine pression et de la dépression nécessaire pour obtenir l'ouverture, dans certaines conditions, auraient pu être effectués par des moyens plus complexes mais n'avaient pas de raison d'être avant de prouver l'étanchéité satisfaisante du clapet.

DIFFÉRENTS TYPES DE CLAPETS TESTÉS

La première démarche fut de demander à une firme extérieure de nous fournir, sur base de nos plans (annexe 3.9, plan 6 *insertclapet*), un dizaine de sièges de clapet en alumine, céramique ayant d'excellentes caractéristiques au niveau de l'indéformabilité. Les premiers tests effectués avec ces sièges de clapet particuliers, associés à des billes en rubis ont montré que cette combinaison n'offrait pas une étanchéité parfaite. La cause de ces fuites est supposée être la trop grande rigidité de ces sièges de clapet : la moindre imperfection au niveau des surfaces en contact (en particulier si le cône est ovalisé) entraîne irrémédiablement une fuite. Cette trop grande rigidité n'est cependant pas la cause directe, c'est l'erreur de forme et la rugosité qui sont les causes directes de ces fuites. Cependant, une souplesse plus élevée permettrait une déformation assurant in fine la conformité des surfaces en présence.

Il a donc été décidé d'opter pour un matériau plus souple, capable de se déformer légèrement sous la force de pression exercée par la bille, afin de pouvoir corriger in situ les éventuelles imperfections du siège et ainsi d'obtenir une meilleure étanchéité. Les différents clapets ont été usinés dans nos locaux, au moyen de forets étagés spéciaux (cfr. figure 34).

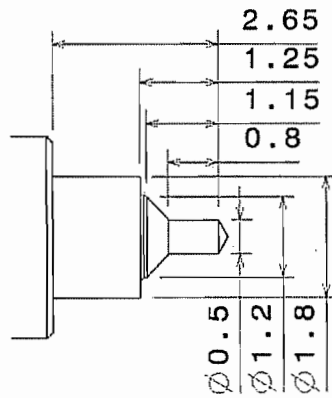


figure 34 - foret étagé spécial

La première matière testée par ce procédé est le POM-C. Ce matériau n'a pas donné d'amélioration par rapport à l'alumine. Nous avons ensuite testé le polycarbonate, très déformable. Malheureusement, les résultats n'étaient guère meilleurs. Le plexiglas a également été testé, sans donner de meilleurs résultats.

Le caoutchouc a alors été envisagé. Cependant, il est impossible d'usiner le caoutchouc, la seule façon de le mettre à forme est de le mouler. Cette opération demande énormément de moyens (moule coûteux, presse d'injection). Nous avons alors voulu simplifier et ne tester qu'une simple rondelle de caoutchouc, dont le diamètre extérieur est défini par un emporte-pièce et le diamètre intérieur par enfoncement d'une aiguille chauffée au rouge. La zone de contact est, dans ce cas, toujours respectée. Les résultats obtenus étaient très mauvais, comme s'il n'y avait pas de clapet. La raison de ce dysfonctionnement semble être le très mauvais état de la zone de contact du caoutchouc, percée à l'aiguille.

Des recherches sur la possibilité d'acquérir des clapets disponibles dans le commerce nous ont conduit vers la firme Lee Company (USA), représentée par la firme néerlandaise Denis De Ploeg N.V. Nous avons acheté quelques clapets afin de les tester (le plan est donné dans l'annexe 3.7). Ce sont eux qui ont donné les meilleurs résultats, jusqu'à présent.

La possibilité de s'aider d'un ressort pour maintenir la bille correctement plaquée sur son siège a été envisagée. Des investigations nous ont mené à la fabrique de ressort de précision Van Hulen S.A., dans la zone industrielle des Hauts-Sarts. Ils nous ont fourni quelques échantillons des plus petits ressorts qu'ils avaient à leur disposition à ce moment.

Nous avons inclus un de ces ressort dans un clapet, comprenant un siège en plexiglas et une bille de rubis. Les résultats obtenus sont prometteurs : l'étanchéité est bien assurée, il faut en effet plusieurs jours pour que le niveau d'eau descende au plus bas. Aucune information quantitative n'a pu être retirée de ces résultats.

Des explications plus complètes ainsi que l'illustration de tous les prototypes de clapets réalisés se trouvent dans l'annexe 4.9.

MODELE

Comme nous l'avons expliqué, les phénomènes physiques liés aux clapets sont assez complexes. Cette complexité physique affecte la modélisation, en rendant celle-ci difficile, sinon impossible sans des simplifications dénaturantes.

Un premier essai de modélisation a été effectué (voir point 6.3 de l'annexe 2.3). Grâce à celle-ci, nous pouvons évaluer une borne supérieure de la perte lors de la fermeture d'un clapet.

Ce volume perdu dans le clapet est un premier pas dans l'évaluation fine des performances de la pompe, en terme de débit.

2.3.5. Dispositif de guidage (col circulaire)

CONCEPTION ET REALISATION D'UN BANC D'ESSAIS

Afin de tester et valider le comportement du col circulaire, un banc d'essais a été réalisé. Il permet de mesurer la force/le couple de rappel du col, à l'aide d'un capteur de force.

Ce banc d'essais doit permettre la fixation du piston, de l'enveloppe et l'intégration d'une table de positionnement. Le piston se fixe en utilisant des vis de pression d'un côté et des goupilles faisant office de butées de l'autre côté. Les plans du banc d'essais sont donnés dans l'annexe 3.3.

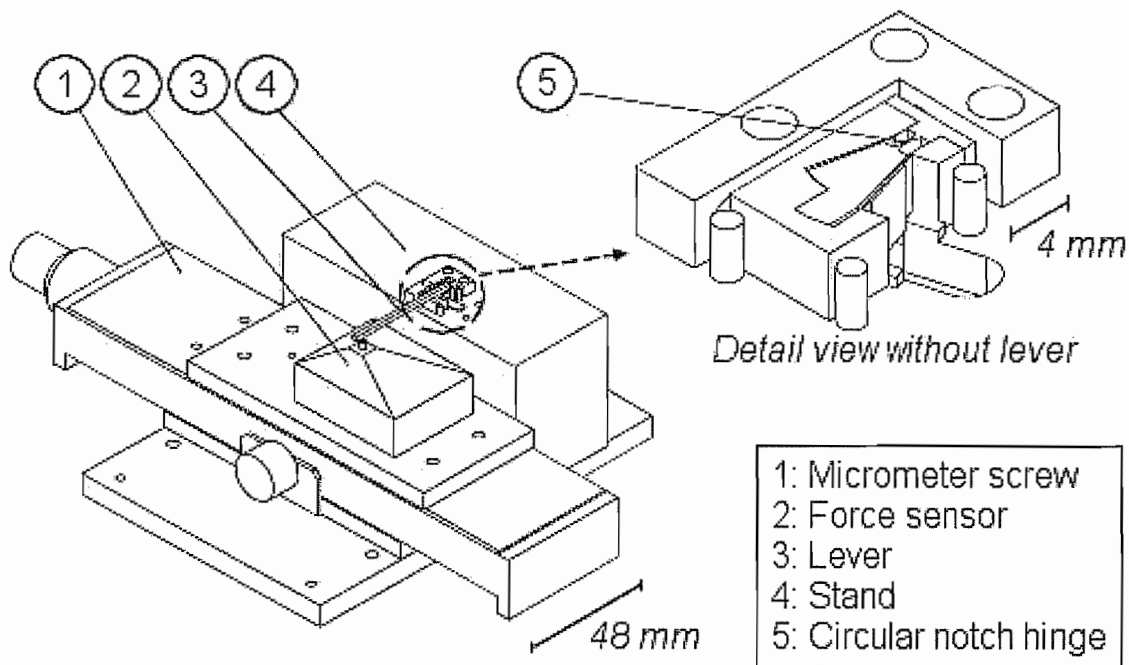


figure 35 - Banc d'essais du col circulaire

La figure 35 présente le banc d'essais du col circulaire. Le principe de fonctionnement est le suivant : le capteur de force est placé sur une table de positionnement et est déplacé petit à petit. La pointe du capteur vient pousser le piston qui est une partie du col (l'autre partie étant fixée au bâti), par l'intermédiaire d'une barre en aluminium qui fait office de levier. La force qui est alors lue sur le capteur correspond à la force de retour élastique du col circulaire.

ESSAIS

Les essais ont consisté à mesurer la force de rappel du col en fonction de la position angulaire en essayant de couvrir toute la gamme du débattement angulaire du col (environ 2 degrés). Il y avait néanmoins une limitation, la gamme de mesure du capteur de force : 0.1N à fond d'échelle. Les tests ont été effectués sur des cols d'épaisseur allant de 66 μm à 175 μm .

Les résultats de ces tests ont permis d'affiner un modèle analytique du col circulaire. Ils sont repris en annexe 4.2.

2.4. Conception du prototype final

2.4.1. Dispositif de guidage

Le choix de la méthode de guidage ayant été défini et justifié (1.2), il reste à la mettre en œuvre.

MODÈLE ANALYTIQUE

La première étape est de développer un modèle permettant de prédire les performances de ce type de guidage, en terme de raideur et de déplacement maximal admissible.

Le modèle développé est basé sur la résolution analytique exacte des équations de la mécanique des matériaux appliquées à cette structure. Ensuite, nous avons appliqué des corrections afin de tenir compte du caractère non-asymptotique des cols utilisés. Cette modélisation est expliquée dans un document en annexe (annexe 1.2) et a fait l'objet d'une publication également reprise en annexe (annexe 5.2).

ESSAIS DE FABRICATION (DÉTERMINATION DES PARAMÈTRES D'USINAGE)

Un document annexé (annexe 6.2) reprend l'ensemble des pièces usinées dans le cadre du projet. Parmi celles-ci, on trouvera en particulier les cols et les essais permettant de déterminer l'épaisseur minimale pouvant être usinée par électro-érosion.

Cette épaisseur minimale pouvant être usinée sur la machine d'électro-érosion à fil disponible à Liège, avec les paramètres classiques d'usinage de l'acier, a été déterminée par des essais et fixée à 0,1 mm. Mais en optimisant les paramètres de coupe pour privilégier la qualité des surfaces usinées et non la rapidité d'usinage, nous sommes parvenus à passer en dessous de cette limite.

2.4.2. Faisabilité des clapets

Le plan de définition de la pièce étant réalisé, nous avons voulu nous enquérir de la faisabilité des inserts tenant lieu de clapet. Ceux-ci sont en effet très petits et très exigeants au niveau du respect des tolérances de cotes et de forme.

FABRICATION SUR PLAN CHEZ MICROPIERRE

Lors du contact pris avec Rubis-précis (société française) pour l'achat des billes en rubis, M. Feuvrier (attaché technico commercial) m'a affirmé être capable de réaliser également les sièges de clapets, en petite série, sur base de notre plan. Nous avons donc envoyé un plan.

C'est une filiale de Rubis-précis, Micropierre (M. Chaney, responsable de la fabrication), qui a mis en forme nos sièges de clapets en alumine.

FABRICATION AVEC FORET ÉTAGÉ SPÉCIAL, DANS DU PLASTIQUE

Les sièges fournis par Micropierre n'ayant pas donné satisfaction au niveau de l'étanchéité des clapets, plusieurs raisons de ce dysfonctionnement ont été envisagées. Parmi celles-ci, une erreur de forme du siège et/ou une rigidité trop élevée.

Nous avons alors décidé de confectionner nous-même des sièges de clapet en plastique par tournage à l'aide d'un foret de forme donnant la géométrie désirée en une seule passe. Nous avons ainsi obtenu une série de sièges de matériaux différents, que nous avons pu tester (annexe 4.9).

FABRICATION PAR LASER CHEZ TECHNOFUTUR

Une autre façon envisagée d'obtenir ces clapets est l'usinage Laser. Cette technique est orientée vers les mini, voire les micro-usinages. En effet, la limite inférieure en taille provient du faisceau laser. L'utilisation de cette technique pour les pièces de dimensions moyennes (40-400 mm) est déconseillée à cause des temps d'usinage extrêmement longs.

Les tests effectués pour les clapets permettent d'envisager l'extension de cette méthode aux autres pièces de la micro-pompe.

Cependant, les résultats obtenus jusqu'à présent ne sont pas encore entièrement satisfaisants (cfr. annexe 6.3), ce qui nous ont conduit à abandonner provisoirement cette technique.

2.4.3. Modèle hydraulique de la pompe

L'utilité d'un tel modèle est simple : évaluer les paramètres de la pompe afin d'obtenir la caractéristique désirée. Les paramètres constituent l'ensemble des données permettant de dimensionner la pompe et de définir sa vitesse de fonctionnement.

ÉVOLUTION DU MODELE PAR RAPPORT À LA CONCEPTION

La première modélisation hydraulique effectuée est celle du prototype à palette (prédesign, voir annexe 1.4).

Bien que le design ait changé entre temps, ce qui ôte une part de la pertinence de cette analyse, nous retirons de ce design deux enseignements principaux :

- nous avons jeté les bases d'une modélisation des performances de la pompe en prenant en compte les fuites apparaissant dans les jeux entre 2 pièces en mouvement. Cette modélisation a servi dans la suite, pour les autres configurations;
- ce modèle donne une idée approximative de l'ordre de grandeur des dimensions à donner à la future pompe, pour obtenir une performance demandée.

Le dimensionnement d'un second design (proto version V01) a été effectué sur base de ce premier modèle. Les dimensions sont reprises dans le tableau 5. La modélisation de l'hydraulique concernant ce design se trouve dans l'annexe 1.5. Nous retrouvons dans ce tableau les dimensions du modèle à l'échelle 10 qui a été construit sur cette base pour effectuer des tests, comme expliqué au paragraphe 1.3.1. Ce modèle a été simplifié pour éviter toute perturbation des mesures. Ceci se vérifie dans le tableau par l'absence de certaines valeurs. Ce modèle de pompe a également été simulé au point de vue hydraulique (annexe

1.3) sur base de la modélisation du prototype V01, puisque le modèle à l'échelle 10 en découle directement. Certains paramètres ont été évalués grâce à ce modèle mathématique en vue des tests (voir paragraphe 1.3.1).

tableau 5 - Paramètres évalués par modèle mathématique

Description	Notation	Valeurs		Paramètres sans dimension correspondant obtenu en divisant par r_1		
		Modèle (mm)	Proto 1 (mm)			
rayon min de la palette	r_1	37,75	3			
rayon max de la palette	r_2	37,75	3,5	ρ	1	1,1667
rayon du piston	r_p	59,75	4,75	ρ_p	1,5828	1,5833
rayon de l'arbre	r_c	9	0,72	ρ_c	0,2384	0,24
largeur du piston	l	40	3,18	λ	1,0596	1,06
épaisseur de la palette	e	35	2,78	ε	0,9272	0,927
rayon des billes	r_b	5	0,5	--	--	--
Excentrement	e_x	--	0,1	ε_x	--	0,033
jeu	h	?	0,008	H	?	0,00267

Une seconde version du prototype a été dessinée (annexe 3.9). Cette version inclut certaines simplifications de géométrie, lesquelles ont pour but de rendre la fabrication plus aisée. Cependant, les modifications apportées ne nécessitent pas une nouvelle modélisation car elles sont quasiment sans effet au niveau hydraulique.

Le dernier prototype conçu, avec le col circulaire, étant assez différent au niveau de la géométrie, la modélisation faite pour les précédent design ne lui est pas transférable. Nous sommes donc reparti des équations de base pour reconstruire un modèle mathématique correspondant (cfr. annexe 1.6).

Une étude des paramètres intervenant dans le calcul des débits a été réalisée et a mené à des relations sans dimensions, plus générales. Ces relations se trouvent dans les annexes 1.6 précitées.

2.4.4. Modèle des forces

Parallèlement à la modélisation hydraulique de la pompe, nous avons tenté d'évaluer les forces en présence. Deux raisons principales nous y ont poussé:

- la nécessité de connaître l'effort à développer pour actionner la pompe. En effet, la connaissance de cet effort nous permet de choisir le moyen d'actionnement ainsi que de dimensionner l'actionneur (voir paragraphe 1.4.5)
- l'évaluation des différents efforts implique une réflexion sur leurs causes. Entre autres, les sources parasites (frottement, viscosité,...) conduisent malheureusement à augmenter la taille de l'actionneur pour obtenir l'effort nécessaire pour actionner la pompe. Cette réflexion permet d'envisager des moyens de réduction des plus importantes sources d'efforts parasites, avant même d'effectuer des tests sur prototype, ce qui est avantageux.

Parmi les principales sources d'effort, nous trouvons :

- l'effort de pression, dû à la différence de pression qui existe de part et d'autre de la partie active de la pompe (dépression du réservoir),
- l'effort de viscosité, dû au fait que le fluide n'est pas parfait mais visqueux, ce qui entraîne des effets de collement aux parois et l'apparition d'un effort de cisaillement du fluide,
- l'effort de rappel du piston, qu'il soit dû à un ressort, comme dans les version V01 et V02, ou à l'élasticité de la matière, comme dans la version V03 (col circulaire).

Tous ces efforts ont été évalués pour chacun des prototypes de pompe. Ces modélisations se trouvent dans les annexes 1.3 à 1.6 traitant du modèle hydraulique, chacune des pompes ayant son propre document.

De même que pour l'étude hydraulique, des relations sans dimensions ont été dégagées. Celles-ci permettent de s'affranchir des dimensions dans le calcul des caractéristiques et permettent de simplifier les tests sur prototypes en réduisant le nombre de cas à tester.

En effet, à chaque paramètre correspond une gamme d'essais, car il faut tester toutes les valeurs possibles de ce paramètre. Si nous possédons une relation sans dimensions, le nombre de paramètres est diminué de trois (nombre de grandeurs fondamentales, selon le théorème de Vaschy-Buckingham), si bien que le nombre d'essais diminue de manière très significative.

2.4.5. Électroaimant pour la pompe à col

Afin d'actionner le piston de la pompe, il a été décidé d'utiliser un électroaimant. Ce dernier doit provoquer une rotation de deux degrés du piston ; quand aucun courant ne circule dans l'électroaimant, le piston retrouve sa position de repos grâce à la force de rappel élastique du col circulaire (cfr. figure 36).

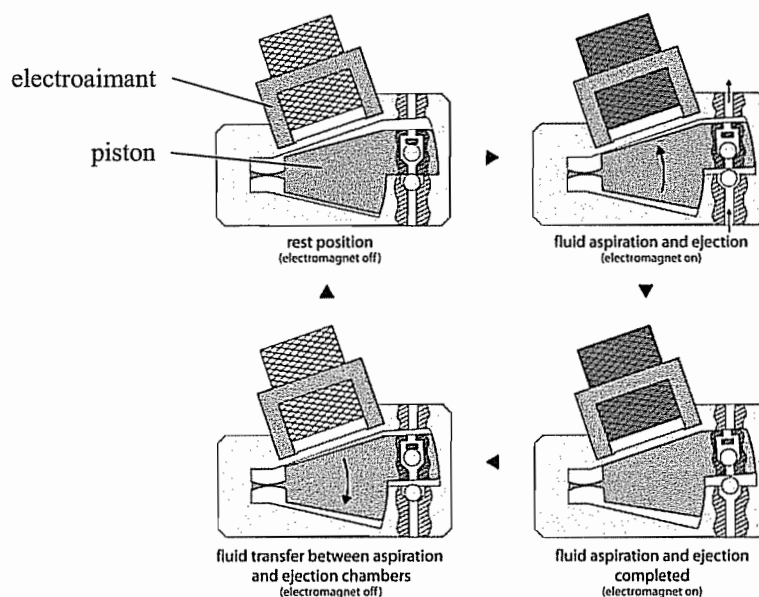


figure 36 - Différentes phases du fonctionnement du prototype

La force à développer par l'électroaimant est essentiellement déterminée par la force nécessaire pour déformer le col circulaire (et donc provoquer la rotation de deux degrés du piston). D'après les calculs théoriques effectués sur le col circulaire, le couple minimum que doit fournir l'actionneur varie linéairement entre 0 et 1.3 Nmm selon la position angulaire du piston.

La modélisation par éléments finis de l'électroaimant a servi d'outil pour optimiser sa taille, sachant que l'on souhaite développer, par sécurité, un couple de 2 Nmm lorsque le piston est dans sa position de repos (et donc que l'entrefer³ est maximum). Le logiciel utilisé est FLUX3D[®] de la société CEDRAT.

Le système modélisé est illustré à la figure 37. Seuls les éléments magnétiques y sont représentés car les éléments non-magnétiques n'ont pas d'influence sur le flux magnétique et donc sur l'effort développé par l'électroaimant.

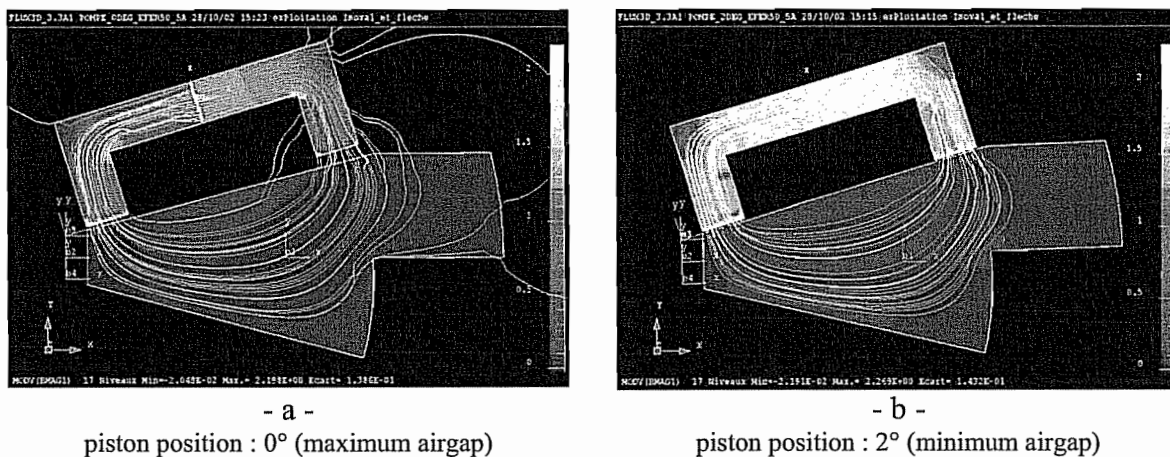


figure 37 - Modélisation de l'électroaimant par éléments finis

Les paramètres principaux à optimiser sont (cfr. figure 38):

- La longueur du noyau
- La largeur du noyau
- L'épaisseur du noyau
- L'épaisseur de la paroi en titane (qui sépare l'électroaimant du corps de pompe)
- Le nombre de spires de la bobine
- L'intensité du courant circulant dans la bobine

La densité de courant, durant les modélisations, a été fixée à 30 A/mm². Cette valeur, relativement élevée si on la compare avec des électroaimants de taille plus importante, peut être atteinte grâce au fonctionnement à basse fréquence (maximum 1 Hz) de l'électroaimant. Cette fréquence est suffisante pour injecter les quantités requises d'insuline au patient (étant donné la cylindrée de la pompe).

³ L'entrefer est la distance séparant le noyau de l'électroaimant de l'élément à actionner (le piston dans ce cas-ci).

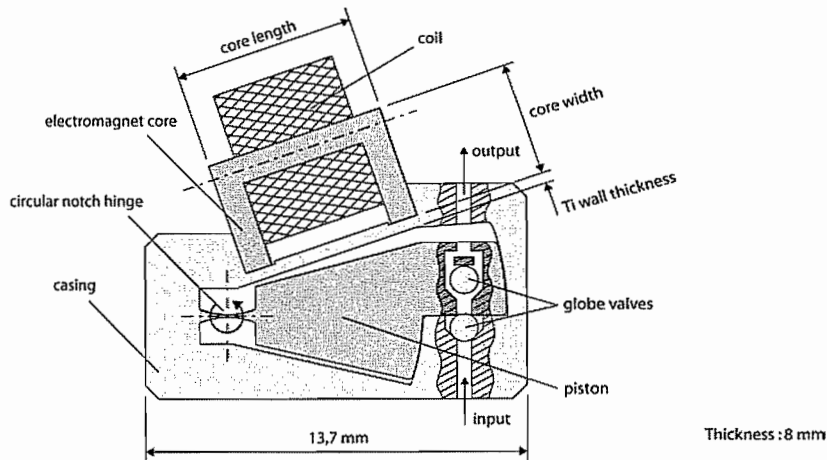


figure 38 - Principaux paramètres à optimiser par simulation

Puisque les différents paramètres ont été optimisés de la même façon, nous allons uniquement décrire l'influence de l'épaisseur du noyau sur le couple développé.

Notons qu'il a été décidé que l'épaisseur de l'actionneur (bobine + noyau) ne doit pas dépasser 8 millimètres. Ainsi, si l'épaisseur du noyau augmente, l'épaisseur de la bobine doit diminuer. Le courant dans la bobine doit donc aussi diminuer pour maintenir la densité de courant constante. Tous les autres paramètres sont maintenus constants pendant la variation de l'épaisseur du noyau. Les résultats de cette modélisation sont illustrés à la figure 39. On remarque qu'il existe un optimum pour l'épaisseur du noyau.

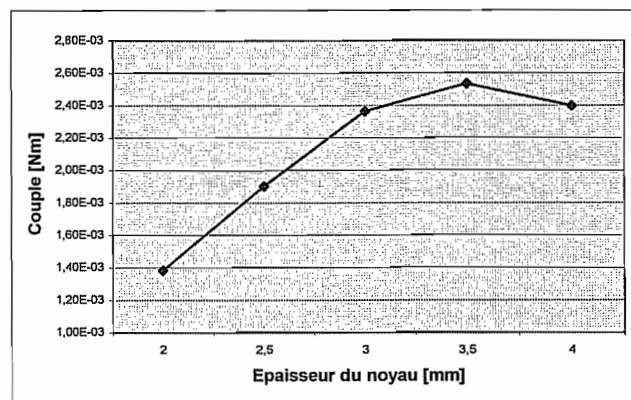


figure 39 - Résultats de la modélisation

Une description plus détaillée des modélisations est reprise en annexe (cfr. annexe 1.10).

Finalement, afin de développer un couple minimum de 2 Nmm, les paramètres suivants ont été trouvés :

- Longueur du noyau = 4.5 mm
- Largeur du noyau = 1.0 mm
- Epaisseur du noyau = 3.5 mm
- Epaisseur de la paroi en titane = 0.05 mm
- Courant = 335 mA
- Nombre de spires = 400

La figure 40 représente le couple développé par l'actionneur en fonction de la position angulaire du piston pour ce jeu de paramètres.

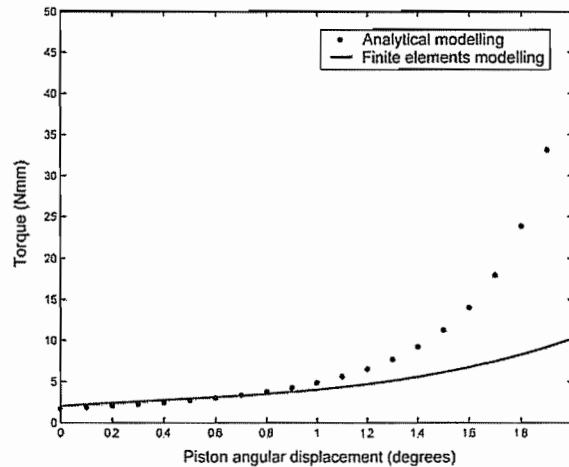


figure 40 - Couple développé en fonction du déplacement angulaire

Un modèle analytique simple (fichier matlab en annexe 1.12) donne :

$$\text{Couple} = \frac{\mu_0 A n^2 I^2}{2} \frac{da(\theta)}{a(\theta) d\theta}$$

où :

- μ_0 est la perméabilité de l'entrefer
- A est la surface de la section de l'entrefer
- n est le nombre de spires du bobinage
- I est l'intensité du courant circulant dans la bobine
- θ est le déplacement angulaire du piston
- $a(\theta)$ est la longueur de l'entrefer

Le résultat de ce modèle est illustré à la figure 40. On constate que le modèle par éléments finis et le modèle analytique donnent des résultats équivalents lorsque la saturation du matériau magnétique est faible (c'est-à-dire pour des valeurs faibles de θ qui correspondent à un entrefer important). Lorsque la saturation est plus importante, les deux modèles divergent ce qui est normal, puisque la saturation n'est pas prise en compte dans le modèle analytique.

Cet électroaimant a été réalisé manuellement (fil enroulé à la main autour du noyau usiné par électroérosion). Le fil utilisé ($\varnothing 112 \mu\text{m}$) est un alliage de cuivre recouvert de résine. Le noyau est constitué d'un acier inoxydable ferromagnétique.

2.5. Fabrication du prototype

Ce chapitre sera consacré à la description de la fabrication du dernier prototype retenu. Il s'agit de la version V03, ayant pour caractéristique d'être guidé par un col circulaire, col qui fait également office de ressort. Les plans de cette pompe sont disponibles dans l'annexe 3.9. Chaque partie constitutive sera brièvement décrite, en particulier au niveau de la fabrication.

2.5.1. Col circulaire

DIFFERENTS ESSAIS RÉALISÉS PAR ÉLECTROÉROSION À FIL

L'annexe 6.2 reprend les essais d'usinage de cols. Les pièces concernées sont les pièces numérotées de 9 à 15. Très vite, nous sommes parvenus à la conclusion qu'avec les paramètres d'usinage classique définis dans le même document, l'épaisseur minimum du col réalisable sur la machine disponible à Liège est de 0,1 mm (pièce n° 24).

COMMANDE ET CHOIX DES OUTILS

Outre l'électro-érosion, la mise à forme des éléments de la pompe nécessite divers outils (fraise, tarauds, plaquette,...). Ceux-ci sont décrits dans l'annexe 6.4. Les fournisseurs sont Dixi (Vulhopp) pour les forets de précision, Prototyp (Elce) pour les fraises, tarauds, filières et Précicarb pour les outils de tournage. Ces derniers outils ont été transmis à l'IATA pour la réalisation des tubulures d'admission et de refoulement.

2.5.2. Corps de pompe : découpe WEDM, perçage sur fraiseuse, avec berceau, usinage poche EA par électroenfonçage

Nous découpons le pré-profil de cette pièce dans une rondelle de TiAl6V4, rondelle coupée par WEDM à la bonne épaisseur. Ce pré-profil ne tient pas compte de la forme de l'électro-aimant, celui-ci nécessitant un logement dans le corps de pompe pour le recevoir, ce logement sera effectué plus tard, par électro-érosion par enfonçage (voir annexe 6.5). Les différents perçages destinés à recevoir l'insert (clapet), les tubulures d'entrée et d'échappement (permettant le passage du fluide) sont usinés grâce à une électro-broche (permettant de monter à plus de 50 000 tr/min), montée sur une fraiseuse 3 axes à commande numérique. Sans cette électrobroche, la fraiseuse ne peut monter que jusqu'à 4000 tr/min, ce qui est insuffisant pour les petits forets (voir annexe 6.4). La pièce est classiquement montée dans un étau. Elle est soutenue par un berceau, lui-même découpé par électro-érosion. Ce berceau de forme spéciale permet d'orienter la pièce pour que l'axe des trous soit aligné avec l'axe de la broche de la fraiseuse (et de l'électro-broche). Il est important de noter que les références sont prises avec la queue du foret destiné à usiner, monté à l'envers sur l'électro-broche : on se garde ainsi de l'erreur de positionnement de l'électro-broche dans la broche de la fraiseuse. L'orientation de l'étau tenant la pièce à usiner, par rapport aux axes de déplacement de la machine, devrait également se faire avec l'électro-broche mais constitue une perte de temps car l'étau est déjà pré-réglé.

La découpe et le fraisage étant réalisés, il ne reste alors qu'à creuser le logement de l'électro-aimant par un processus d'électro-érosion par enfonçage. Le plan de l'électrode est donné dans l'annexe 3.9. La description de la méthode pour arriver à éroder le logement est décrit dans l'annexe 6.5.

La dernière étape consiste à micro-biller la pièce afin d'enlever la *couche blanche* laissée par l'électro-érosion.

2.5.3. Palette

La mise à forme de la palette se fait exactement de la même façon que pour le corps de pompe. Le profil extérieur est découpé au fil dans une rondelle d'acier inoxydable X20Cr13

(AISI 420, EN-1.4021), préalablement mise à épaisseur par découpage. Il y a ici une opération délicate qui consiste à usiner le col circulaire. Celui-ci étant assez fragile, l'usinage nécessite une intervention manuelle pour protéger le col à la fin de son usinage.

La pièce est alors montée sur la fraiseuse, de nouveau dans un berceau, pour pouvoir usiner les conduits de passage du fluide et la poche destinée à recevoir l'insert (clapet).

Il reste alors à micro biller la pièce pour éliminer la *couche blanche*.

Si l'on veut éviter tout phénomène de corrosion, il faut effectuer un traitement de passivation car les surfaces sont altérées par l'électro-érosion. Cela peut se faire chez « La Nitruration Moderne » en région liégeoise. Le coût est forfaitaire au kg. Il y a donc lieu, si on veut limiter les coûts, de traiter un certain nombre de pièces.

La pièce étant alors terminée, il est nécessaire de s'assurer que l'insert s'y loge parfaitement, avec le serrage voulu.

2.5.4. Usinage des tubulure d'admission et de refoulement à l'IATA

Ces pièces ont été fabriquées à l'IATA, section *microtechniques-horlogerie*, à Namur. Ceci pour les raisons suivantes : l'école d'horlogerie est à même d'usiner des pièces de révolution de petite taille, de plus elle est prête à essayer d'usiner du titane, pour son expérience personnelle. Ils possèdent en effet à l'IATA toutes les machines nécessaires (tours d'horloger). Cependant, ils sont habitués à usiner du laiton ou de l'acier *bleu* (c'est à dire trempé). L'usinage de l'alliage de titane est plus difficile et nécessite des vitesses de coupe élevées, difficile à obtenir sur les tours qu'ils possèdent. Les outils adaptés au titane ont été fournis par nos soins, ils sont repris dans l'annexe 6.4.

L'IATA nous ont fourni quatre tubulures dont deux sont montées sur le prototype de la pompe alors que les deux autres ont servi pour faire des tests sur les différents clapets usinés (comme raccord aux clapets, pour les tuyaux).

2.5.5. Clapets : Micropierre et plexi avec ressort

Les inserts en alumine servant de clapet à la micropompe ont été fabriqués par Micropierre, à Charquemont, France. Les tests ont montré qu'ils n'étaient pas efficaces. Les clapets avec ressort fournis par Vanhulen ayant montré des résultats probants, nous avons décidé de réaliser des clapets semblables à nos dimensions en plexiglas (cfr. annexe 4.9).

2.5.6. Carter

CONCEPTION ET FABRICATION DU BOÎTIER DE LA POMPE.

Le carter de la pompe regroupe plusieurs éléments au sein d'un même boîtier : la pompe en tant que telle (c'est à dire le piston et son enveloppe), l'électroaimant avec son noyau et son bobinage, les clapets à billes, les tubulures d'admission et de refoulement. Les 2 parties de ce carter doivent procurer l'étanchéité sur les faces latérales du piston. Pour ce faire, il faut que l'usinage soit fait avec le plus de précision possible. Il faut aussi un positionnement parfait du piston et de l'enveloppe, ainsi que de l'aimant. Le carter a donc aussi comme rôle d'assurer le positionnement correct de l'aimant par rapport au piston et à l'enveloppe. Le serrage des deux parties du boîtier est assuré grâce à quatre vis (aux quatre coins). Deux petit trous sont percés sur une face latérale de manière à permettre le passage des fils du bobinage. La figure 41 représente une vue 3D des deux parties du boîtier.

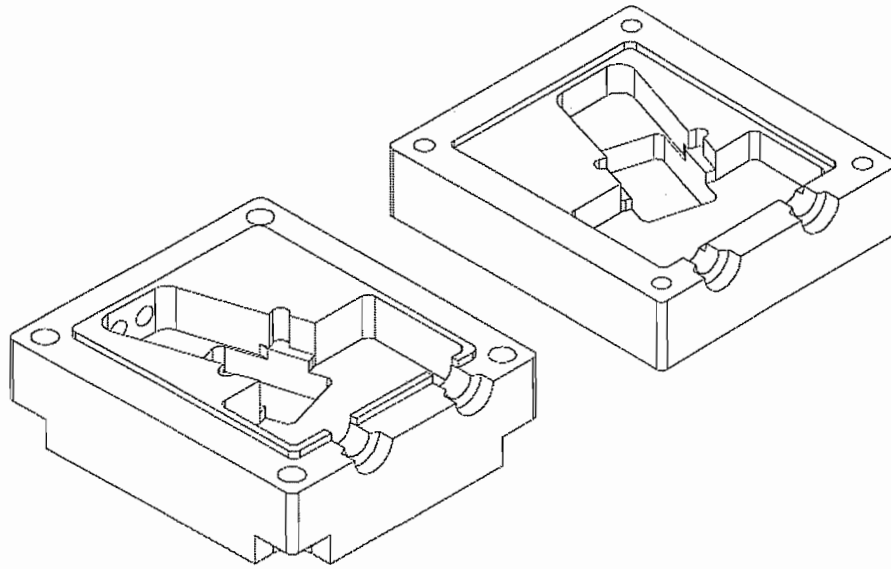


figure 41 - Parties du boîtier

Le boîtier a été réalisé en TiAl6V4 de façon à en assurer la biocompatibilité. Il a été réalisé par fraisage dans les ateliers de l'unité PRM à l'UCL à Louvain-La-Neuve. Les plans détaillés du carter sont donnés dans l'annexe 3.4.

2.5.7. Actionneur

FABRICATION DE L'ÉLECTROAIMANT

Le noyau de l'électro-aimant a été fabriqué entièrement par électro-érosion à fil. La figure 42 montre ce noyau, en 3 dimensions.

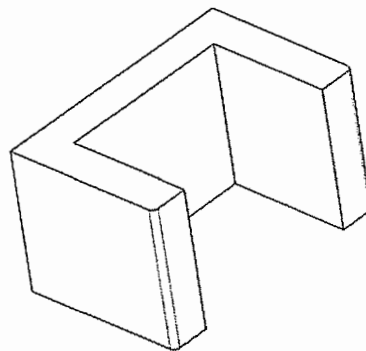


figure 42 - Noyau de l'électroaimant

Le matériau utilisé est le même que pour le piston : acier inoxydable magnétique X20Cr13, fourni par la société ACALIN, située à Ans.

Une première coupe permet de lui donner l'épaisseur, une deuxième la forme d'un U. Le plan de ce noyau (annexe 3.9) donne une idée de la géométrie du dit U.

Le bobinage du fil électrique de cuivre a été fait manuellement, la section du fil et le nombre de tours nécessaire pour obtenir l'effort donné ont été déterminés grâce à la modélisation, au paragraphe 1.4.5.

ESSAIS/MESURES DE L'ÉLECTROAIMANT

Une fois l'électro-aimant réalisé, il fallait en valider le fonctionnement. Pour ce faire, nous avons utilisé le banc d'essai réalisé pour tester la raideur du col circulaire, sur lequel nous avons adapté l'électroaimant. Toujours en utilisant le capteur de force, il nous a été possible de mesurer la force développée par l'actionneur dans les différentes positions du col (ce qui revient à faire varier l'entrefer). Voici la stratégie qui a été adoptée pour faire les mesures de force sur l'aimant. À l'aide du dispositif mis en place pour la mesure de raideur du col (c'est à dire le bras de levier, le capteur...) nous mesurons la force de rappel du col à une certaine position. Ensuite, nous mesurons cette même force de rappel en injectant un courant dans la bobine de l'aimant (mais en veillant bien sûr à ce que ce courant ne soit pas trop élevé de manière à ne pas déplacer le piston, sinon plus aucune mesure ne serait possible). En effectuant ces mesures sur une gamme de 2 degrés, nous pouvons tracer une courbe du couple en fonction du déplacement angulaire (moyennant quelques manipulations mathématiques). D'un autre côté, nous avons établi un modèle théorique pour déterminer le comportement de l'électro-aimant et donc comparer un couple théorique au couple que nous avons obtenu expérimentalement. Pour déterminer un modèle analytique, nous sommes repartis du modèle établi au point 1.4.5 (électroaimant pour la pompe à col) auquel nous avons ajouté des corrections pour tenir compte de la perméabilité non infinie du matériau magnétique ainsi que du phénomène de saturation.

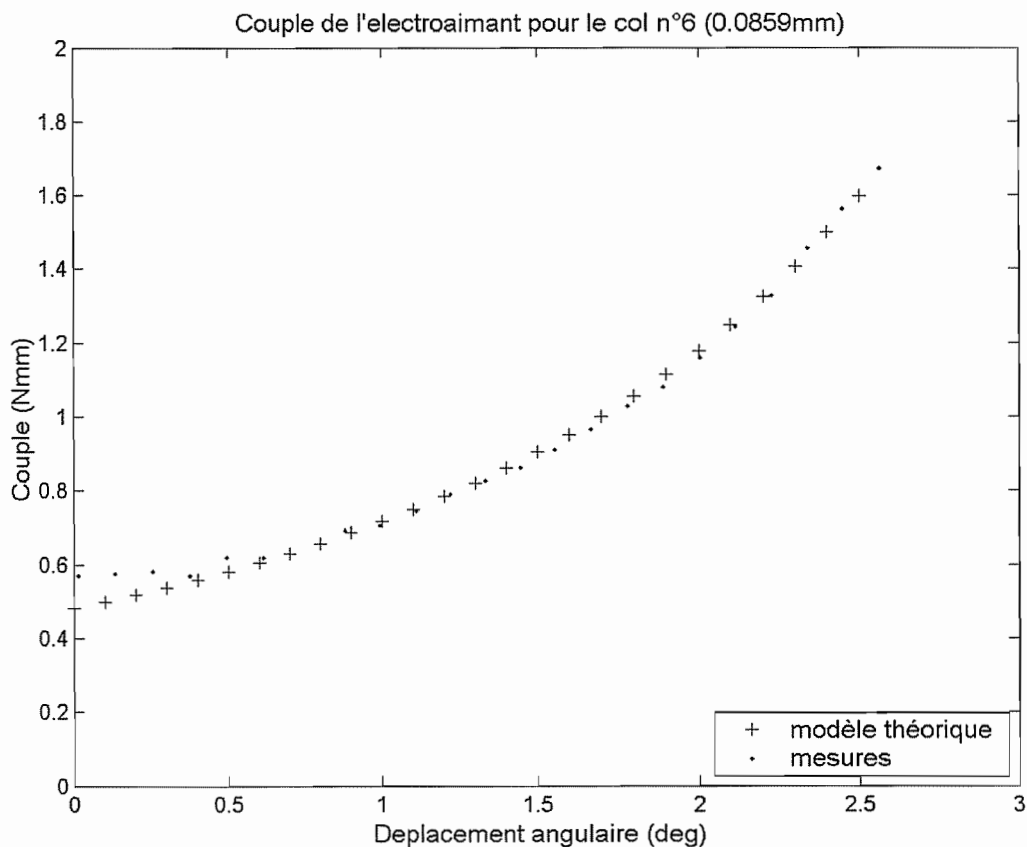


figure 43 - Noyau de l'électroaimant

L'observation de ces 2 courbes montre que le modèle que nous avons établi est très proche de la réalité. Il y a seulement une petite différence lorsque l'entrefer est maximal (déplacement angulaire proche de zéro).

2.6. Tests et mesures sur banc d'essais

2.6.1. Cahier des charges des tests

Un cahier des charges (cfr. annexe 4.10) regroupant un certain nombre de tests qualitatifs et quantitatifs a été rédigé afin de caractériser le prototype de pompage à col circulaire réalisé à l'échelle 1 :1. L'installation du dispositif de pompage sur son banc d'essai a permis dans un premier temps la vérification du fonctionnement global de la pompe : mouvement correct des clapets, dispositif de commande opérationnel, absence de fuites,... Nous avons ensuite suivi un certain nombre de règles tirées notamment de l'expérience acquise lors de la mise en place des tests concernant le dispositif à l'échelle 10 :1 à savoir le dégazage de l'eau, le blocage de la pompe en position verticale, la valeur de la dépression fixée à l'entrée,...

La caractérisation de ce dispositif de pompage réalisé à l'échelle 1:1 sera obtenue par la consigne de la valeur du débit, de la valeur de la course, de la pression de sortie de la pompe, du couple exercé, ainsi que le graphe du débit en fonction de la vitesse et du débit en fonction de la dépression.

2.7. Conclusion

L'explosion des nouvelles technologies et particulièrement les récentes innovations dans les domaines de la micro-mécanique et de la médecine ont ouvert de nouvelles possibilités pour le traitement des maladies. De plus, plusieurs médecins ont montré leur intérêt pour le développement de nouvelles pompes implantables de manière à concurrencer celles actuellement disponibles. Le cahier des charges qui résulte de cette collaboration a en effet clairement montré l'écart qui existe entre la demande des patients (et du corps médical) et les dispositifs actuellement disponibles sur le marché. Pour tenter d'aboutir à un système répondant pleinement à ce cahier des charges, plusieurs designs ont été successivement proposés et évalués sur base de plusieurs critères déterminés de commun accord avec ces mêmes médecins. Nous avons donc abouti au système de pompage que nous avons appelé *pompe à col*. Un prototype de cette pompe a d'ores et déjà été réalisé conjointement dans les ateliers de l'université de Liège (département ASMA, secteur LMF) et de Louvain-la-Neuve (département MECA, unité PRM). Ce prototype, basé sur l'emploi d'un col circulaire pour le guidage, a permis d'atteindre un bon nombre des objectifs fixés au départ, notamment l'obtention d'une très bonne précision au niveau du guidage et ce même pour de très faibles déplacements angulaires, l'éradication de tout problème de lubrification des pièces, la réduction drastique du nombre de composants, l'obtention d'éléments facilement usinables, transportables et assemblables.

3. Apports scientifiques de la recherche

3.1. Collaboration avec le corps médical

La collaboration avec le corps médical a confirmé le manque de dispositifs médicaux destinés à soulager les patients atteints du diabète et a permis de mieux cibler cette maladie ainsi que les désirs des patients. Un cahier des charges a ainsi été élaboré en collaboration avec les médecins dans le but de réaliser un dispositif optimum de délivrance d'analgésiques.

3.2. Techniques de micro-fabrication

Le recensement des différentes techniques de micro-fabrication et l'étude comparative de leur avantages et inconvénients a permis non seulement de cibler la technique de fabrication la plus adaptée à notre cas mais encore d'établir une classification générale qui nous permettra à terme de nous orienter vers la technique la plus adéquate en fonction de l'application choisie dans le domaine de la microtechnique. De nombreux contacts ont en outre été pris avec certaines sociétés Wallonne disposants de moyens de fabrication intéressants dans le domaine de la microtechnique. Citons, par exemple, l'IATA à Namur, le centre de formation Technofutur situé à Gosselies, le CRIF de Liège,...

3.3. Étude des dispositifs médicaux, matériaux biocompatibles, normes en vigueur

La mise au point d'un dispositif destiné à être implanté dans le corps humain a demandé une recherche sur les normes en vigueur ainsi que sur les matériaux biocompatibles. Nous avons ainsi recensé et classifié tous les matériaux biocompatibles. Pour chaque type de matériau recensé, la formule, les caractéristiques générales, le type d'application généralement envisagé ainsi que d'éventuelles remarques plus précises sont décrites. L'étude a ensuite été adaptée au cas d'un dispositif de pompe implantable. La partie externe de la pompe, seule pièce directement en contact avec le corps humain devra impérativement être de classe VI en vertu de la norme EN 10993. Il a donc été décidé d'employer du titane TiAl6V4 bien connu du monde médical pour la réalisation de cette partie de la pompe. Le reste de la pompe qui est en contact avec l'agent médicamenteux devra lui impérativement être compatible avec cet agent médicamenteux. Les autres parties, qui ne sont en contact ni avec le corps humain ni avec l'agent médicamenteux pourront, quant à elles, être réalisées sans aucune contrainte particulière en ce qui concerne le choix des matériaux et seront donc choisies en fonction des contraintes relatives aux dispositifs classiques (mise en forme, fonctionnalité,...).

3.4. État de l'art des pompes programmables implantables

L'état de l'art des différents systèmes d'injection d'analgésiques implantables a permis de disposer ces dispositifs dans un arbre de classification. Cette étude a non seulement permis de percevoir les avantages et inconvénients de chaque système mais a surtout montré un certain manque de concordance entre les dispositifs sur le marché et la demande des patients, justifiant ainsi la mise au point d'un dispositif plus adapté.

3.5. Évolution du design

Le cahier des charges élaboré en collaboration avec le domaine médical a entraîné la conception d'un premier prototype visant à réduire l'écart entre ce cahier des charges et le meilleur dispositif recensé dans l'état de l'art. Ce prototype utilisant la géométrie de base de Falk a été amélioré par l'adjonction de spiders destinés au guidage de la partie mobile du dispositif. La réalisation d'un tel prototype a cependant été écartée en raison de la difficulté de mise en œuvre des spiders. Ce prototype a donc été repensé, ce qui a donné naissance à un nouveau design basé sur l'utilisation de roulements ou paliers pour le guidage. Ce prototype a finalement dû lui aussi être repensé en raison des problèmes de mise en œuvre (positionnement de l'axe, positionnement correct des bagues, précision sur l'axe, risque d'usure locale de la pièce recevant les roulements du à la faible amplitude du mouvement,...). Finalement, le design d'un prototype utilisant le col circulaire comme moyen de guidage a permis d'obtenir un système de pompage novateur malgré les problèmes de fuite entre le col et son enveloppe qui restent cependant présents. Cette démarche de conception évolutive nous a apporté, malgré les déceptions ressenties lors de chaque abandon d'un dispositif, un nombre très important d'informations qui étoffent nos connaissances au niveau de la conception et réalisation de pièces appartenant au micromonde.

3.6. Problèmes de mesure liés aux petites dimensions

Grâce à la réalisation du banc d'essai pour micromoteur rotatif ainsi que du banc d'essai pour le col circulaire, nous avons pris conscience d'un certain nombre de **problèmes de mesure liés à la taille** de l'actionneur et la faible amplitude des efforts à mesurer :

- Nécessité de disposer d'un support très rigide (marbre) et, si possible, autostabilisé
- Nécessité d'utiliser des systèmes optiques (ajustement « à l'œil » impossible)
- Nécessité de minimiser les frottements qui peuvent être du même ordre de grandeur que les efforts à mesurer

3.7. Étanchéité

Lors de l'assemblage des pièces composant la pompe, nous avons rencontré quelques problèmes pour l'étanchéité. La difficulté de respecter les tolérances très serrées, le fini de surface qui, à cette échelle, est non négligeable, ont rendu plus difficile l'obtention de l'étanchéité du système. Le problème a pu être partiellement résolu par l'emploi d'une pâte d'étanchéité Loctite®.

3.8. Étude des soufflets

Le passage du prototype utilisant le col circulaire comme moyen du guidage au prototype utilisant les soufflets a requis une étude poussée quant aux moyens d'obtention de soufflets aux faibles dimensions. L'idée de la réalisation de soufflets en matériaux métalliques a cependant dû être rejetée en raison d'une raideur beaucoup trop importante des soufflets aux dimensions envisagées. Le passage à des soufflets en polymères est actuellement à l'étude.

3.9. Clapets à bille sphérique

Les tests effectués sur les prototypes de clapets nous ont confirmé le fait que construire un clapet sphérique sans ressort et donc basé uniquement sur les différences de pression est quasi impossible à réaliser à cette échelle de dimension et donc de débit. Nous avons donc appris que l'utilisation d'un **ressort** à l'intérieur **des clapets à bille** est nécessaire pour assurer l'étanchéité de ces clapets

3.10. Paliers aérostatiques

3.10.1. Dimensionnement

Nous avons appris à **dimensionner deux types de paliers aérostatiques** : les butées aérostatiques (« thrust bearing ») et les paliers aérostatiques (« journal bearings »). Il a été constaté, lors de la mise en œuvre de ces paliers, qu'il est parfois nécessaire de retravailler les surfaces du palier et de la partie mobile afin de supprimer tout frottement (car l'épaisseur du coussin d'air est assez faible). Par exemple, dans le cas de la butée aérostatique, la surface de la pièce supportée par le palier ainsi que la surface du palier doivent être parfaitement planes (ce qui nécessite de nombreuses rectifications des pièces et des tests du palier).

3.10.2. Fabrication

Nous avons appris à **fabriquer un palier aérostatique** intégrant une butée aérostatique (« thrust bearing ») et un palier aérostatique (« journal bearing ») en une seule pièce. Ce genre de dispositifs est présent dans certains outils utilisés par les dentistes (ils nécessitent une grande précision et une vitesse de rotation élevée). Ce genre de palier combiné pourrait être utilisé, par exemple, dans des dispositifs de mesure (microscopes, télescopes...).

3.11. Moteurs magnétiques

L'échelle millimétrique à laquelle nous travaillons est particulièrement délicate. Beaucoup de recherches ont été menées sur des moteurs de taille plus grande (cm) ou beaucoup plus petite (μm). Les moteurs de tailles millimétriques se situent entre ces deux mondes qui exploitent des technologies assez différentes. Il s'avère que, pour ces dimensions (mm), les moteurs magnétiques, et plus particulièrement ceux à **aimants permanents**, sont les **plus performants**.

3.12. Les Alliages à Mémoire de Forme

Nous avons précisé les **avantages et inconvénients des AMF** en tant que microactionneurs.

Avantages :

- faible encombrement
- grande puissance volumique
- grandes déformations
- silencieux

Inconvénients :

- faible rendement
- temps de réponse important
- commande (électrique) difficile
- fatigue
- fixation (des fils notamment) difficile

3.13.Électroaimant de faibles dimensions

3.13.1. Comportement

Nous avons appris que le **comportement d'un électroaimant de petite dimension** (mm) est inchangé par rapport à celui d'électroaimants de taille plus importante. Son comportement peut d'ailleurs être décrit assez rapidement et précisément par un modèle analytique tenant compte de la saturation.

3.13.2. Usinage

Nous avons appris à **usiner un électroaimant de petite dimension**, le noyau étant obtenu par électroérosion et le bobinage réalisé manuellement.

3.14.Actionneur *voice-coil*

Nous avons précisé les **avantages et inconvénients des actionneurs voice-coil** par rapport à l'électroaimant :

Avantages :

- bidirectionnel
- bon rendement
- force indépendante du déplacement
- grand déplacement

Inconvénients :

- fabrication complexe (notamment pour l'aimant)
- coût élevé (pour un actionneur de petite dimension)

3.15.Pompe à éléments du commerce

Nous avons réalisé une **pompe** miniature fonctionnelle **exploitant des éléments du commerce** et laissant la porte ouverte à une miniaturisation ultérieure.

4. Apports technologiques de la recherche

4.1. Problèmes techniques rencontrés

Citons, entre autre, la difficulté de respecter des tolérances qui décroissent comme les dimensions des pièces à réaliser. Les moyens de fabrications actuels ne suivent pas ces zones de tolérances restreintes, sous peine d'exiger un coût de fabrication rédhibitoires. A ce sujet, l'électroérosion est une technique prometteuse, de nouvelles entreprises se spécialisant dans la fabrication de machines de micro-fabrication par EDM (ex : SARIX).

Cette remarque pose le problème important, rencontré aussi au niveau des clapets, en ce qui concerne les valeurs relatives des tolérances et états de surface par rapport aux dimensions générales de pièces de mini et micro-mécanique.

4.2. Usinage par berceau

La technique d'usinage par berceau, décrite dans le rapport à le mérite de pouvoir étendre les capacités d'une machine-outil classique à de la mini-mécanique. Cette technique n'est pas nouvelle (ex. : tables sinus) mais le fait de découper, par électroérosion, un profil-soutien de petites pièces complexes, dans une matière inusinable autrement (trop dure : HRC55), afin de surélever la pièce dans un étau est très commode. Cet usinage s'utilise dans le cas où l'on doit fraiser les flans formant le profil d'une pièce prismatique dont les 2 faces sont planes et parallèles et dont le profil est obtenu par électroérosion. Nous sommes donc dans le cas de l'utilisation conjuguée de deux méthodes d'usinage. Le profil à usiner dans le berceau est obtenu à partir du profil de la pièce devant être soutenue par ce berceau et donc le programme machine relatif au berceau découle du programme machine de la pièce.

4.3. Limite de l'électro-érosion à fil

Le problème du clamage des pièces est un problème commun à toutes les machines. Une difficulté de l'électroérosion à fil est de pouvoir récupérer la pièce. En effet, celle-ci est obtenue par découpe d'un profil fermé, impossible à retenir sans intervention manuelle sur la machine. Cette pièce tombe donc dans la machine et, surtout dans le cas de très petite pièces, est difficile à retrouver.

Outre ceci, un problème majeur est l'obtention de fines épaisseurs, conditionné par la précision des mouvements de la machine et par la fluctuation des paramètres d'usinage durant celui-ci. Après une série de tests, nous sommes arrivés à la conclusion qu'il n'était pas possible, avec des paramètres donnés, de descendre sous une certaine limite. Cette limite conditionne la raideur de l'articulation envisagée de la pompe et donc la consommation électrique et, bien sûr, in fine, son prix.

Suite aux suggestions de M. Verschuuren de chez Philips, nous sommes parvenu, en jouant sur les paramètres, à descendre sous cette limite. Il est important de noter que ceci n'avait jamais été réalisé avec la machine disponible au service de Méthodes de Fabrication de l'Ulg.

4.4. Possibilités de fabrication à l'IATA

Nous avons pris connaissance des **possibilités de fabrication à l'IATA** (Namur). Celles-ci concernent essentiellement les pièces d'horlogerie en laiton tels que les engrenages. Cette collaboration a permis de mettre en évidence les limitations du procédé de tournage pour des matériaux plus difficiles à usiner tels que le titane.

4.5. Les logiciels de modélisation par éléments finis

Nous avons appris à modéliser, en deux dimensions, tout type d'actionneur (ou dispositif) magnétique grâce aux **logiciel FLUX2D[®] et FLUX3D[®]** de la société CEDRAT. Nous connaissons maintenant les paramètres requis, le temps nécessaire pour réaliser une modélisation complète, les résultats qui peuvent être fournis, les limites du logiciel...

4.6. Logiciel de commande électronique

Nous avons appris à commander un système électronique grâce au logiciel dSpace[®] *Solutions for control*. DSpace[®] fournit des solutions complètes pour le développement de logiciels d'unités de contrôle électronique. Ce logiciel nous a permis notamment de contrôler le moteur du modèle 10:1 de la pompe, l'électro-aimant du prototype de la pompe, le moteur frein du banc d'essais pour actionneurs rotatifs,...

5. Valorisations attendues

5.1. Marché potentiel dans le domaine médical

L'étude réalisée par la société ALCIMED (annexe 5) a permis de mettre en évidence que, de manière générale, la douleur est de mieux en mieux prise en charge par les professionnels de la santé et qu'elle est considérée comme une priorité dans de très nombreux pays, «*la douleur est maintenant considérée comme une maladie elle-même, ce n'est plus, comme avant, un simple symptôme*», Prof Michael Zenz, Président de la Société de la Douleur Allemande.

Dans ce marché de 22 milliards de dollars par an, les pompes implantables pour la délivrance d'analgésique représentent une niche très particulière de 230 millions de dollars (**20 000 à 30 000 pompes par an**). La majeure partie des pompes sont de type Medtronic® programmables. Quelques autres sociétés (Codman, Tricumed, etc) se repartissent le marché des pompes à taux fixe. A titre d'exemple on implante actuellement 50 pompes par an (1 pompe/million d'habitants) en France, 150 au Royaume-Uni (2,5 pompes/million d'habitants), 2 000 en Allemagne (24 pompes/million d'habitants) et 300 en Belgique (30 pompes/million d'habitants). Le marché actuel des pompes implantables varie fortement d'un pays à l'autre.

Dans son rapport, ALCIMED souligne le potentiel des pompes implantées et avance comme principal frein au développement : le prix. Le marché potentiel des micropompes pour la délivrance d'analgésique se répartit selon trois types d'indication :

- La **spasticité** qui atteint 2,4 millions de personnes en Europe et USA. De 3 à 5% des cas de spasticité sont pertinents pour les pompes implantables, soit 70 000 cas ;
- Le **cancer** fait chaque année 1,3 millions de victimes en Europe et USA. 5 à 10% des cancéreux en fin de vie pourraient bénéficier de pompes implantables, soit de 55 000 à 130 000 pompes par an ;
- 57 millions de personnes en Europe et USA souffrent de **douleurs chroniques**. Il est cependant difficile actuellement d'estimer le marché potentiel pour les pompes implantables. La problématique des douleurs locales est également très difficile à appréhender actuellement.

Seuls deux types de produits (la pompe programmable Medtronic® et les pompes à taux fixes) sont disponibles sur le marché et ils ne peuvent satisfaire à l'ensemble des besoins des différentes applications. Compte tenu du marché actuel, ALCIMED propose de prendre comme première application le développement d'un **système de pompage pour le traitement du cancer**. Ce segment de marché possède les avantages suivants :

- les cancers sont une indication mal servie par les produits disponibles sur le marché,
- le potentiel de marché en oncologie est énorme,
- les attentes des médecins sont fortes sur ce créneau,
- le cancer est prioritaire pour beaucoup de sociétés pharmaceutiques ce qui devrait faciliter la recherche de partenaires industriels et commerciaux,
- les cancers représentent une véritable opportunité de nouvel apport technologique et scientifique.

Le cahier des charges de cette pompe se résume par la mise sur le marché d'une pompe implantable à moins de 4 000 € et disposant des caractéristiques reprises sur le tableau 6 :

Tableau 6 : Cahier des charges de la pompe (source ALCIMED)

Caractéristique	Attente
Taille de réservoir	Au moins 18ml (cf SynchroMed). La grande taille de réservoir n'est pas forcément critique
Durée de vie	1 - 2 ans. La moyenne durée de vie pour les cancéreux en phase terminale est de six mois.
Programmabilité	Primordial
Précision	Selon les médecins, la précision de SynchroMed est suffisante
Débit	Volume des médicaments donnés aux cancéreux en phase terminale: 1 - 3ml/jour
Poids (vide)	Près de 200g
Taille/Diamètre	80mm - proche des pompes concurrentielles
Épaisseur	20mm à 30mm en fonction de la taille du réservoir
Alimentation	Pile

5.2. Etapes futures à réaliser

5.2.1. Plan de travail

Le plan de travail couvre les développements suivants (voir figure 43) :

Acquisition de connaissances en vue d'améliorer le procédé de fabrication par polymérisation par couche, établissement de règles et optimisation :

- Des paramètres de fabrication de composants incluant des éléments flexibles à parois minces et/ou incluant des dispositifs d'étanchéité ;
- de la fabrication de pièces complexes et en particulier choix de l'orientation de fabrication.

Développement et validation d'une pompe implantable et de son mode de fabrication :

- Un prototype mécanique complet et intégré du corps de pompe incluant le système de guidage, les clapets et le système de fixation de l'actionneur ;
- Le procédé de fabrication de chaque élément aura été étudié et cela, en utilisant des machines de fabrication par polymérisation par couche disponibles sur le marché ;
- Le système aura été validé sur banc ;
- La fiabilité du système aura été démontrée sur banc ;
- Le système sera breveté, ce qui constitue un élément clé avant de conclure un partenariat avec un acteur industriel ;
- Des contacts avec APRAGAZ seront entamés afin de valider le choix des matériaux et de s'assurer que toutes les conditions nécessaires au marquage CE seront satisfaites ;
- Une méthodologie de conception adaptée aux dispositifs médicaux, bien connue des partenaires, sera suivie et un système de qualité pour le développement, la fabrication et le contrôle sera mis en œuvre.

La majorité des développements sera disponible à la fin de la troisième année à l'exception des tests de fiabilité. Cela permettra d'entamer la phase de valorisation dès le début de la quatrième année.

Les tâches de valorisation à réaliser à **partir de la quatrième année** sont (voir figure 43) :

Choix du meilleur partenaire industriel maître d'œuvre de l'industrialisation et de la commercialisation (voir section 7.2). Nous proposons de nous faire aider dans cette recherche stratégique par la société ALCIMED.

Industrialisation de la pompe par le maître d'œuvre :

- Concevoir et réaliser l'électronique embarquée (réalisée par exemple sur base de la technologie *Bluetooth*). Cette tâche sera sous-traitée à une entreprise de la région ;
- Mise en place du système de fabrication et de contrôle qui permettra une production en série du produit ;
- Production de prototypes expérimentaux en vue d'entamer l'étude clinique ;
- Réaliser l'étude clinique en vue d'obtenir le marquage CE (ISO 9001 : 2000 et directive 90/385/EEC) et l'approbation pour les USA et le Japon ;
- Accréditer tous les éléments de la pompe : composants électriques (IEC-EMC et IL pour USA), la pile, etc ... sans oublier les directives indirectes sur la stérilisation, packaging, mode d'emploi.

Création d'une spin-off spécialisée dans la fabrication d'éléments par polymérisation par couche :

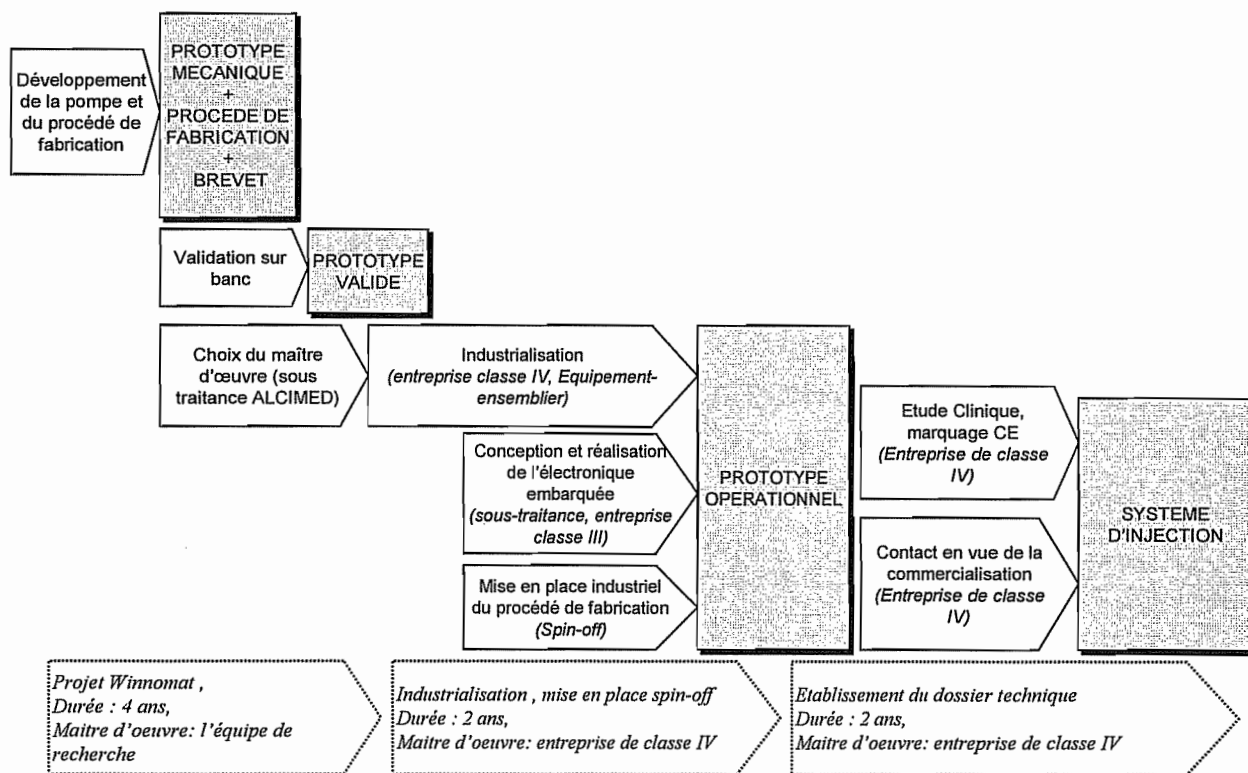


figure 43- Plan de travail

5.2.2. Connaissances dans la réalisation de petites pièces fonctionnelles par polymérisation par couche

La voie de la polymérisation par couche présente plusieurs originalités et particularités intéressantes :

- l'application à une production industrielle en séries limitées,
- l'application à la micromécanique,
- la suppression des assemblages par la conception d'une structure monolithique,
- l'obtention de formes creuses en contre dépouille.

La polymérisation par couche se rapproche ainsi de la technique Si-SiO₂ employée pour la réalisation des MEMS (micro-electromechanical systems) par adaptation du principe de suppression des assemblages à l'échelle de la micromécanique. Cette suppression des assemblages permet l'obtention de dispositifs présentant un nombre réduit de pièces voire une structure totalement monobloc fournissant des valeurs de transmission de puissance inaccessibles par recours aux technologies connues utilisées pour la réalisation des MEMS. Le coût total du dispositif est ainsi drastiquement réduit par comparaison avec le coût engendré par des techniques issues du 'macromonde'. La polymérisation par couche peut ainsi être considérée comme une technique de fabrication rapide sans outillage exploitable industriellement pour des séries limitées à haute valeur ajoutée.

5.2.3. Adaptation de la technique à la fabrication d'une pompe implantable

L'étude et l'optimisation des paramètres de polymérisation par couche ainsi que la miniaturisation des machines dans le domaine de l'administration des médicaments ne peut être abordée par un laboratoire universitaire unique. En effet, la réalisation d'une micro-pompe requiert des compétences très diverses à chaque étape de sa conception, de sa mise au point et de sa validation. Les questions relatives aux matériaux biocompatibles portent principalement sur leur sélection et leur mode de mise en forme ; il ne s'agit pas, en effet, de développer de nouveaux matériaux. Ces questions seront directement traitées par les partenaires éventuellement conseillés par des collègues spécialistes avec lesquels ils ont l'habitude de travailler.

Au total, l'équipe ainsi formée regroupe un ensemble de **compétences interdisciplinaires** indispensable à l'étude des aspects génériques de la miniaturisation des machines, à savoir :

- **Traitement des mesures de forme**

Pour que deux surfaces puissent assurer une étanchéité par contact, il est nécessaire qu'elles présentent en leur contact une géométrie aussi conforme que possible. Il faut donc pouvoir mesurer les erreurs de forme. Le procédé le plus exact consiste à effectuer des mesures point par point, ce qui est réalisable à l'UCL, puis de les traiter numériquement. Dans ce dernier domaine, l'ULg a notamment développé l'algorithme de la norme p (voir annexe 8), qui a été reconnu par des industriels de l'automobile française comme le plus exact et le plus stable de ceux qui existent sur le marché, pour les erreurs de rectitude, circularité, planéité, cylindricité, sphéricité. Elle pratique en outre l'analyse de Fourier du défaut de circularité et de planéité.

- **Mesure des états de surface**

Il est clair que l'étanchéité des clapets dépendra notamment de l'état de surface des pièces en présence. En effet, les rugosités sont autant de canaux permettant l'écoulement éventuel d'un fluide. Le paramètre de rugosité associé à ce problème est la profondeur moyenne de rugosité, distance entre la ligne de sommets et la ligne moyenne du profil. Pour les surfaces planes, il se mesure simplement à l'aide du rugosimètre pneumatique SOLEX. Dans le cas de surfaces courbes, le problème est plus délicat. Il faut alors adopter des techniques de palpation associées à une analyse du signal obtenu.

N'étant pas équipés pour ce genre de mesures, nous serons obligés d'avoir recours à de la sous-traitance.

- **Etanchéité**

L'étanchéité de la machine vis-à-vis de l'extérieur est garantie de façon absolue par sa conception même. Par contre, toute pompe doit avoir des valves. Pour ces valves, la solution envisagée utilise un système bille sur siège conique. L'ULg a déjà une bonne expérience dans l'analyse et l'expérimentation hydraulique de clapets. Cette analyse passera par des mesures de forme et d'état de surface (voir plus haut).

- **Soufflet**

Depuis plusieurs années l'ULB s'est penchée sur la modélisation par éléments finis de soufflets. Des échantillons de soufflets ont déjà été réalisés par le CRIF, ces premiers essais sont prometteurs, mais doivent encore faire l'objet d'une validation. Ces essais exploratoires ont montré qu'il serait indispensable d'optimiser les paramètres de fabrication.

- **Actionneur**
L'UCL a déjà une longue expérience dans la conception d'actionneurs dédiés utilisant différentes technologies (acier à mémoire de forme, aimants permanents, etc...).
- **Conception intégrée**
L'UCL et l'ULB ont déjà collaboré sur plusieurs projets en matière de conception intégrée.
- **Polymérisation par couche**
Depuis 13 ans, le CRIF s'est spécialisé dans les techniques de prototypage rapide par ajout de matière et donc de fabrication par couche, au point de devenir un des centres européens les plus en vue dans le domaine de la fabrication rapide.

5.2.4. Protection du concept de la pompe

Les différents brevets recensés comme pertinents par rapport à notre recherche ont été décortiqués, synthétisés et classés dans un arbre permettant ainsi de les situer par rapport au prototype de pompe que nous avons développé.

L'ensemble de la synthèse est repris dans un document présenté en annexe 3.

La première étape a consisté en la recherche proprement dite :

- Une recherche par mot clé sur les sites uspto et espacenet à partir d'une combinaison de termes suivants : **micropump, rapid manufacturing** ;
- Une recherche axée autour des constructeurs de pompe identifiés à savoir Minimed, Medtronic, Baxter, Micromed, Siemens, Tricumed, Cordis, Therex, Distronic, Animas, Biophan et Debiotech ;
- L'extension de ces brevets vers d'autres brevets à partir des références trouvées dans ceux-ci ;
- Le tri des brevets afin d'éliminer les redondances présentes.

La seconde étape a consisté en la lecture des brevets, la synthèse de leur contenu et leur classification dans un arbre les situant par rapport au prototype de pompe actuel et ce afin de le protéger au mieux. Le brevet US 5433710 semble à l'heure actuelle celui dont le principe se rapproche le plus du dernier prototype opérationnel mis au point. On retrouve en effet dans ce brevet un actionneur de type électromagnétique entraînant un piston dans le but de provoquer l'ouverture d'une valve de contrôle.

Les différents brevets étudiés sont repris dans la liste suivante.

- US4191181 Apparatus for infusion of liquids Mar. 4, 1980
- US4373527 Implantable programmable medication infusion system Feb. 15, 1983
- US4511355 Infusion device intended for implantation in a living body Apr. 16, 1985
- US4573994 Refillable medication infusion apparatus Mar. 4, 1986
- US5514103 Medication infusion pump with improved pressure reservoir May 7, 1996
- US5769823 Implantable infusion pump Jun. 23, 1998
- US5785688 Fluid delivery apparatus and method Jul. 28, 1998
- US5814019 Implantable infusion pump Sep. 29, 1998
- US5908414 Implantable infusion pump Jun. 1, 1999
- US6283943 Negative pressure pump Sep. 4, 2001
- US6547994 Rapid prototyping and manufacturing process, Apr. 15, 2003

Une demande de brevet est en préparation pour la pompe développée dans le cadre du projet 4M- μ pompe. Des brevets de spécialisation pourraient être proposés à l'issue de la présente recherche et notamment dans le domaine de l'intégration des éléments et sur les méthodes de production des éléments de la pompe.

5.2.5. Validation

La conception et la fabrication de la pompe seront effectuées de manière à recevoir les autorisations nécessaires pour l'expérimentation *in vivo* et la certification CE obligatoire pour la mise sur le marché. Le développement des composants de la pompe implantable suivra une méthodologie particulièrement rigoureuse et adaptée au besoin du domaine médical qui permettra au maître d'œuvre d'obtenir, durant la phase de valorisation, l'agrément pour le matériel. La méthodologie classique, qui consiste à diviser le travail de conception en quatre tâches précises, à savoir l'élaboration d'un planning et la clarification des tâches, le design conceptuel, le design de corps ainsi que le design détaillé, a été amélioré par l'ajout d'un ensemble d'actions qu'il est nécessaire d'effectuer pour être certifié CE au point de vue médical. Les normes à respecter se situent dans la directive 90/985/CEE du Conseil, du 20 juin 1990, concernant le rapprochement des législations des Etats membres relatives aux dispositifs médicaux implantables actifs. Ces normes définissent une série d'exigences dans le cadre de trois grands domaines : le management de la qualité, la conception et la gestion de projets et l'analyse de risques. En ce qui concerne le management de la qualité, la directive 90/985/CEE fait référence à la norme ISO 13485 : 2000 qui permet entre autres de s'assurer de la qualité de la production, de la répétitivité de cette qualité au cours du temps, de la traçabilité du produit aussi bien en aval (client) qu'en amont (fournisseur) tout en tenant compte de la notion d'amélioration continue. Pour la conception et la gestion de projet, la norme ISO 9001 : 2000 prévoit de décomposer le problème en plusieurs projets simples et de définir pour chacun de ceux-ci une série de tâches : préalables, analyse conceptuelle, analyse fonctionnelle, analyse organique, réalisation et intégration. Chaque phase d'analyse est suivie d'une phase de tests permettant d'approuver ou non la phase d'analyse. Finalement, en ce qui concerne l'analyse de risques, la directive fait appel à la norme EN 1441 qui met en évidence les modes de défaillance du dispositif et les conséquences qu'entraînent ces défaillances. Les défaillances multiples simultanées sont aussi mises en avant au moyen d'un diagramme d'arborescence des défauts. D'un point de vue pratique, un certain nombre de documents tels que le cahier de laboratoire, l'analyse de risque et les annexes de la directive 90/985/CEE seront tenus à jour simultanément à l'avancement du projet et seront mis à disposition de l'organisme de contrôle qui décerne la certification CE à l'issue du projet.

Les pièces réalisées devront satisfaire le critère de la biocompatibilité. Les parties en contact direct avec le corps humain devront en outre être de classe VI et ainsi satisfaire aux critères de la cytotoxicité, de la sensibilisation, de la génotoxicité, de l'implantation, de la toxicité chronique et de la cancérogénicité. Les parties en contact avec l'agent médicamenteux devront impérativement être compatibles avec celui-ci.

5.3. Perspectives de valorisation

Les différents acteurs industriels pouvant intervenir dans la valorisation peuvent être répartis en 4 classes :

- **classe I : Fournisseur de matières premières et outillage**
Dans cette classe, on retrouve les entreprises de la région auxquelles nous avons fait appel dans le cadre du projet de recherche 4M- μ pompe pour l'achat des matières premières et des outils.
- **classe II : Electronique**
Sociétés capables de développer en **sous-traitance** l'électronique de la pompe.
- **classe III : Mécanique de précision**

Si la plupart des éléments constituant une pompe classique peuvent être fabriqués en région wallonne, il apparaît une carence dans les entreprises capables de réaliser des pièces de petites dimensions par polymérisation par couche et cela avec tous les avantages que cela apporte. Notre objectif est de créer une spin-off wallonne capable de mettre sur le marché ce service. Cette société prendra en charge la réalisation du corps de la pompe implantable.

- **classe IV : Equipementier - ensembleur**

Pour ce qui est de la réalisation de l'ensemble de la pompe implantable, il nous faut choisir un maître d'œuvre disposant d'une expérience dans le domaine.

L'intérêt de créer une **spin-off** en région wallonne capable de proposer ses services pour la **réalisation par polymérisation par couche en sous-traitance de pièces fonctionnelles de petites dimensions** n'est plus à démontrer.

En ce qui concerne l'industrialisation de la pompe implantable, les retombées pour la Région wallonne sont nombreuses. Le tableau 7 présente une liste d'entreprises wallonnes susceptibles de collaborer à la valorisation.

Tableau 7 : Liste d'entreprises wallonnes

Entreprise	Localisation	Mots-clefs
<i>Classe I : Fournisseur de matière première et outillage</i>		
ACALIN SA	M. De Smeet R bonne fortune 4430 Ans 04/247 39 37	Acier inoxydable
QUETIN SPRL	Rue André Deprez 4040 Herstal	Atelier de trempe
PRECICARB	M. Balthazar Avenue des Biolleux ZI 4800 Petit Rechain 087/32 17 00	Outils coupants
ELCE	ZI des Hauts Sarts 1 ^{ère} avenue 4040 Herstal 04/240 05 06	Outils coupants
OBRA	Rue de l'Hippodrome 131 4000 Sclessin 04/253.22.13	Matière plastique

<i>Classe II : Electronique</i>		
Hylec	Xavier Cluysen Parc Initialis 20, rue René Descartes – 7000	Electronique
AQSYS	Rue Chainisse, 3 5030 Gembloux	électroniques sur mesure

<i>Classe III : Mécanique de précision</i>		
MECASOFT	60 rue de la Molignée 5537 Anhée 082/611 612	Usinage par électro-érosion
Métaux Emboutis	M. Rosenbaum, directeur Rue Marexhe, 176 4040 Herstal 04/248 08 28	Travail de la tôle
CAPPAUL SA	Industriestrasse 4700 Eupen	Usinage de précision
BRITTE SA	Rue de Cheratte 4683 Oupeye (Vivegnis)	Usinage de précision
ASPEL	Industriestrasse 4700 Eupen	Fabrication et emploi de moules pour le plastique
Technofutur	Alain Stas (directeur technique) Av. Georges Lemaître, 22 6041 Gosselies	Usinage LASER
CEWAC	Jonatahan De Simone Boulevard de Colonster, 4 4000 Liège	Microsoudure LASER
CRIF Plastique	Rue du bois Saint Jean 12 4102 Seraing	Travail des plastiques

<i>Classe IV : Equipementier- ensemblier</i>		
SYBERMAT	Av A. Fleming 4 1348 Louvain-la-Neuve	ligne de remplissage d'ampoule stérile pour l'industrie pharmaceutique
MEDSYS	Rue Chainisse, 3 5030 Gembloux	robot d'aide à la chirurgie gynécologique : LapMan

Parmi les entreprises reprises dans ce tableau, nous pointons 3 noms particuliers :

- **AQSYS** avec laquelle nous avons déjà entretenu des collaborations et qui pourrait profiter de la **sous-traitance en matière de réalisation électronique**.
- **SYBERMAT** spécialisée dans la conception des lignes de remplissage d'ampoules stériles pour l'industrie pharmaceutique et qui dispose à ce titre de toute l'expérience requise en termes de **production en clean room**.
- **MEDSYS** avec qui nous entretenons des relations privilégiées est une petite entreprise de Gembloux qui a **développé le robot LapMan** d'aide à la chirurgie gynécologique. A ce titre elle est déjà passée par toutes les étapes du développement d'un dispositif médical : conception, établissement du dossier technique d'accréditation pour le matériel médical,

les études cliniques, l'industrialisation (choix des sous traitants) et la commercialisation. La pompe implantable serait un produit intéressant pour cette société désireuse d'élargir sa gamme de produits.

6. Remerciements

Merci à l'IATA, au CRIF, à la Région Wallonne, à messieurs Leroy et Ledocq pour les apports scientifiques et techniques qu'ils ont fournis tout au long du projet, à monsieur Despeguel pour avoir suivi le dossier.

7. Références

- [1] A. Sommerfeld, Zur hydrodynamische Theorie des Schmiermittelreibung, Zeitschrift für Math. und Physik, vol. 50, 1904
- [2] L. Leloup, Etude de la lubrification et calcul des paliers, 2ème édition, Sciences et Lettres, Liège, 1961
- [3] R.E. Peterson, Stress concentration factors, Wiley & Sons, New-York, 1974
- [4] R. Pazot, Montages d'usinage. Eléments d'étude, 4ème édition, Desforges, Paris, 1978
- [5] Ch. Massonnet, S. Cescotto, Mécanique des matériaux, 2ème édition, De Boek, Bruxelles, 1994.
- [6] J.M. Paros, L. Weisbord, How to design flexure hinges, Machine Design, 151-156, nov. 1965
- [7] Simon Henein, Conception des guidages flexibles, Presses Polytechniques et Universitaires Romandes, Collection META, 2001.
- [8] P. Merken, J.F. Debongnie, Le col circulaire comme articulation flexible, 6ème congrès national de mécanique théorique et appliquée, Gent, 26-27/05/2003
- [9] J.W. Ryu, D.G. Gweon, Error analysis of a flexure hinge mechanism induced by machining imperfection, Prec. Eng. , vol. 21, 83-89, 1997
- [10] N. Tosun, C. Cogun, A. Inan, The effect of cutting parameters on workpiece surface roughness in wire EDM, Mach. Sc. & Tech., 7(2), 209-219, 2003
- [11] W. Xu, T. King, Flexures hinges for piezoactuator displacement amplifiers: flexibility, accuracy and stress considerations, Prec. Eng., vol. 19, 4-10, 1996
- [12] T. King, W. Xu, The design and characteristics of piezomotors using flexure-hinged displacement amplifiers, Robotics and autonomous systems, vol. 19, 189-197, 1996
- [13] N. Lobontiu, Compliant mechanisms. Design of flexures hinges, CRC Press, 2003
- [14] J.W. Ryu, D.G. Gweon, K.S. Moon, Optimal design of a flexure hinge based XY θ wafer stage, Prec. Eng., vol. 21, 18-28, 1997
- [15] M. Koster, Constructies principesvoor het nauwkeurig bewegen en positioneren, 2ème édition, Twente University Press, 1998
- [16] S. Zhang, E.D. Fasse, A finite-element-based method to determine the spatial stiffness properties of a notch hinge, Journal of Mechanical Design, vol. 123,141-147, 2001
- [17] S.T. Smith, Flexure : elements of elastic mechanisms, Gordon & Breach, Amsterdam, 2000
- [18] L. Xiaowei, J. Zhixin, Z. Jiaqi, L. Jinchun, A combined electrical machining process for the production of a flexure hinge, Journal of Materials Processing Technology, vol. 71, 373-376, 1997
- [19] S.T. Smith, D.G. Chetwynd, Foundations of ultraprecision mechanism design, Gordon & Breach, Amsterdam, 1992
- [20] Marc Madou, Fundamentals of microfabrication, CRC Press, 1997.
- [21] D.T. Pham and S.S. Dimov, Rapid Manufacturing, Springer ,2001.
- [22] Joon B.Park and J.D.Bronzino, Biomaterials, principles and applications, CRC Press, 2003.
- [23] Elaine N. Marieb Anatomie et physiologie humaines, De Boeck Université, 1999.
- [24] M.B. Teixeira and R. Bradeley, Design control for the medical device industry, 2003.
- [25] J.D. Bronzino, The Biomedical engineering handboek 2nd Edition, CRC Press, 2000.
- [26] L.L. Howell, Compliant Mechanism, Wiley interscience, 2001.

- [27] S.D. Senturia, *Microsystem Design*, KAP, 2001.
- [28] H.Egget and W. Kauschke, *Structural Bearings*, Ernest et Sohn, 2002.
- [29] V.Croquet, A.Delchambre, *Innovative implantable drug delivery system : design process*, 2Nd International Precision Assembly Seminar IPAS, 12-13 Février 2004.
- [30] D.F. Wilcock, G.N. Sandor, *Design of gas bearings*, Rensselaer Polytechnic Institute (RTI) – Mechanical Technology Incorporated (MTI) course on gas bearing design, 1967
- [31] André Vander Vorst, “*Electromagnétisme champs et circuits*”, De Boeck-Wesmael, 1994
- [32] Adrian Bejan, “*Heat Transfer*”, John Wiley & Sons, 1993
- [33] Nam-Trung Nguyen, Steven T. Wereley, “*Fundamentals and applications of microfluidics*”. Artech House, 2002
- [34] Warren C Young, “*Roark’s formulas for Stress & Strains*”, 6th edition, Mc Graw-Hill International editions, 1989
- [35] Robert C. Juvinall, Kurt M. Marshek, “*Fundamentals of machine component design*”, second edition, John Wiley & Sons, 1991

