



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE

FACULTÉ DE GÉNIE

Département de génie électrique et de génie informatique

**DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME DE
PROPULSION POUR UN BIOMICROROBOT
HEXAPODE AVEC UN IONOMÈRE
PERFLUOROSULFONIQUE**

Mémoire de maîtrise ès sciences appliquées
Spécialité : génie électrique

Martin OTIS

Sherbrooke (Québec), Canada

LE 1 JANVIER 2004



Library and
Archives Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Published Heritage
Branch

Direction du
Patrimoine de l'édition

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file *Votre référence*

ISBN: 0-612-94886-2

Our file *Notre référence*

ISBN: 0-612-94886-2

The author has granted a non-exclusive license allowing the Library and Archives Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

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

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

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

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

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

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

Canada

RÉSUMÉ

Les travaux de recherche, décrits dans cet ouvrage, démontrent un nouveau système de propulsion innovateur pour un BioMicroRobot (BMR) hexapode. Le BMR utilise un système de contrôle inspiré de la biologie d'un insecte à six pattes. Cette étude est divisée en trois grandes parties. La première vise à trouver un moyen de propulsion original. Celle-ci constitue, en partie, une revue littéraire des technologies utilisées pour la conception et la fabrication des moyens de propulsion.

La deuxième partie porte sur la fabrication et la caractérisation de l'actionneur. Elle inclut le développement d'un nouveau procédé de fabrication chimique pour réaliser les micropattes du BMR. Les actionneurs électromécaniques (micropattes) sont composés d'un ionomère perfluorosulfonique à échange d'ions de type cationique et du platine, soit un IPMC (*Ionic Polymer Metal-Composite*) Nafion-Pt. Leurs formes géométriques sont cylindriques ou tubulaires. Le procédé est effectué dans le laboratoire du département de chimie réservé à l'*Institut des matériaux et des systèmes intelligents (IMSI)* de la faculté des sciences. La disposition des électrodes, sur le polymère, leur attribue 2.5 degrés de liberté (DOF), ce qui confère au robot 15 DOF, contrairement à un insecte qui en possède plus de 18. Le procédé de coupe des quatre électrodes est effectué à l'aide d'un laser excimère du *Groupe d'acoustique et de vibrations de l'Université de Sherbrooke (GAUS)*. Les caractérisations morphologique et mécanique sont présentées par la suite. La caractérisation morphologique comprend l'analyse d'images transversales de l'actionneur prise par microscopie électronique (SEM). Ces images permettent de valider la déposition du platine sur et dans l'ionomère. Quant à la caractérisation mécanique, elle est réalisée avec un laser vibromètre du GAUS afin de mesurer les déplacements millimétriques de l'actionneur en fonction de la tension efficace générée par la PWM, des fréquences imposées et du courant électrique induit dans le IPMC.

Enfin, la troisième partie traite de la réalisation d'un système de contrôle bio-inspiré selon un CPG (*Central-Pattern Generator*). Un résumé du système de contrôle du robot, selon les principes de déplacement d'un insecte, est expliqué. L'algorithme, codé en VHDL pour produire un déplacement linéaire et curviligne autonome des six pattes, selon une machine à états finis (MEF) de Mealy et une modulation de type PWM, est également décrit.

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier Réjean Fontaine, mon directeur de maîtrise, qui m'a supporté lors de mes travaux de recherche. Son expertise m'a permis d'orienter et de mener à terme mes travaux. Je voudrais également remercier Hugues Ménard, professeur et chercheur au Département de chimie de la Faculté des sciences, qui m'a fourni de nombreux conseils indispensables lors de la fabrication du IPMC.

Par son support, Hugues Ménard m'a ouvert une grande porte au Département de chimie. Ce qui m'a permis d'utiliser un bon nombre d'appareils de mesures, d'instruments de laboratoire, de produits chimiques et surtout beaucoup de temps des techniciens, ce qui fut essentiel pour la réalisation de ce projet. Je tiens également à remercier Réal Dubuc, verrier au Département de chimie, qui a utilisé tout son talent pour réaliser rapidement un montage en borosilicate qui fut utilisé dans l'acquisition des déplacements du IPMC.

Je tiens à remercier Pierre Magny et Irène Levesque pour leurs suggestions et leurs nombreux conseils pour l'acquisition d'images numériques de la microscopie électronique à balayage (MEB) du IPMC. Aussi, je voudrais remercier Magella Tremblay et Patrice Masson pour l'utilisation des appareils de mesures de leur laboratoire. Aussi, Réjean Bernier et Yann Pasco pour nous avoir communiqué plusieurs informations pertinentes et essentielles au développement du projet.

Finalement, je tiens à remercier mes parents pour leur support moral indispensable tout au long de mon baccalauréat et de ma maîtrise. Je tiens aussi à remercier tous mes amis et mes collègues de travail pour leur soutien, leur aide généreuse et leur compréhension.

Ces travaux de recherche ont été supportés partiellement par le *Groupe d'acoustique et vibrations de l'Université de Sherbrooke (GAUS)* et de l'*Institut des matériaux et des systèmes intelligents (IMSI)*.

TABLE DES MATIÈRES

CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 ACTIONNEUR POUR LES MILLIROBOTS ET LES NANOROBOTS	6
2.1. REVUE LITTÉRAIRE	7
2.1.1. ACTIONNEURS À BASE DE EAP	7
2.1.2. ACTIONNEURS THERMIQUES	11
2.1.3. ACTIONNEURS ÉLECTROSTATIQUES	17
2.1.4. ACTIONNEURS MAGNÉTIQUES	19
2.1.5. ACTIONNEURS PIÉZOÉLECTRIQUES	20
2.1.6. ACTIONNEURS PNEUMATIQUES	25
2.2. CONCLUSION	27
CHAPITRE 3 CONCEPTION ET MODÉLISATION D'UN ACTIONNEUR	29
3.1. PROBLÉMATIQUE	30
3.1.1. CONTEXTE D'APPLICATION	30
3.1.2. CAHIER DES CHARGES	33
3.1.3. ÉTUDE DES SOLUTIONS	34
3.2. THÉORIE DÉTAILLÉE SUR LES IPMC	41
3.2.1. INTRODUCTION	41
3.2.2. LA MEMBRANE À ÉCHANGE D'IONS	43
3.2.3. LES CATIONS	45
3.2.4. LES ÉLECTRODES	50
3.2.5. CHOIX DES ÉLECTRODES ET DES CATIONS POUR L'ACTIONNEUR	55
3.3. MODÉLISATION MÉCANOÉLECTRIQUE DE L'ACTIONNEUR	57
3.3.1. MODÉLISATION MÉCANIQUE	57
3.3.2. VERS UN MODÈLE ÉLECTRIQUE : EFFETS ÉLECTROCHIMIQUES D'INTERFACE	63
3.3.3. MODÉLISATION ÉLECTRIQUE	65
3.4. CONCLUSION	69
CHAPITRE 4 FABRICATION ET CARACTÉRISATION DE L'ACTIONNEUR	71
4.1. PROCÉDÉ DE FABRICATION DU IPMC	72
4.1.1. PLACAGE PAR IMPRÉGNATION-RÉDUCTION (IR)	72
4.1.2. PRÉPARATION DES SOLUTIONS	76
4.1.3. PLACAGE PAR ÉLECTROLYSE	77
4.1.4. INSTRUMENTATION ET MONTAGE	78
4.1.5. MICROFABRICATION AU LASER	84
4.2. MÉTHODOLOGIE DES EXPÉRIMENTATIONS	86
4.3. RÉSULTATS	89

4.3.1.	RÉPONSE À UN STIMULI ÉLECTRIQUE	89
4.3.2.	MODÉLISATION ÉLECTRIQUE	94
4.3.3.	ANALYSE DES DÉPLACEMENTS MÉCANIQUES	96
4.3.4.	ANALYSE FRÉQUENTIELLE DES DÉPLACEMENTS	100
4.4.	PROCÉDÉ DE FABRICATION DU MICROROBOT	101
4.5.	CONCLUSION	105
CHAPITRE 5 SYSTÈME DE CONTRÔLE POUR LA PROPULSION		106
5.1.	SYSTÈME DE LOCOMOTION	107
5.1.1.	CENTRAL-PATTERN GENERATOR (CPG)	107
5.1.2.	DYNAMIQUE DE LA DÉMARCHE TRIPODE	110
5.2.	ALGORITHME DE CONTRÔLE BIO-INSPIRÉ	113
5.2.1.	MODÉLISATION 3D DU MOUVEMENT D'UNE MICROPATTE	113
5.2.2.	CONFIGURATION DES MICROPATTES	115
5.2.3.	SYSTÈME DE CONTRÔLE	117
5.3.	CONCLUSION	122
CONCLUSION		123
BIBLIOGRAPHIE		126

LISTE DES FIGURES

FIGURE 2.1 BANDE DE IPMC EN PRÉSENCE D'UNE TENSION	7
FIGURE 2.2 GUIDE DE CATHÉTER À BASE DE NAFION	8
FIGURE 2.3 GUIDE DE CATHÉTER À BASE DE FLEMION	8
FIGURE 2.4 FIBRE OPTIQUE ACTIVE	8
FIGURE 2.5 MODÈLE DE PROPULSION POUR UN SIPHONOPHORE	9
FIGURE 2.6 SIPHONOPHORE ARTIFICIEL (JELLYFISH)	9
FIGURE 2.7 MICROROBOT NAGEUR DE GUO SHU XIANG	10
FIGURE 2.8 MICROROBOT NAGEUR DU LABORATOIRE D'AUTOMATIQUE DE BESANÇON	10
FIGURE 2.9 ROBOT NAGEUR DE L'AMRI	10
FIGURE 2.10 MICROROBOT AVEC UN POLYMÈRE ÉLECTROSTRICTIF	11
FIGURE 2.11 CHANGEMENT DE LA STRUCTURE CRISTALLINE DU NiTi	12
FIGURE 2.12 ENDOSCOPE AVEC DES CÂBLES EN SMA	13
FIGURE 2.13 CONCEPTION DES VERTÈBRES DE L'ACTIONNEUR	13
FIGURE 2.14 ROBOT DE TYPE INSECTE AVEC SIX ACTIONNEURS THERMIQUES	14
FIGURE 2.15 SIMULATION D'UNE PATTE D'INSECTE DE 2MM DE LONG	14
FIGURE 2.16 PRINCIPE D'ACTIONNEMENT D'UNE PATTE	15
FIGURE 2.17 REPRÉSENTATION D'UNE SECTION DE SEIZE PATTES	16
FIGURE 2.18 CONFIGURATION D'UNE PATTE DE DEUX DEGRÉS DE LIBERTÉ	16
FIGURE 2.19 MICROROBOT À SIX PATTES EN SMA	16
FIGURE 2.20 VUE SEM DU MOTEUR ÉLECTROSTATIQUE A) VUE COMPLÈTE DU MOTEUR B) VUE DU CONVOYEUR	18
FIGURE 2.21 VUE SEM D'UNE PATTE (2 DOF) ET DU SYSTÈME DE CONTRÔLE	19
FIGURE 2.22 JOINT DU COUDE D'UNE PATTE DU MICROROBOT	19
FIGURE 2.23 MICROROBOT DU BSAC	19
FIGURE 2.24 VUE SCHÉMATIQUE DE LA MICROMACHINE	20
FIGURE 2.25 ROBOT DE TYPE FOURMI	21
FIGURE 2.26 QUATRE MOUVEMENTS POSSIBLES DE LA FOURMI	21
FIGURE 2.27 ROBOT DE TYPE INSECTE À ACTIONNEUR PIÉZO-ÉLECTRIQUE	22
FIGURE 2.28 SYSTÈME DE COORDONNÉES DES PATTES DU NANOWALKER	24

FIGURE 2.29 MOUVEMENT D'UNE PATTE DU NANOWALKER	24
FIGURE 2.30 NANORUNNER	24
FIGURE 2.31 PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DU MUSCLE MCKIBBEN	25
FIGURE 2.32 ANATOMIE DU MICROROBOT DE TYPE GRILLON	26
FIGURE 2.33 VUE DE LA MICROVALVE : A) POSITION FERMÉE ET B) POSITION OUVERTE	26
FIGURE 2.34 APPAREILLAGE DU MICROROBOT	27
FIGURE 2.35 MICROROBOT ENDOSCOPIQUE PNEUMATIQUE	27
FIGURE 3.1 PIERRE D'OXALATE DE CALCIUM [UCLA 1997]	31
FIGURE 3.2 ANATOMIE DU REIN	31
FIGURE 3.3 CONFIGURATION POSSIBLE DES ACTIONNEURS TUBULAIRES A) POUR UN MICROROBOT ET B) POUR UN ANHYDROBOISE	35
FIGURE 3.4 CONFIGURATION DE LA MICROPOMPE AVEC A) LE IPMC TUBULAIRE ET B) LE MOTEUR	36
FIGURE 3.5 DIAGRAMME DE FORCES SUR UN ÉLÉMENT AS	37
FIGURE 3.6 IPMC AVEC PLUSIEURS GROUPES D'ÉLECTRODES	37
FIGURE 3.7 FONCTIONNEMENT DES FLAGELLES PROCARYOTES	39
FIGURE 3.8 LOCOMOTION ORIENTÉE PAR ALTERNANCE DE COURSES ET DE CULBUTES	39
FIGURE 3.9 MONOMÈRE D'UN POLYMÈRE À ÉCHANGE D'IONS (A) NAFION (B) FLEMION	43
FIGURE 3.10 PRINCIPE D'ACTIONNEMENT CHIMIQUE D'UN IPMC	46
FIGURE 3.11 DÉPLACEMENT EN FONCTION DU TEMPS D'UN IPMC (NAFION-PT AVEC DU Li^+) : A) TENSION D'ENTRÉE B) DÉPLACEMENT DU BOUT LIBRE	47
FIGURE 3.12 TAUX DE DÉPLACEMENT DES DIVERS CATIONS (± 2.0 V, ONDE TRIANGULAIRE À 0.1 Hz)	48
FIGURE 3.13 EFFET DE POMPAGE EN FONCTION DU RAYON IONIQUE	49
FIGURE 3.14 DÉPLACEMENT DU IPMC AVEC DU (A) Na^+ ET AVEC DU (B) $(C_4H_9)_4N^+$	49
FIGURE 3.15 COEFFICIENT K SELON LE NOMBRE DE CYCLES DE PLACAGE	50
FIGURE 3.16 DÉPLACEMENT DU IPMC EN FONCTION DU NOMBRE DE PLACAGES (ONDE CARRÉE DE $2V_{pp}$)	50
FIGURE 3.17 DÉFAUTS DANS UNE ÉLECTRODE DE PLATINE	54
FIGURE 3.18 DÉPOSITION D'ARGENT SUR UNE ÉLECTRODE DE PLATINE	54
FIGURE 3.19 DIMENSIONS DU IPMC ET SES PARAMÈTRES MÉCANIQUES	57

FIGURE 3.20 CONFIGURATION DU IPMC	59
FIGURE 3.21 DÉPLACEMENT DU IPMC	60
FIGURE 3.22 RÉOLUTION DE L'ÉQUATION CARACTÉRISTIQUE POUR $\lambda \ll 0$	62
FIGURE 3.23 PREMIERS MODES DE RÉSONANCE D'UNE POUTRE EN FONCTION DE LA LONGUEUR	62
FIGURE 3.24 CIRCUIT ÉQUIVALENT REPRÉSENTANT L'INTERPHASE	65
FIGURE 3.25 MODÈLE POUR UN CIRCUIT RC	66
FIGURE 3.26 MODÈLE À PARAMÈTRES DISTRIBUÉS RC POUR UNE ÉLECTRODE À STRUCTURE FRACTALE	66
FIGURE 3.27 MODÈLE POUR UN CIRCUIT À IMPÉDANCE COMPLEXE	67
FIGURE 3.28 POSITION DES ÉLÉMENTS PASSIFS DANS LE IPMC	67
FIGURE 4.1 FABRICATION DU IPMC : (A) IMPRÉGNATION (B) RÉDUCTION (C) ÉCHANGE D'IONS	73
FIGURE 4.2 RÉSULTAT DU PROCÉDÉ SUITE À UNE IMPRÉGNATION-RÉDUCTION	75
FIGURE 4.3 MONTAGE POUR LE PROCESSUS DE PLACAGE	79
FIGURE 4.4 CORPS DU PORTE ÉCHANTILLON	81
FIGURE 4.5 ACCESSOIRES DU PORTE ÉCHANTILLON	82
FIGURE 4.6 IMAGE SEM DE LA COUPE TRANSVERSALE DU TUBE	84
FIGURE 4.7 MONTAGE DU IPMC SUR DIVERS SUPPORTS	84
FIGURE 4.8 VUE DU MONTAGE POUR L'UTILISATION DU LASER EXCIMÈRE	85
FIGURE 4.9 PLAQUE DE MAINTIEN SUR LE PIED DU LASER	85
FIGURE 4.10 SUPPORT D'ALIGNEMENT DE LA TIGES POUR LES ÉCHANTILLONS	85
FIGURE 4.11 COUPE D'UN COIN DE LA BASE CARÉE DU IPMC SUR TOUTE SA LONGUEUR (A) PENDANT LE PROCÉDÉ ET (B) À LA FIN DU PROCÉDÉ	86
FIGURE 4.12 CONFIGURATION DU SYSTÈME DE MESURE	86
FIGURE 4.13 SUPPORT DE MESURES	87
FIGURE 4.14 ÉLECTRODES DE MAINTIEN DU IPMC	87
FIGURE 4.15 CONFIGURATION DE LA SONDE DE COURANT (AMPLIFICATEUR TRANSIMPÉDANCE)	88
FIGURE 4.16 CONFIGURATION DU CIRCUIT PONT EN H	89
FIGURE 4.17 RÉPONSE DU COURANT À UNE ONDE CARRÉE	90

FIGURE 4.18 COURANT EN RÉGIME PERMANENT EN FONCTION DE LA TENSION DANS LA ZONE LINÉAIRE	91
FIGURE 4.19 COURANT EN RÉGIME PERMANENT EN FONCTION DE LA TENSION DANS LA ZONE NON-LINÉAIRE	91
FIGURE 4.20 RÉPONSE EN FRÉQUENCE DE L'AMPLITUDE DU COURANT PAR RAPPORT À LA TENSION	91
FIGURE 4.21 RÉPONSE EN FRÉQUENCE DE LA PHASE DU COURANT PAR RAPPORT À LA TENSION	91
FIGURE 4.22 COURBES D'HYSTÉRÉSIS (A) DE 10 HZ, (B) DE 30 HZ ET (C) DE 180 HZ	93
FIGURE 4.23 MODÉLISATION ÉLECTRIQUE AVEC DES COMPOSANTES RC DU IPMC	94
FIGURE 4.24 AJUSTEMENT DES COEFFICIENTS SUR LA COURBE EXPÉRIMENTALE	95
FIGURE 4.25 SIGNAUX NORMALISÉS DE LA PWM POUR LE GÉNÉRATEUR DE FONCTIONS	97
FIGURE 4.26 VITESSE DE DÉPLACEMENT DU BOUT LIBRE EN FONCTION DU RAPPORT DE CYCLE DE LA PWM À UNE FRÉQUENCE DE 10 HZ	97
FIGURE 4.27 VITESSE DE DÉPLACEMENT DU BOUT LIBRE EN FONCTION DU RAPPORT DE CYCLE DE LA PWM À UNE FRÉQUENCE DE 20 HZ	97
FIGURE 4.28 VITESSE MAXIMUM MOYENNE DU BOUT LIBRE DE LA PATTE EN FONCTION DU RAPPORT DE CYCLE DE LA PWM POUR 10 ET 20 HZ	99
FIGURE 4.29 RÉPONSE MODALE FRÉQUENTIELLE DE LA MICROPATTE AVEC LA FFT	101
FIGURE 4.30 IMAGES DU BMR FABRIQUÉ AVEC UNE BASE DE CÉRAMIQUE ET UN RECOUVREMENT D'ÉPOXY	102
FIGURE 4.31 SCHÉMA DU BMR INCLUANT LE CORPS ET LES PATTES	104
FIGURE 5.1 RÉSEAU RÉCIPROQUE INHIBITEUR POUR (A) DEUX NEURONES ET POUR (B) UN GROUPE DE NEURONES	108
FIGURE 5.2 DIFFÉRENTES DÉMARCHES	110
FIGURE 5.3 MOUVEMENT CYCLIQUE DE LA DÉMARCHÉ TRIPODE	110
FIGURE 5.4 CENTRE DE MASSE PAR RAPPORT AUX PATTES SUR LE SOL	112
FIGURE 5.5 RAPPORT RÉTRACTION/PROTACTION DE 1	112
FIGURE 5.6 SIMULATION 3D DE LA MICROPATTE EN MOUVEMENT.	114
FIGURE 5.7 VUE DE DESSUS DU BMR	115
FIGURE 5.8 TRAJECTOIRE SYMÉTRIQUE	115

FIGURE 5.9 VUE D'ENSEMBLE DU SYSTÈME DE CONTROL	117
FIGURE 5.10 ARCHITECTURE DES MODULES EN VHDL	117
FIGURE 5.11 CONFIGURATION MATÉRIELLE DES MICROPATTES	118
FIGURE 5.12 DIRECTIONS DU BMR	118
FIGURE 5.13 MODULE DU CONTRÔLE DE LA SORTIE	120
FIGURE 5.14 MODULE DE LA GÉNÉRATION DE LA PWM	121
FIGURE 5.15 LA PWM SUR LES ÉLECTRODES LE ET LA CONSOMMATION DE COURANT	121

LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 2.1 COMPARAISON DES TECHNOLOGIES D'ACTIONNEMENT	28
TABLEAU 3.1 CONCENTRATION DES SUBSTANCES DANS L'URINE	32
TABLEAU 3.2: CONTRAINTES ET SPÉCIFICATIONS	33
TABLEAU 3.3 COMPARAISON DES PROPRIÉTÉS DES EAP	40
TABLEAU 3.4 FACTEURS RELATIFS À LA PERFORMANCE D'UN IPMC	42
TABLEAU 3.5 MEMBRANES À ÉCHANGE D'IONS	44
TABLEAU 3.6 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DU NAFION ET DU FLEMION	45
TABLEAU 3.7 PROPRIÉTÉS DES ÉLECTRODES	51
TABLEAU 4.1 MATÉRIEL POUR LA FABRICARTION	74
TABLEAU 4.2 PROCÉDÉ DE FABRICATION DU IPMC AVEC LE NAFION	74
TABLEAU 4.3 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DES POLYMÈRES À L'ÉTUDE	83
TABLEAU 4.4 COMPARAISON DES COMPOSANTES EN FONCTION DE LA TENSION D'EXCITATION	96

LEXIQUE

Alloy	Alliage de métal (exemple p-n dans une diode ou Ni-Ti pour le Nitinol).
Biomimétique	Caractérise une réaction chimique, électrique ou mécanique qui est induites par des produits de synthèse ou par des biomatériaux dont le processus est analogue à un processus biologique. Actuellement, les comportements biomimétiques les plus courants sont observés en chimie où les réactions chimiques suivent un processus analogue à un processus biochimique. En effet, certains polymères utilisés dans les biomatériaux sont constitués de regroupements chimiques qui sont ordonnés de façon à mimer les caractéristiques de molécules naturelles. Ces biomatériaux ou produits de synthèse biomimétiques ne font pas obstacle à la communication biochimique.
BioMicroRobot	Robot fabriqué avec des pièces micrométriques dédiées à des applications médicales.
Catheter system	Cathéter, sonde, tout tuyau mince et flexible placé dans un conduit, afin de l'explorer, de l'évacuer ou d'y injecter un produit.
Degré de liberté	Nombre d'axes physiques qui peuvent être mis en mouvement dans un système mécanique.
Électro-osmose	Traversée d'une paroi par un liquide sous l'effet d'un champ électrique.
Electrostriction	Déformation d'un diélectrique soumis à un champ électrique.

Equivalent Weight	Ratio entre la masse du polymère et la masse des sites actifs du polymère, en gramme par mol.
Ion Exchange Capacity	Capacité d'échange d'ions de la membrane en meq/g.
Ionic EAP	Polymère (habituellement humide et qui contient un électrolyte) qui change sa forme ou ses dimensions suite à une migration des ions sous un champ électrique.
Ionomère	Matière thermoplastique dont la structure est caractérisée par la présence simultanée dans la molécule de liaisons covalentes et de liaisons ioniques. Les liaisons ioniques entre les chaînes de la molécule renforcent et raidissent le polymère, tandis que les liaisons covalentes forment un système à trois dimensions qui maintient la structure du produit, lui donnant, par exemple, un point de fusion relativement élevé.
Longitudinal EAP	Polymère qui se contracte ou se dilate suite à une réponse à une excitation.
Système microélectromécanique	Système pouvant contenir des microactionneurs et microcapteurs. Il intègre, sur une seule puce, des dispositifs mécaniques et électroniques qui servent à remplir une fonction déterminée.
Microactuator	Actionneur microscopique : dispositif qui agit pour modifier ou pour régulariser le fonctionnement d'un mécanisme sous l'effet d'un signal électrique reçu du microprocesseur.
Microsensor	Capteur microscopique réalisé à l'aide des techniques de la microélectronique.

Polyimide	Matière plastique : résine préparée par réaction entre un dianhydride tétracarboxylique aromatique et une diamine aromatique.
Sarcomère	Unité de contraction des fibres musculaires striées correspondant à un segment de myofibrille compris entre deux stries Z.

ACRONYMES

AEP	<i>Anterior Extreme Position</i>
BMP	BioMicroPatte
BMR	BioMicroRobot
CN	<i>Command Neurones</i>
CNN	<i>Cellular Neural Networks</i>
CNT	<i>Carbon NanoTubes</i>
CNS	<i>Central Nervous System</i>
CPE	<i>Constant Phase Elements</i>
CPG	<i>Central-Pattern Generator</i>
DLC	<i>Double Layer Capacitance (C_d)</i>
DOF	<i>Degree Of Freedom</i>
EAC	<i>Electro-Active Ceramics</i>
EAP	<i>Electro-Active Polymer</i>
ESSP	<i>Electro-Staticly Stricted Polymer</i>
EW	<i>Equivalent Weight</i>
FMSA	<i>Ferromagnetic Shape Memory Alloy</i>
GCA	<i>Gap-Closing Actuator</i>
HTB	<i>Hallow Triangular Beam</i>
ICPF	<i>Ionic Conducting Polymer (gel) Film</i>
IEC	<i>Ion Exchange Capacity</i>
IEM	<i>Ion exchange membrane</i>

IMPC	<i>Ionic Metal-Polymer Composite</i>
IPG	<i>Ionic Polymer Gel</i>
ISR	Institut des Systèmes Robotiques
LCE	<i>Liquid Crystal Elastomer</i>
LPGN	<i>Local Pattern Generating Neurons</i>
MEB	Microscopie électronique à balayage
MEF	Machine à états finis
MEMS	<i>MicroElectroMechanicals Syetms</i>
MSM	<i>Magnetic Shape Memory Alloys</i>
MTA	<i>Multi-Template Approach</i>
MUMPs	<i>Multi-User MEMS Process</i>
Nafion	Acide perfluorosulfonique (ionomère)
PAA	<i>Polyacrylic Acid</i>
PBG	<i>Photonic Band Gap</i>
PEP	<i>Posterior Extreme Position</i>
PFI	<i>Perfluorinated Ionomer</i>
PIM	<i>Perfluorinated Ionomer Membrane</i>
PIEM	<i>Perfluorinated Ion Exchange Membrane</i>
pMA	<i>pneumatic Muscle Actuators</i>
PMA	<i>Pseudo-Muscular Actuators</i>
PSD	<i>Position Sensing Device</i>
PVA	<i>Polyvinyl alcohol</i>
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>

PZT	<i>Lead zirconate titanate</i>
SEM	<i>Scanning Electron Microscopy</i>
SMA	<i>Shape Memory Alloy</i>
SMP	<i>Shape Memory Polymer</i>
SOI	<i>Silicon-on-insulator</i>
THUNDER	<i>THin-layer composite UNimorph ferroelectric DrivER</i>

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Le développement en microrobotique a eut une croissance importante depuis l'arrivée des MEMS. On note beaucoup d'intérêt dans la micromanipulation de micro-organismes, dans l'assemblage de micromoteur et dans l'exploration des milieux fortement confinés [CHAILLET 1999]. Ce domaine est une science en émergence qui lie les technologies développées par la microélectronique, par la nanoélectronique, par la chimie et par la robotique. Dans cet ordre d'idées, il existe trois classes distinctes dans lesquelles sont répartis les microrobots : la classe A, la classe B et la classe C. Ces dernières sont déterminées en fonction des caractéristiques des robots. Tout d'abord, les robots capables d'effectuer des mouvements de l'ordre du nanomètre appartiennent à la classe A. En ce sens, ayant des dimensions de l'ordre de quelques centimètres, leur but éventuel est d'être en mesure de fabriquer des matériaux spécifiques et ce, atome par atome. Ensuite, les robots de classe B mesurent entre dix micromètres et un centimètre. Ils sont destinés à opérer dans des endroits restreints tels que les organes du corps humain. De plus, on leur attribut des capacités de manipulations cellulaires et même moléculaires. Enfin, les robots de classe C, dont la venue est espérée d'ici une dizaine d'années, sont fabriqués molécule par molécule et exécutent des fonctions très précises.

La microrobotique se qualifie lorsque la miniaturisation des systèmes atteint un certain niveau. Certaines caractéristiques s'imposent pour affirmer qu'un robot est un microrobot. Premièrement, ce robot doit contenir des composantes de taille micrométrique. La structure mécanique du robot contenant ces composantes doit être réalisée à partir de la microtechnologie ou des procédés de microfabrication. De plus, les composantes de ce robot peuvent avoir comme fonction la manipulation des objets microscopiques. Deuxièmement, pour les microrobots de classe B et C, les effets volumiques, comme la gravité et l'inertie, deviennent négligeables par rapport aux effets surfaciques (forces électrostatiques, forces atomiques, tensions de surface, etc.). Par exemple, à ces dimensions, les forces d'adhésion et de capillarité ont un effet plus significatif que la gravité. En microrobotique, il est possible

d'envisager la réalisation d'une attache avec les forces atomiques de van der Waals [CHAILLET 1999].

Dans cet ordre de grandeur, il devient intéressant d'envisager de reproduire ce que la nature a déjà construit. D'ailleurs, la biomimétique est l'art de concevoir des systèmes qui réagissent et qui fonctionnent comme des organismes vivants. De cette manière, les concepteurs peuvent profiter de l'expérience de l'évolution de la nature sur plusieurs millénaires. Le monde des insectes dévoile des caractéristiques importantes et très intéressantes. En effet, comme chez les fourmis, la diminution de la taille permet un déplacement de masse plus important que le transporteur. Aussi, l'importance des forces mises en jeu dans la marche de l'insecte sur une surface horizontale est du même ordre que le poids du corps de l'insecte [TING et coll. 1994].

Lors de la réalisation d'un robot, il faut concevoir son moyen de propulsion. Dans cette étude, il faut trouver un moyen de le déplacer dans le corps humain. Le premier système de propulsion qu'on pourrait envisager est basé sur des moteurs microscopiques. Cependant, dans ces dimensions, ce moyen de propulsion est concurrencé par plusieurs autres méthodes. Comme il l'est démontré, il existe de nombreuses options, cependant chacune d'elles présente ses avantages et ses inconvénients.

En fait, le moyen de propulsion à utiliser dépend de l'organe du corps ou de l'environnement dans lequel le robot va évoluer. Par exemple, dans les poumons, il faut un moyen de propulsion capable de déplacer le robot dans les muqueuses, alors que dans les vaisseaux sanguins, sa propulsion doit lui permettre de se déplacer dans le sens contraire du flot sanguin. Pour ce projet, on considère l'environnement du robot comme étant beaucoup plus simple que celui du corps humain. Le robot doit simplement se déplacer dans un milieu aqueux, comme un fluide lourd, homogène et stable. Ce milieu a des propriétés similaires à l'organe visé, soit le rein.

Considérant l'environnement du robot, il faut regarder les moyens de propulsion des animaux marins. Comme chez les amphibiens, le robot pourrait se déplacer avec une queue. D'un autre côté, les céphalopodes utilisent des tentacules pour se mouvoir. Finalement, les crustacés

utilisent des pattes. Ce sont des exemples très intéressants que les concepteurs pourraient utiliser. Pour imiter ces exemples, il existe des matériaux dits intelligents (*smarts materials*) qui sont relativement performants et qui peuvent agir comme des pattes, des flagelles, des nageoires ou des tentacules. Ces matériaux peuvent être divisés en plusieurs catégories comme les EAP (polymère électroactif) et les matériaux thermiques comme les SMA (alliage à mémoire de forme).

Dans cet ordre d'idées, l'utilisation des polymères avec une réaction électroactive a émergée dans ces dernières décennies avec l'introduction des matériaux EAP. La caractéristique la plus attrayante des EAP est leur capacité à émuler les muscles biologiques. De plus, ces polymères ont une dureté élevée et ils produisent un large déplacement avec peu de vibrations [BARCOHEN 2000]. La fabrication de sarcomères artificiels à l'aide de C-PAN est un exemple réel [SHAHINPOOR et coll. 2000]. Cependant, ces matériaux sont encore loin de pouvoir remplacer les muscles biologiques. En effet, les muscles biologiques sont des actionneurs qui ont la capacité d'exécuter plusieurs fonctions. Il intègre les fonctions d'actionneurs, de support et de système pour emmagasiner l'énergie [LIEBER 1999].

Finalement, on pourrait simplement miniaturiser les moyens de propulsion utilisés par les bateaux ou les sous-marins. Le plus simple consiste en l'utilisation d'une hélice. Cependant, au niveau micrométrique, il est préférable de remplacer un axe de rotation mettant des pièces mécaniques en mouvement par un pivot élastique. En effet, les mouvements mécaniques peuvent rester collés et ils sont donc difficiles à contrôler [CHAILLET 1999]. De plus, les moteurs électrostatiques peuvent avoir certains problèmes d'adhésion. Dans cette catégorie de mouvements mécaniques, on retrouve des pompes et des turbines. Pour remédier à ces problèmes, certaines micropompes adoptent une structure qui implique un mouvement élastique. Elles sont généralement fabriquées à partir de polymères piézoélectriques ou de SMA. Ce système est très intéressant puisqu'il ne contient pas de pièce en rotation et il suffit de placer deux pompes déphasées pour obtenir une opération continue [THIELICKE et coll. 2000].

Plusieurs critères de développement sont à considérer pour concevoir correctement le système. Il est donc essentiel de caractériser son contexte d'exploitation et son environnement. En outre, l'insertion et l'extraction du microrobot dans son milieu sont des problématiques importantes. Aussi, le temps d'intervention doit être minimisé et le microrobot ne doit pas polluer l'environnement par sa dégradation, par une perte de fluide ou par une perte énergétique.

Dans cette recherche, la fabrication et la caractérisation de l'actionneur est réalisées afin de contrôler le BMR avec un système très spécifique. Elle inclut le développement d'un nouveau procédé de fabrication pour réaliser les micropattes du BMR. Ce procédé est effectué dans le laboratoire du département de chimie réservé à l'*Institut des matériaux et des systèmes intelligents* (IMSI) de la faculté des sciences. L'usinage des actionneurs peut être effectué à l'aide d'un laser excimère du *Groupe d'acoustique et de vibrations de l'Université de Sherbrooke* (GAUS). Les caractérisations morphologique et mécanique sont exécutées par la suite. La caractérisation morphologique comprend l'analyse d'images transversales de l'actionneur prise par microscopie électronique à balayage (SEM). Quant à la caractérisation mécanique, elle est réalisée avec un laser vibromètre du GAUS afin de mesurer les déplacements millimétriques de l'actionneur en fonction d'une tension imposée, des fréquences imposées et du courant électrique induit. Cette caractérisation permet de définir une fonction de transfert dans le domaine de Laplace et un circuit électrique équivalent. Cette fonction est utilisée lors de la conception du système de contrôle (servomoteur) des pattes. À partir de ce moment, les paramètres du procédé de fabrication servant à optimiser les performances de la propulsion peuvent être considérés.

Finalement, il est intéressant de réaliser un système de contrôle bio-inspiré selon un CPG (*Central-Pattern Generator*). Un résumé du système de contrôle du robot, selon les principes de déplacement d'un insecte, est expliqué. Pour produire un déplacement linéaire et curviligne autonome des six pattes du BMR, il est nécessaire d'élaborer un algorithme, codé en VHDL, contenant une machine à états finis (MEF) comme CPG. En premier lieu, le code VHDL est programmé sur un FPGA et il est inclus sur le microcontrôleur d'architecture RISC par la suite. Cette tâche n'est cependant pas nécessaire pour cette recherche.

Les domaines d'expertises touchés par ces travaux multidisciplinaires couvrent la chimie, le génie mécanique, le génie électrique et la caractérisation des matériaux. Ce projet est effectué au sein du *Groupe de recherche en appareillage médical de Sherbrooke* (GRAMS) avec la collaboration de l'*Institut des matériaux et des systèmes intelligents* (IMSI) et du *Groupe d'acoustique et de vibrations de l'Université de Sherbrooke* (GAUS).

Ce mémoire de maîtrise est divisé en cinq chapitres. Le deuxième chapitre présente une revue littéraire sur les moyens de propulsions des microrobots. Par la suite, le troisième chapitre permet de concevoir un moyen de propulsion original selon une problématique précise. Le quatrième chapitre porte sur la fabrication et la caractérisation du moyen de propulsion. Finalement, le dernier chapitre présente un algorithme de contrôle bio-inspiré pour le BioMicroRobot à l'étude.

CHAPITRE 2

ACTIONNEUR POUR LES MILLIROBOTS ET LES NANOROBOTS

Les concepteurs en micro et nanorobotique s'attardent de plus en plus à des applications biomédicales. Actuellement, ces applications sont pionnières et les objectifs à atteindre sont échelonnés sur plusieurs années. Les perspectives d'avenir sont très prometteuses. En effet, on espère pouvoir guérir certaines maladies et aider le métabolisme humain dans sa tâche.

L'objectif principal de ces travaux de recherche est de concevoir un moyen de propulsion pour un microrobot de classe B qui aura une application spécifique en urologie. Plus spécifiquement, les objectifs portent sur la modélisation et la conception d'un moyen de propulsion efficace et respectant les diverses contraintes qu'imposent son utilisation et sa fabrication. Entre autres, il faut que le microrobot puisse se déplacer dans un milieu aqueux. Aussi, les matériaux utilisés devraient être des biomatériaux. Enfin, ils doivent être fonctionnels sur une certaine période de temps sans se dégrader sous l'action chimique ou enzymatique.

La propulsion doit être originale et innovatrice, différente de celle qui existe dans la littérature. De plus, elle doit répondre à une problématique dans le domaine biomédical. Par conséquent, ce chapitre présente une revue littéraire des moyens de propulsion des microrobots. En particulier, les actionneurs EAP, thermiques, électrostatiques, magnétiques, piézoélectriques et pneumatiques sont couverts. Une courte explication théorique est présentée sur tous les actionneurs. Par la suite, les microrobots sont présentés avec une explication théorique et pratique de leur fonctionnement. Cette présentation s'avère utile pour la définition de la problématique et de l'étude des solutions exposées dans le chapitre suivant.

2.1. Revue littéraire

Cette revue littéraire présente les actionneurs envisagés pour mouvoir les robots de taille sous-centimétrique. Ces derniers sont présentés en fonction des matériaux utilisés pour la fabrication de leurs moyens de propulsion. La revue est divisée selon la technique utilisée pour mouvoir le robot. Ainsi, cette division permet d'étudier superficiellement les divers types d'actionneur et les diverses applications dans la microrobotique.

2.1.1. Actionneurs à base de EAP

Les polymères électroactifs (EAP) sont des actionneurs très simples dans leur constitution. Dans cette catégorie, on retrouve les IPMC (*Ionic Polymer-Metal Composite*). Ceux-ci sont constitués principalement de trois composantes : deux électrodes, une membrane à échange d'ions (*IEM* ou *Ion Exchange Membrane*) et plusieurs types de cations. Le fonctionnement du IPMC repose sur deux principes. Le premier est l'électro-osmose. En effet, le déplacement ionique dans la membrane occasionne sa déformation par un déplacement volumique de l'eau. Le second principe est l'effet de pompage. Cet effet s'explique par la grosseur des pores et des canaux dans le polymère ainsi que par le rayon ionique du cation utilisé. La figure 2.1 représente un IPMC en fonctionnement [SHAHINPOOR et coll. 2001].

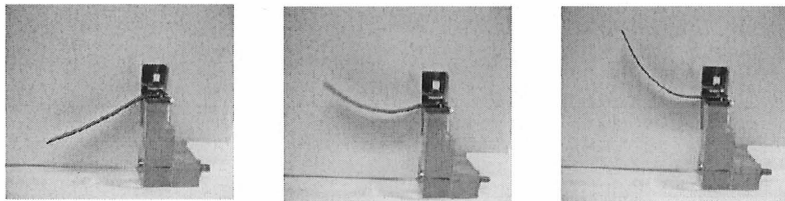


Figure 2.1 Bande de IPMC en présence d'une tension

Les IPMC se retrouvent dans plusieurs applications. La première est son utilisation comme sonde active dans les cathéters pour l'exploration et l'exécution d'opération dans les cavités du corps humain. Ce type d'outil a été conçu pour éliminer les opérations chirurgicales et neurochirurgicales dangereuses. La figure 2.2 représente un modèle d'un cathéter avec deux

degrés de liberté. Il a été conçu avec une membrane de Nafion et avec des électrodes de platine. Le temps de réponse du système avec une dimension de 10 mm x 0.8 mm x 0.2 mm est de 0.2 seconde pour atteindre un angle de courbure de 42.3 degrés sous une tension de 2 volts [GUO et coll. 1996]. Un autre type de cathéter actif a été développé avec une base de Flemion en tube et des électrodes en or (figure 2.3). L'auteur rapporte une performance cinq fois supérieure à celle d'un composé de Nafion-Pt. Les électrodes d'or sont découpées en quatre sections avec un laser excimère le long de l'axe du tube. La disposition des électrodes permet un mouvement de 2.5 degrés de liberté. La coupe produit une trace dans l'ionomère d'une largeur de 50 μm et d'une profondeur de 20 μm [SEWA et coll. 1998]. Il est possible d'estimer une puissance instantanée maximum d'environ 20 mW (augmente en fonction du nombre de placages et des dimensions) avec cinq placages d'or et l'utilisation de tetrabutylammonium comme cation [OGURO et coll. 1999].

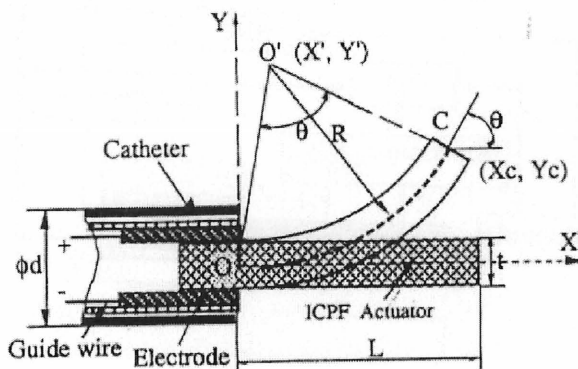


Figure 2.2 Guide de cathéter à base de Nafion

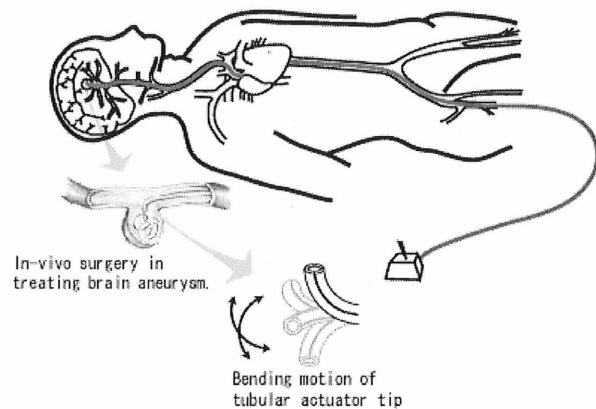


Figure 2.3 Guide de cathéter à base de Flemion

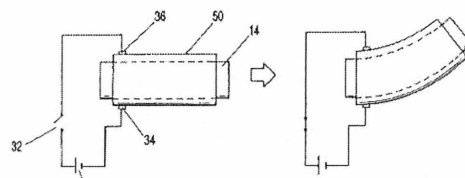


Figure 2.4 Fibre optique active

La seconde application se retrouve dans l'utilisation des fibres optiques dynamiques. Cette fibre optique est entourée par un muscle artificiel (IPMC à base de Nafion-Pt tubulaire)

possédant deux électrodes opposées (figure 2.4). Cette configuration permet de déplacer la fibre dans 2.5 degrés de liberté. Ce principe est breveté aux États-Unis (numéro 6,192,171) [GOODMAN et coll. 2001].

La troisième utilisation se retrouve dans la fabrication d'un moyen de propulsion pour les microrobots. Considérant que ce type d'actionneur fonctionne mieux dans un milieu aqueux, les microrobots sont généralement une imitation des animaux marins. En premier lieu, on retrouve des structures qui ressemblent à un siphonophore (figure 2.5) [ONISHI et coll. 2000a]. Dans cet article, des modèles pour les serpents et les vers de terre sont présentés. Un autre robot siphonophore artificiel (méduse) utilise ce même type de propulsion (figure 2.6). Le premier but de l'étude autour de ce robot est de créer un dispositif artificiel biomimétique qui peut détecter un stimulus photonique ou électrique. Le robot répond à ce stimulus par un mouvement physique. Cependant, il semble que ce robot n'a pas encore de prototype.

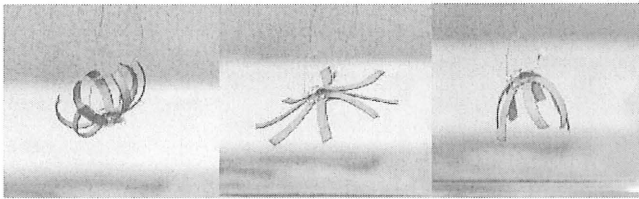


Figure 2.5 Modèle de propulsion pour un siphonophore

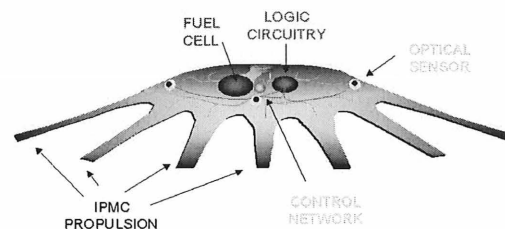


Figure 2.6 Siphonophore artificiel (JellyFish)

On retrouve aussi des robots nageurs propulsés par des battements d'un flagelle ou d'une ailette. Actuellement, il y a plusieurs acteurs dans ce domaine qui utilise des IPMC. Entre autres, un des robots, d'une taille de 45 mm x 10 mm x 4 mm, peut se mouvoir dans les trois axes avec le mouvement de deux flagelles (IPMC coupé en bande de 0.2 mm x 4 mm x 6 mm) dans un milieu aqueux (figure 2.7). Les flagelles sont alimentés indépendamment par deux fréquences pour faire avancer ou tourner le robot. Le mouvement horizontal du robot est décrit par la combinaison de deux types d'actions : la variation cyclique du pas et la vitesse du battement de la pale. Quand une différence de phase apparaît entre ces deux actions, en variant les fréquences d'alimentations, les flagelles produisent une force de propulsion. Le mouvement vertical est produit par le déplacement du centre de gravité de la structure avec un

solénoïde et deux aimants permanents et par un ajustement de la flottaison contrôlé selon les fréquences d'actionnement du IPMC. On mentionne que l'utilisation du IPMC serait sécuritaire dans le corps humain lorsqu'il est alimenté avec une faible tension ($< 1.5 \text{ V}$). Il est actuellement développé pour des applications médicales et industrielles [GUO et coll. 2000, GUO et coll. 2001].

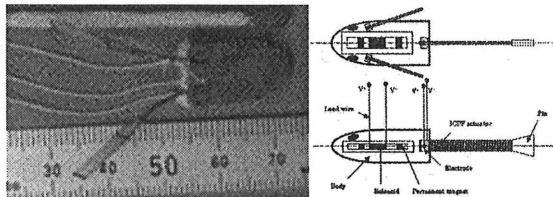


Figure 2.7 Microrobot nageur de Guo Shu Xiang

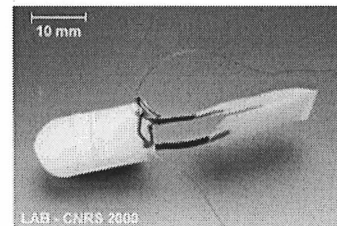


Figure 2.8 Microrobot nageur du Laboratoire d'Automatique de Besançon

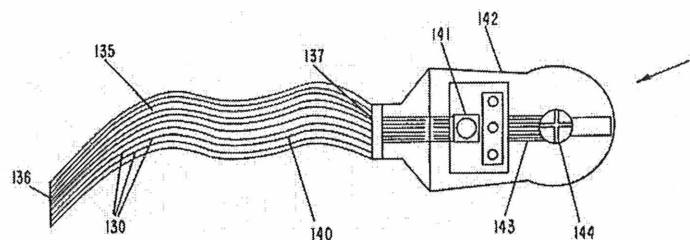


Figure 2.9 Robot nageur de l'AMRI

Le second microrobot provient du *Laboratoire d'Automatique de Besançon* (LAB) (figure 2.8). Ce robot nageur a une dimension de $50 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$. Avec une tension de 2 volts à 1 Hz, il peut se déplacer à 1.8 mm/s . Il a été utilisé dans le cadre d'une recherche sur les modes de propulsion ondulatoire et oscillatoire afin d'optimiser la dynamique de locomotion. Cette étude démontre la supériorité du mode ondulatoire par rapport au mode oscillatoire [LAURENT et coll. 2001]. Finalement, le troisième provient de l'Université du Nouveau Mexique et il a été conçu dans les laboratoires de l'*Artificial Muscle Research Institute* (AMRI) pour l'étude des muscles artificiels [SHAHINPOOR 1992]. Ce robot, présenté à la figure 2.9, est décrit dans un brevet des États-Unis (numéro 6,109,852) [SHAHINPOOR et coll. 2000c]. La queue du poisson est fabriquée à base d'un polymère en gel. Ce polymère est un acide polyacrylique qui réagit au changement du pH d'une solution. Lorsqu'une tension est appliquée, la solution devient acide ou basique dépendant de la

direction du courant. Si la solution devient basique, le gel se dilatera et si elle devient acide, le gel se contractera. Les contractions et les dilatations sont de l'ordre de 400 % des dimensions.

Finalement, un polymère électrostrictif peut être utilisé pour développer un actionneur à mouvement linéaire (figure 2.10) [CHO et coll. 2001]. Ce polymère est une substance diélectrique qui nécessite une tension très élevée, de l'ordre du kilovolt, pour obtenir une force et un déplacement substantiels. Entre autres, il a été étudié pour être utilisé dans certains haut-parleurs [HEYDT et coll. 1998]. Le mécanisme est composé d'un film élastomère (3M VHB 4910) tendu sur une électrode de carbone en forme de diaphragme. Quand une tension est appliquée, le polymère se dilate et lorsque la tension est supprimée, le polymère reprend sa forme initiale en se contractant.

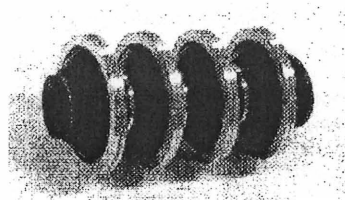


Figure 2.10 Microrobot avec un polymère électrostrictif

2.1.2. Actionneurs thermiques

Les actionneurs thermiques utilisent généralement deux principes : l'effet Peltier et l'effet Joule. La dilatation ou la contraction de certains matériaux (liquide, solide ou gazeux) à une variation de température permet de les utiliser comme actionneurs. Ainsi, le coefficient de dilatation est une caractéristique importante à considérer. Lorsque le matériau est conducteur, comme l'alliage de NiTi (*Nitinol*), un courant électrique peut être directement induit ou imposé. Un câble en SMA (*Shape Memory Alloy*) peut donc agir comme un élément résistif dans une boucle de courant [CALIN et coll. 1999]. D'un autre côté, lorsqu'il s'agit d'un isolant, comme un polyimide, une résistance ou un élément thermique placé près de l'actionneur permet d'augmenter sa température [EBEFORS et coll. 1998]. Dans les deux cas, si le design le permet, l'effet Peltier peut être utilisé pour maximiser la réaction [ABADIE et coll. 2000]. Cet effet est davantage utilisé pour diminuer rapidement la température d'un corps

puisque'il est moins efficace pour produire de l'énergie thermique par rapport à l'effet Joule. Dans le cas contraire, le retour à la température ambiante dépend du refroidissement par convection. Les deux effets peuvent être utilisés dans une boucle d'asservissement pour contrôler l'actionneur. Les SMA de type NiTi sont utilisés pour leurs faibles dimensions, leur densité d'énergie très élevée et leur structure mécanique ne nécessitant pas de système de transmission intermédiaire [CALIN et coll. 1999].

Les SMA sont très populaires dans la littérature. La caractérisation du NiTi a été étudiée pour trouver un modèle empirique. Entre autres, un modèle mathématique de la transformation de l'alliage sous une variation de la température a été proposé en considérant la non-linéarité de la réponse du matériau [BENZAOUÏ et coll. 1997]. Le mécanisme de la transformation de la phase martensitique est une transformation solide-solide sans diffusion accompagnée par des déformations microscopiques et macroscopiques qui peuvent être récupérées par une augmentation de la température dans un cycle d'hystérésis (figure 2.11).

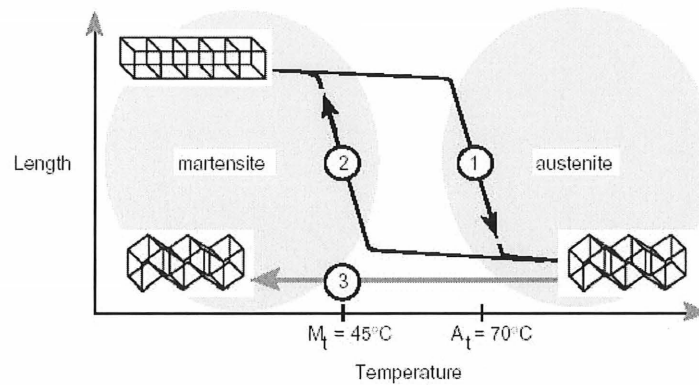


Figure 2.11 Changement de la structure cristalline du NiTi

La structure cristalline du NiTi est constituée de deux phases : l'austénite (A) et la martensite (M) [SAADAT et coll. 2002]. Les températures de transitions (M_t et A_t) dépendent de la composition de l'alliage et du procédé thermomécanique.

En premier lieu, considérant que le NiTi a une bonne biocompatibilité dans les applications *in-vivo*, il est utilisé dans plusieurs domaines biomédicaux. Théoriquement, les problèmes de

biocompatibilité pourraient survenir à cause de la très forte concentration de nickel. Cependant, il n'y a aucun effet toxique observable, comme une diminution ou une altération de la croissance des cellules en contact avec du NiTi. D'ailleurs, la réponse inflammatoire a été estimée comme étant similaire au StSt (*stainless steel*) et à l'alliage Ti-6Al-4V. En effet, le système immunitaire général cellulaire demeure faible lors d'une implantation à long terme du Nitinol. Les tests ont été effectués sur les tissus musculaires, neurax, périneuraux et osseux. La concentration de Ni et la corrosion ont été évaluées et comparées avec d'autres matériaux [RYHANEN et coll. 2001].

Au niveau des applications, cet alliage est utilisé dans les implants dentaires, dans les attelles pour ostéosynthèse (lame osseuse), dans les arcs dentaires (les broches) et pour remplacer les points de soudures [SAADAT et coll. 2002, SONG et coll. 2002]. De plus, les SMA sont très utilisés dans la fabrication de guide de cathéter. Un prototype qui peut se mouvoir comme un serpent avec un diamètre externe de 2.8 mm a été construit [GEUNBAE et coll. 1996, ESASHI 2000]. Ce prototype fonctionne avec trois câbles SMA autour d'un tube interne (figure 2.12). D'autres types de cathéters avec des feuilles et des bobines de SMA ont aussi été réalisés.

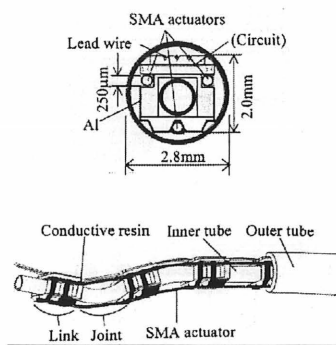


Figure 2.12 Endoscope avec des câbles en SMA

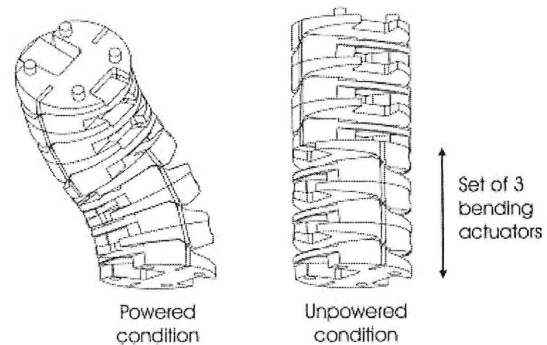


Figure 2.13 Conception des vertèbres de l'actionneur

De plus, on retrouve plusieurs systèmes robotiques pour l'endoscopie gastro-intestinale et l'exploration du colon. Un de ces systèmes possède des dimensions de 15 mm de diamètre et de 95 mm de long (figure 2.13). Il est constitué de trois modules principaux actionnés par

des SMA : un module d'extension et de contraction, un module de deux degrés de liberté en flexion et un module qui possède deux systèmes de verrouillage [REYNERATS et coll. 1999].

En second lieu, les actionneurs thermiques sont utilisés pour la fabrication du moyen de propulsion des microrobots. Cette section en présente quelques-uns selon la méthode et les principes d'actionnement. Un premier microrobot hexapode d'une dimension de 5 mm x 1.8 mm x 0.12 mm utilise deux principes thermiques pour produire un mouvement mécanique (figure 2.14). Le premier principe est la différence des coefficients thermiques pour générer une extension linéaire entre des matériaux, comme le silicium, le nickel et le SU-8 (cristaux dimorphes), lors d'une augmentation de la température. Le second principe est l'effet thermique de jonction : la différence de résistance entre les deux matériaux génère une différence de température à la jonction de ceux-ci (effet Joule). Une simulation de la déformation thermique d'une des pattes d'insecte de 2 mm de long par 700 μm de large est présentée à la figure 2.15. La consommation est de 120 mW pour un fléchissement de 120 μm par patte [BONVILAIN et coll. 2001].

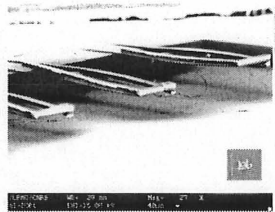


Figure 2.14 Robot de type insecte avec six actionneurs thermiques

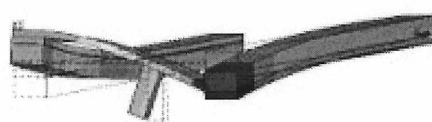


Figure 2.15 Simulation d'une patte d'insecte de 2mm de long

Le microrobot Belly utilise un moyen de propulsion basé sur une matrice de huit pattes en silicium. Le mouvement est causé par une expansion thermique des joints en polyimide (Selectilux[®] HTR-3 200) en utilisant l'effet Joule. Une serpentine en métal thermique et un élément thermique résistif en polysilicium sont intégrés au joint de polyimide. En appliquant un courant aux bornes de l'élément chauffant, la chaleur produite est transmise aux joints, ce qui entraîne une expansion du polyimide. Une puissance de 90 mW par pattes permet de produire une différence de température de 200°C durant un cycle d'actionnement et elle

permet également de produire un déplacement Δx de 100 μm (figure 2.16) [EBEFORS et coll. 2000].

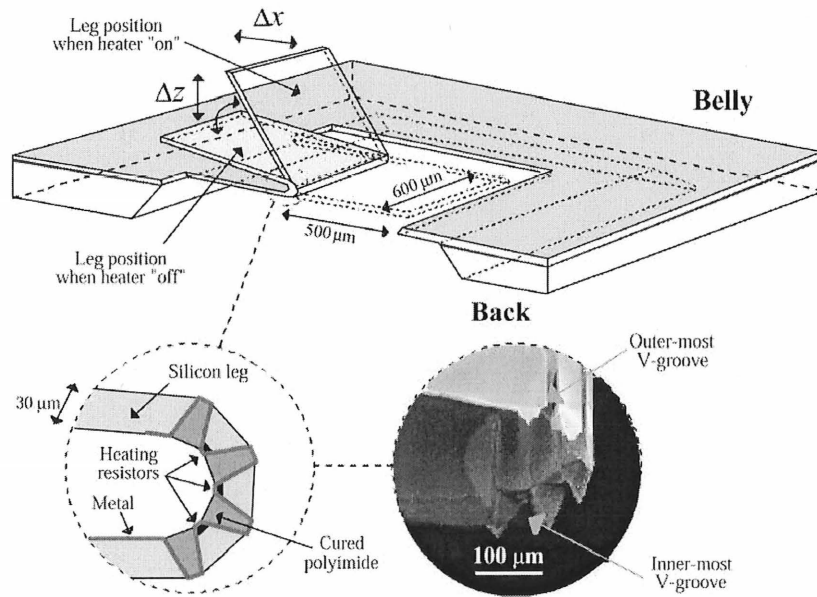


Figure 2.16 Principe d'actionnement d'une patte

L'angle de courbure α de la patte dépend uniquement de la géométrie en V de la strie où le polyimide est inséré. Avec un angle de 54.74° entre les plans $\{100\}$ et $\{111\}$ du réseau cristallin de la gaufre de silicium, l'angle de courbure est défini selon l'équation (2.1).

$$\alpha = 2 \left\{ 90 - 54.74 - \arcsin \left(\cos(57.74) (1 - \varepsilon + \alpha_T \Delta T) \right) \right\} \quad (2.1)$$

où ε est un coefficient relatif de contraction du polyimide, α_T est le coefficient d'expansion thermique et ΔT est la variation de température lors du chauffage du polyimide. Les résultats expérimentaux ont permis d'évaluer le coefficient relatif de contraction et celui de l'expansion thermique. Le procédé de fabrication de ces pattes est compatible avec la technologie CMOS, ce qui permet d'intégrer un circuit de contrôle pour chaque actionneur de la matrice [EBEFORS et coll. 1998].

D'un autre côté, un microrobot de 96 pattes organisées en six groupes pour imiter le mouvement d'un insecte à six pattes a été développé. Une vue du dessous du microrobot,

représentant un groupe de seize pattes, est illustrée à la figure 2.17. Chaque patte est un actionneur électrothermique. Elles ont une longueur de $270\ \mu\text{m}$, une largeur de $18,5\ \mu\text{m}$ et elles ont une épaisseur de $2\ \mu\text{m}$. Les pattes sont placées à leur position verticale manuellement. La puissance électrique est fournie à chacune des pattes par deux connexions en polysilicium recouvertes d'or en forme de ressort (figure 2.18). Les groupes de pattes sont agencés trois par trois avec une alimentation déphasée de 180° . Ce type de propulsion reproduit un mouvement ciliaire. Avec une onde carrée de $2\ \text{Hz}$ et un rapport de cycle de 50% à $5\ \text{V}_{pp}$, la vitesse du robot peut atteindre $453\ \mu\text{m}/\text{min}$ et il peut transporter une charge de $3.06\ \text{mg}$. La fabrication de ce robot repose sur la technologie MUMPs [KLADITIS et coll. 2000].

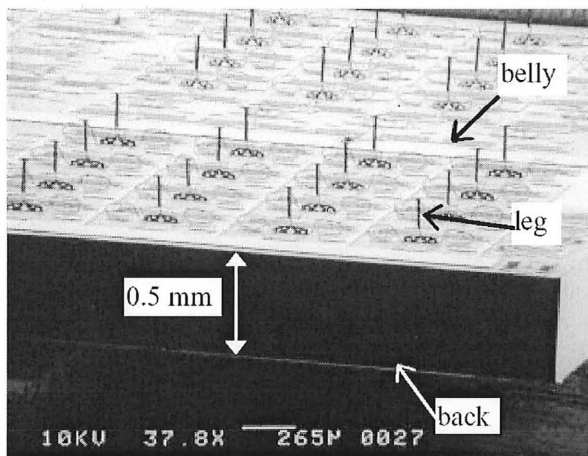


Figure 2.17 Représentation d'une section de seize pattes

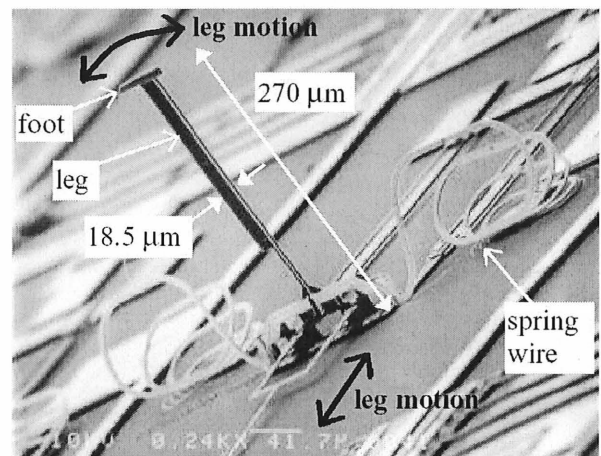


Figure 2.18 Configuration d'une patte de deux degrés de liberté

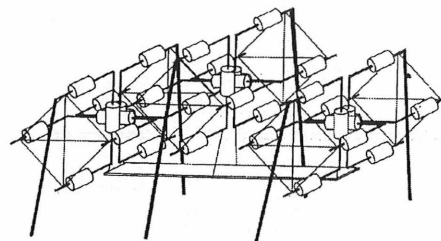


Figure 2.19 Microrobot à six pattes en SMA

Finalement, un microrobot hexapode d'une dimension de $30\ \text{mm} \times 30\ \text{mm} \times 25\ \text{mm}$ avec des actionneurs fabriqués en SMA (NiTi) imite la démarche tripode d'un insecte (figure 2.19). Le SMA est utilisé comme un élément résistif dans une boucle de courant.

La tension est appliquée par une modulation PWM. Chaque patte nécessite deux actionneurs indépendants en forme de 'U' pour produire un mouvement de 2.5 DOF [KATO et coll. 1999a]. Plusieurs autres microrobots de ce type ont été fabriqués [VU et coll. 2002, MING-DONG et coll. 2000].

2.1.3. Actionneurs électrostatiques

Le robot qui est présenté dans cette section fonctionne avec des micromoteurs linéaires pas-à-pas électrostatiques contrôlés par une machine à états finis (MEF) sur CMOS. Le circuit en CMOS contrôle tous les moteurs se trouvant à la base d'une patte. Chacun d'entre eux peut effectuer des pas de 48 μm en douze cycles avec 2 μm de résolution. Plusieurs moteurs ont été réalisés avec des performances différentes [YEH et coll. 2001]. Ces moteurs sont fabriqués avec une technologie de lithographie SOI (*silicon-on-insulator*) de deux microns avec un seul masque. Ils possèdent un convoyeur et deux actionneurs dans le plan des abscisses et dans le plan des ordonnées. Les deux actionneurs (en x et en y) possèdent un guide d'entraînement pour déplacer le convoyeur. L'image de la figure 2.20a) montre de près le convoyeur et l'actionneur dans le plan des abscisses. Lorsqu'une tension est appliquée sur l'actionneur entre la pièce mobile et la pièce statique, une force d'attraction électrostatique est générée ce qui repousse les plaques de la pièce mobile. L'augmentation du nombre de plaques augmente la force générée. Une distance d'isolement est utilisée afin d'éviter que les plaques se touchent et ainsi créer un court-circuit. Une des versions du moteur, sur une galette de silicium, mesure 1.5 mm x 1 mm x 15 μm .

La force générée par le GCA (*Gap-Closing Actuator*) peut être évaluée par la formule (2.2).

$$F_e = \frac{1}{2} \varepsilon \frac{tl}{d^2} V^2 \quad (2.2)$$

où t et l sont respectivement l'épaisseur et la longueur d'une des plaques ; d correspond à la distance entre une plaque du stator et une plaque de la pièce mobile ; V est la tension appliquée entre les deux plaques ; ε est la constante de permittivité du milieu du moteur. Selon

cette formule, la force augmente si la distance entre les plaques diminue ou si la tension augmente.

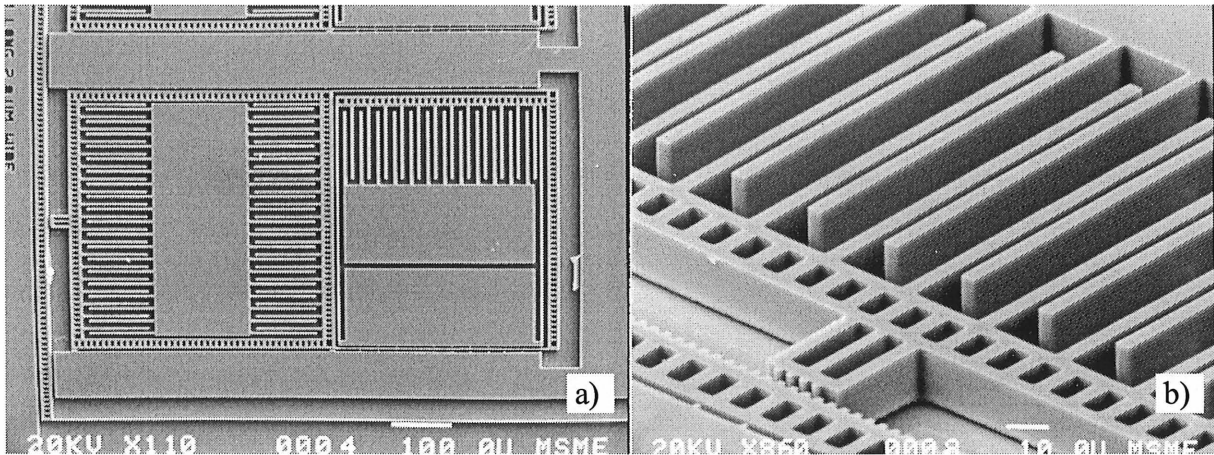


Figure 2.20 Vue SEM du moteur électrostatique a) vue complète du moteur b) vue du convoyeur

Chaque patte utilise deux moteurs (figure 2.21) ce qui leur procure deux degrés de liberté [YEH et coll. 2002]. Pour faciliter la préfabrication des pattes avec la technologie MUMPs (*Multi-User MEMS Process*), les joints ont été conçus pour être colinéaires, comme le montre la figure 2.22 [YEH et coll. 1995]. De cette manière, le robot peut bouger de côté seulement. Pour six pattes, le robot nécessite douze moteurs. Pour qu'un moteur produise 1.5 mN, une tension de 30 V avec une fréquence de 1kHz est nécessaire. Dans ce cas, il dissipe 27 μ W.

La vitesse de déplacement du robot est de quelques millimètres par seconde avec une consommation d'environ 395 μ W. Cette faible consommation de puissance permet l'utilisation de cellules photovoltaïques. La structure complète du microrobot est présentée à la figure 2.23 [YEH et coll. 2002].

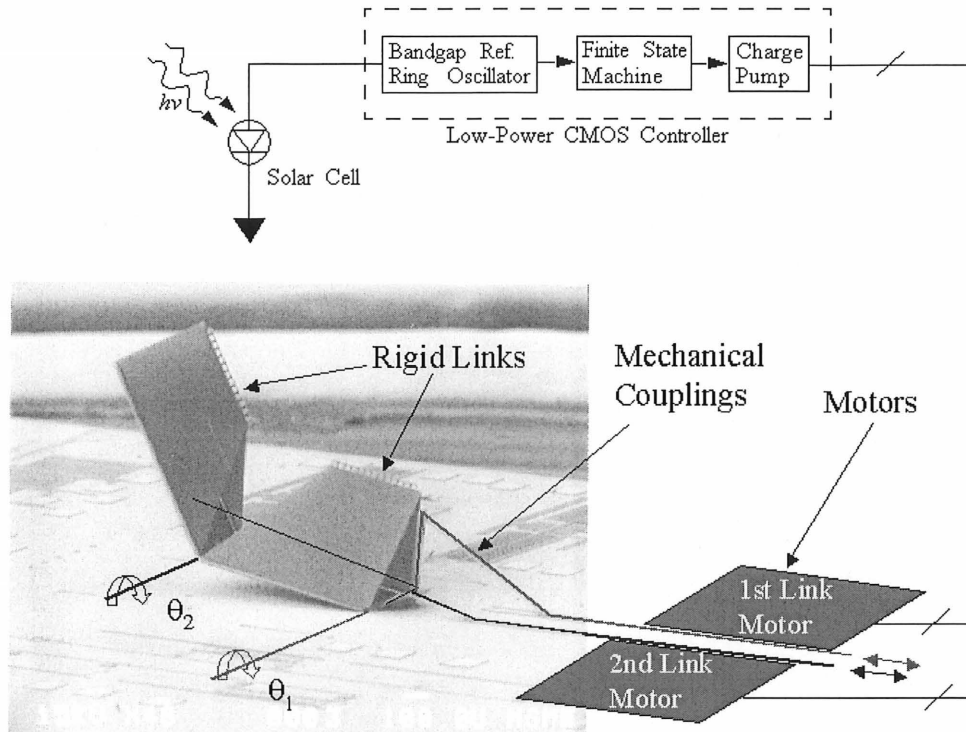


Figure 2.21 Vue SEM d'une patte (2 DOF) et du système de contrôle

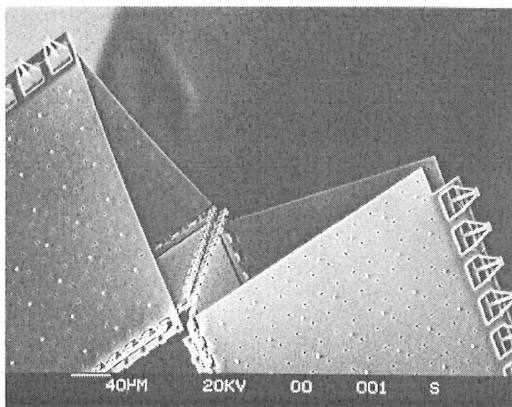


Figure 2.22 Joint du coude d'une patte du microrobot

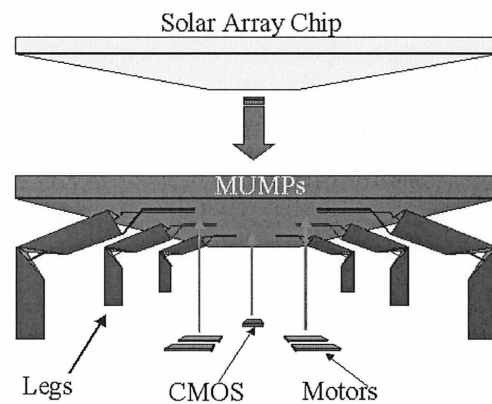


Figure 2.23 Microrobot du BSAC

2.1.4. Actionneurs magnétiques

Une méthode simple pour faire avancer un microrobot consiste à appliquer un moment de torsion magnétique externe à une aimant permanent. Ce robot, comme celui illustré à la figure

2.24, se déplace dans un liquide ou un gel. Sa structure possède un aimant cylindrique permanent en $NdFeB$, d'une longueur de 1.2 mm de diamètre, et une lame en spirale. Puisque l'aimant est magnétisé dans l'axe radial, le microrobot tourne de manière synchrone avec le champ magnétique externe. La vitesse de déplacement dépend de l'intensité du champ magnétique et de l'environnement du microrobot [ISHIYAMA et coll. 2001].

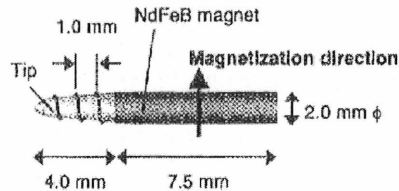


Figure 2.24 Vue schématique de la micromachine

Un autre système de propulsion magnétique consiste en l'utilisation d'un micromoteur électromagnétique couplé directement à la structure du microrobot. Un microrobot endoscope de 10 mm de diamètre et 70 mm de long a été développé pour des applications médicales. Il est constitué de trois parties : la première est un micromoteur électromagnétique avec une surface rainurée en spirale afin de le faire avancer comme une vis, la seconde est un cylindre et la dernière est une attache flexible située entre le moteur et le cylindre. Le raccordement flexible lie le rotor du micromoteur au cylindre. Quand le micromoteur tourne, une mince couche de mucus est formée sur les deux cylindres. Ce mucus permet d'éviter les blessures puisqu'il diminue les contacts directs entre la membrane et le robot. La vitesse de rotation permet d'ajuster la vitesse de déplacement du robot et l'épaisseur de la couche de mucus. Le micromoteur peut tourner à une vitesse de 400 à 1200 RPM [ZHOU et coll. 2001a].

2.1.5. Actionneurs piézoélectriques

Les actionneurs piézoélectriques sont utilisés pour exécuter des mouvements de très faibles amplitudes, de l'ordre du micro ou du nanomètre. Ils nécessitent une tension élevée, mais, en contre partie, ils consomment très peu de courant.

Cette section présente deux types de microrobots actionnés par des actionneurs piézoélectriques. Le premier type nécessite un mouvement du sol [YASUDA et coll. 1994]. Ce robot est illustré à la figure 2.25. En effet, le robot, fabriqué dans un seul plan d'une dimension de 0.7 mm x 1.5 mm, fonctionne sur un champ de vibrations mécanique généré par un vibreur piézoélectrique qui agit sur un actionneur en particulier. Chaque patte possède une fréquence de résonance exclusive. Donc, si la fréquence de vibration est égale à la fréquence de résonance de l'actionneur, celui-ci sera activé. La superposition de diverses fréquences permettra de choisir des actionneurs spécifiques. Les forces générées lorsqu'une patte entre en résonance permettent au microrobot d'avancer dans une direction précise (figure 2.26). De cette manière, la puissance est fournie directement par la surface de vibration. La structure principale est fabriquée de polysilicium, mais aussi de polyimide pour ce qui est de la fabrication des joints et des ressorts [SHIMOYAMA et coll. 1996].

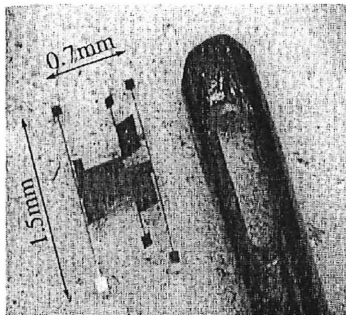


Figure 2.25 Robot de type fourmi

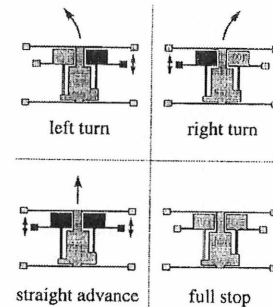


Figure 2.26 Quatre mouvements possibles de la fourmi

Le second type nécessite une source de puissance externe pour alimenter les éléments piézoélectriques. Le microrobot, présenté à la figure 2.27, utilise la technologie THUNDER (*THin-layer composite UNimorph ferroelectric DrivER*). Le robot fonctionne selon le principe de locomotion élastodynamique pour maximiser la déformation élastique de l'actionneur et minimiser les pertes d'une structure sujette à des vibrations résonnantes. Les vibrations piézoélectriques sont transmises aux pattes, qui interagissent avec le sol pour produire un mouvement. La structure asymétrique du robot est fondamentale pour qu'un mouvement soit produit. Ce robot se déplace dans un sens unidirectionnel à une vitesse de 0.002 m/s

lorsqu'une tension de $45 V_{pp}$ est appliquée avec une fréquence de résonance de 37 Hz [LOBONTIU et coll. 1999].

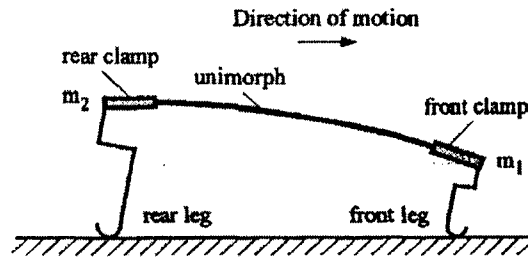


Figure 2.27 Robot de type insecte à actionneur piézo-électrique

Certaines structures piézoélectriques peuvent être transparentes. Ces structures peuvent être fabriquées avec des semi-conducteurs et, plus couramment, des diélectriques ou la combinaison des deux. Elles sont fabriquées en plusieurs couches de matériaux, comme le LiF et le Ag, selon un ordre précis de leurs indices de réfractifs. Si l'épaisseur de chaque couche est une fraction de la longueur d'onde de référence, certaines fréquences seront transmises et d'autres, centrées sur celle de référence, seront complètement réfléchies (*band-gap*). Il est possible, avec des matériaux métalliques transparents à la lumière visible, de réaliser des structures PBG (*Photonic Band Gap*) contrôlables électriquement. Deux structures sont juxtaposées et une variation de la tension imposée sur chacune des structures permet de créer une espace libre entre les deux (*air gap*). La variation de la distance modifie le facteur de transmission (rapport entre le flux lumineux transmis par une surface et le flux lumineux qu'elle reçoit) ce qui crée un filtre optique [BAGLIO et coll. 2001]. Le PBG, combiné avec un actionneur thermique (cristal bimorphe), est utilisé pour la fabrication de micropattes de robot. L'énergie thermique, pour provoquer le mouvement de l'actionneur, provient d'une source lumineuse qui est dirigée et concentrée par une lentille sur le bout libre de la patte. La méthode de mouvement du robot est celle de la démarche tripode d'un insecte à six pattes. L'adressage sélectif d'un groupe de pattes est obtenu en déposant, au-dessus des lentilles, un PBG avec deux filtres optiques. L'équation générale du déplacement du bout libre de la patte est donnée par la relation (2.3).

$$\delta = \frac{3(\alpha_1 - \alpha_2)(t_1 - t_2)L^2 \Delta T}{4(t_1 + t_2)^2 - 2t_1 t_2 + \frac{Y_1 b_1 t_1^3}{Y_2 b_2 t_2} + \frac{Y_2 b_2 t_2^3}{Y_1 b_1 t_1}} \quad (2.3)$$

$$\Delta T = T_{MAX} - T_a = \frac{P_o(t_{on})}{mc}$$

où α_i et Y_i sont respectivement les coefficients thermiques d'expansion et le module de Young des couches de l'actionneur. La puissance P_o fournie à une patte, pendant la phase de chauffage, dure t_{on} secondes. La variation de la température ΔT atteinte est la différence entre la température T_{MAX} après t_{on} secondes et la température ambiante T_a . Les dimensions de l'actionneur sont $b_i \times t_i \times L_i$. Les principaux désavantages de ce type d'actionnement sont sa faible vitesse et sa très grande consommation de puissance. La fréquence d'opération des pattes est limitée par la durée du refroidissement [BAGLIO et coll. 2002].

Finalement, le dernier microrobot présenté dans cette section est un robot de classe A portant les noms de *NanoWalker* (version complète) [MARTEL et coll. 1999] et de *NanoRunner* (version allégée) [MARTEL et coll. 2000a]. Le *NanoWalker* est un robot autonome développé pour effectuer des tâches dans les dimensions moléculaires et atomiques [MARTEL et coll. 2000b]. Il est basé sur trois pattes piézoélectriques formant une pyramide (figure 2.28). Le principe d'actionnement des pattes repose sur une méthode de *poussée-glissée*. Une zone de pression sous la patte permet d'augmenter ou de diminuer la friction de contact avec le sol. Chaque patte en tube comprend quatre cadrans pour assurer son mouvement. Les électrodes sont déposées en quatre sections sur chacun des cadrans. L'intérieur du tube est utilisé comme électrode de référence. Dans le mode de courbure de la patte, le calcul d'un mouvement dépend de la variation de tension ΔV divisée par deux, de V_{sy} et de la constante piézoélectrique k selon (2.4).

$$\delta_{sy} = k \times V_{sy} = \frac{2\sqrt{2}d_{31}L^2}{\pi dh} \times \frac{\Delta V}{2} \quad (2.4)$$

où L est la longueur du tube, d est le diamètre interne, h est l'épaisseur du tube et d_{31} est un coefficient standard de l'actionneur piézoélectrique. La tension V_{sy} utilisée varie de ± 2.69 mV à ± 88 V. Ce qui donne une variation de déplacement entre 0.226 nm et 7.4 μm .

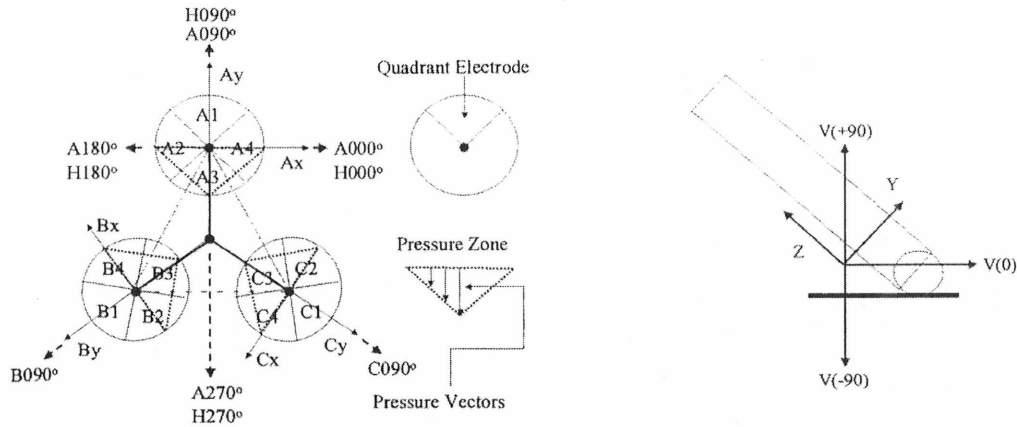


Figure 2.28 Système de coordonnées des pattes du NanoWalker

Dans le mode d'élongation, dans le sens z , une contraction ou une dilatation est obtenue lorsqu'une tension de même polarité est appliquée aux quatre électrodes se trouvant à l'extérieur du tube. Les déplacements obtenus pour les tensions minimums et maximums sont respectivement de 0.0176 nm et de 1.157 μm .

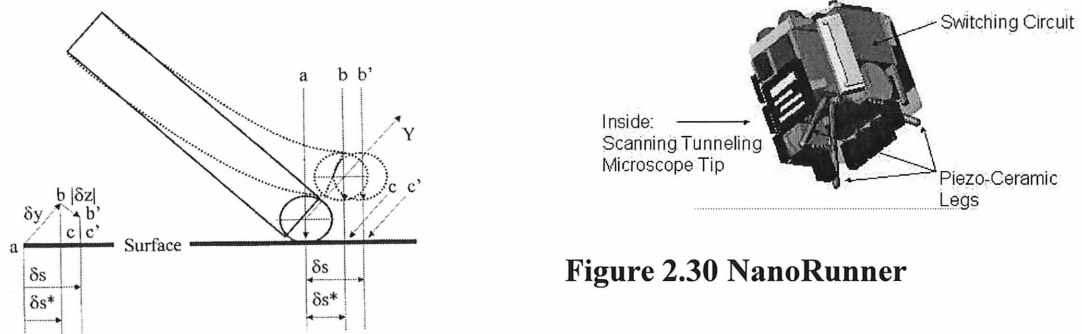


Figure 2.29 Mouvement d'une patte du NanoWalker

Pour un déplacement selon la méthode *poussée-glissee*, les forces de friction statique, pour la poussée, et dynamique, pour le glissement, sont à considérer. En effet, l'action de la levée de

la patte permet de réduire la pression avec le sol pour le glissement, alors que l'action de la pesée permet d'augmenter la pression pour la poussée (figure 2.29). Évidemment, la masse du robot joue un rôle très important dans le mouvement de la patte. La figure 2.30 montre la structure du microrobot utilisant trois pattes piézoélectriques comme actionneur [MARTEL et coll. 2000a]. La différence majeure consiste en l'utilisation de trois électrodes sur le tube piézoélectrique.

2.1.6. Actionneurs pneumatiques

Les actionneurs pneumatiques sont constitués de trois modules : la chambre, la pompe ou le soufflet et le tube reliant les deux autres modules (figure 2.31). Par leur forme cylindrique, les muscles artificiels de type McKibben transforment les forces de pression en une force de contraction axiale. Cette propriété provient de la structure de la chambre.

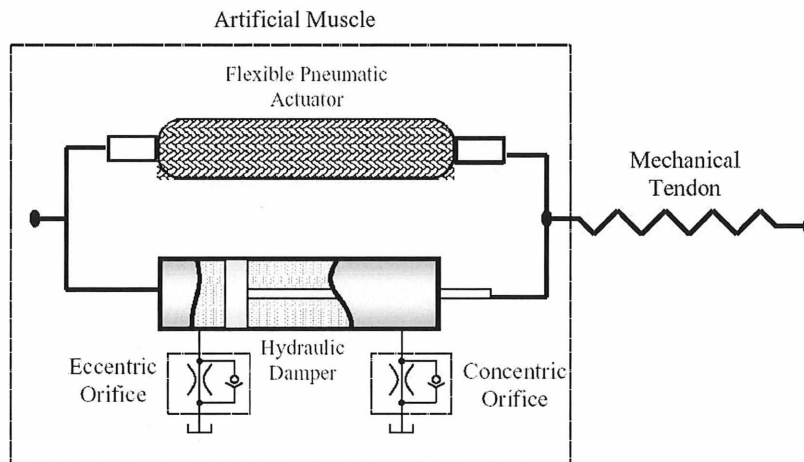


Figure 2.31 Principe de fonctionnement du muscle McKibben

En effet, lorsque la chambre est soumise à une pression P , le tissage qui recouvre la chambre permet une augmentation en volume δV que par son rayon. Cette augmentation de volume produit une diminution de la longueur $-\delta l$ de la chambre et une force F selon l'équation (2.5).

$$P(\delta V) = -F(\delta l) \quad (2.5)$$

Comme un muscle biologique, l'actionneur produit un effort en contraction. Ce type de muscle artificiel linéaire est caractérisé par trois paramètres principaux, soit l'angle de tressage, la longueur et le rayon initial du muscle [TONDU et coll. 2000].

Un microrobot, de dimensions d'environ deux pouces cubes (figure 2.32) et basé sur l'anatomie d'un grillon, utilise ce type de muscle artificiel. Le moyen de propulsion permet au robot de marcher et de sauter comme un grillon [BIRCH et coll. 2001]. L'air comprimé provient d'un compresseur embarqué. L'air peut être acheminé et distribué au muscle McKibben par une matrice de microvalves fabriquée avec la technologie MEMS et avec des matériaux SMA (figure 2.33) [BIRCH et coll. 2000].

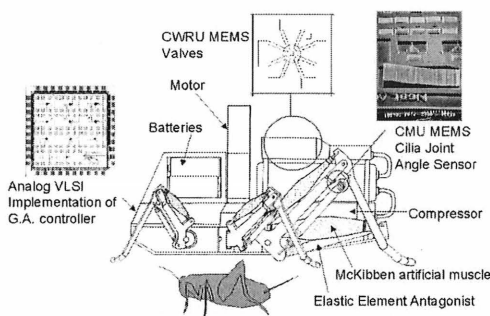


Figure 2.32 Anatomie du microrobot de type grillon

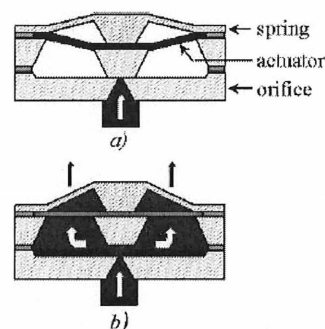


Figure 2.33 Vue de la microvalve : a) position fermée et b) position ouverte

Un autre type de microrobot, très différent de celui présenté plus haut, fonctionne sur un autre principe pneumatique que le muscle artificiel McKibben. Certains microrobots intratubulaires sont actionnés par une variation de pression pour allonger ou réduire leurs corps en forme de tube. Deux microrobots servant à inspecter et réparer les petits conduits du corps humain sont présentés. Le premier a une structure de plastique ayant un diamètre de 17,3 mm et qui mesurant 50 mm de long. Deux anneaux de frictions d'un diamètre de 25 mm se situant aux extrémités du corps du robot permettent son déplacement. Ce robot nécessite un appareillage externe nécessaire pour se déplacer dans un tuyau (figure 2.34) [KATO et coll. 1999b]. Le second robot est spécialement conçu pour la coloscopie (figure 2.35). Il peut se mouvoir par

lui-même dans le colon d'une manière semi-automatique. Les actionneurs sont pneumatiques et ils sont contrôlés par des microvalves en SMA [CARROZZA et coll. 1996].

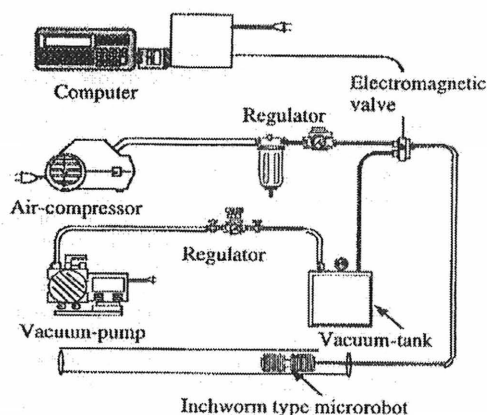


Figure 2.34 Appareillage du microrobot

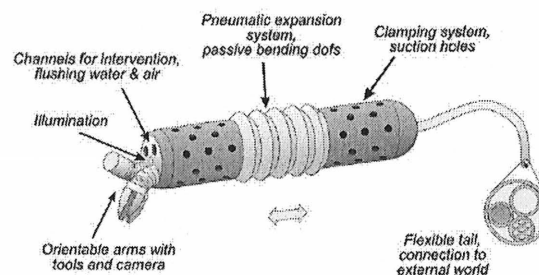


Figure 2.35 Microrobot endoscopique pneumatique

2.2. Conclusion

De cette revue de la littérature portant sur les divers moyens de propulsion des microrobots, regroupés selon la technologie utilisée pour la locomotion du robot, il est possible d'étudier superficiellement les divers types d'actionneurs et les diverses applications de ceux-ci en microrobotique.

En particulier, les actionneurs EAP, thermiques, électrostatiques, magnétiques, piézo-électriques et pneumatiques ont été couverts. Cependant, les applications pour chacun des actionneurs n'ont pas toutes été énumérées. En effet, certains robots intratubulaires n'ont pas été mentionnés. De plus, certains actionneurs comme les fluidiques, qui incluent l'actionnement pneumatique, et les électrorhéologiques n'ont pas été étudiés puisqu'ils sont moins pertinents pour les travaux en cours.

Le tableau 2.1 compare les diverses technologies pour la fabrication d'actionneurs [BARCOHEN 2001, HUNTER et coll. 1992]. En général, les actionneurs qui produisent les plus

grands déplacements ont un stress faible. Le polymère ionique produit une déformation élevée comparativement aux autres technologies. Il est également d'une grande similarité avec les caractéristiques du muscle.

TABLEAU 2.1 COMPARAISON DES TECHNOLOGIES D'ACTIONNEMENT

Technologie d'actionnement	Déformation maximum (%)	Stress maximum (MPa)	Efficacité maximum (%)	Fréquence maximum (Hz)	Vitesse relative de déplacement
Pneumatique	0.5	0.7	> 90	20	rapide
Hydraulique	0.5	70	> 80	4	rapide
PZT	0.2	110	> 90	5000	rapide
PZN-PT	1.7	131	> 90	-	rapide
PVDF	0.1	3	> 1	5000	rapide
P(VDF-TrFE)	4	15	-	-	rapide
SMA (NiTi)	> 5	> 200	> 3	3	lent
SMP	100	4	< 10	-	lent
Polyaniline	> 2	180	> 30	-	lent
Polyelectrolyte	> 40	0.3	30	-	lent
Muscle	> 40	0.35	> 35	10	moyen
Polymère Ionique (PVA-PAA)	> 40	0.3	> 30	10	lent

Concernant cette étude, un moyen de propulsion original et innovateur, différent de ceux présentés dans la revue littéraire, doit être fabriqué pour le microrobot à construire. De plus, la propulsion choisie doit répondre à une problématique dans le domaine du biomédical. D'ailleurs, le prochain chapitre expose la meilleure solution selon les contraintes définies dans la problématique.

CHAPITRE 3

CONCEPTION ET MODÉLISATION D'UN ACTIONNEUR

La revue littéraire détaillée du chapitre précédent a introduit les types d'actionneurs utilisés en microrobotique. D'une part, cette revue a permis de découvrir plusieurs possibilités pour la conception et la fabrication d'un actionneur pour le microrobot. D'autre part, ce chapitre constitue une documentation utile lors de la détermination d'un moyen de propulsion original selon les contraintes et les spécifications fonctionnelles.

Le présent chapitre traite de la conception et de la modélisation du moyen de propulsion du microrobot selon ses contraintes d'utilisation et ses fonctionnalités. Il est essentiel de veiller à optimiser le moyen de propulsion choisi. À cet égard, une étude détaillée de la technologie est élaborée pour assurer l'atteinte des performances optimales.

Dans cet ordre d'idée, la première partie du chapitre est consacrée à la définition du problème à résoudre. À partir de cette définition, le choix d'une technologie parmi les types d'actionneurs énumérés dans la revue littéraire, devient possible. Ce choix est étudié dans la seconde partie du chapitre par une description théorique détaillée de l'actionneur. Finalement, la dernière partie porte sur la modélisation électromécanique de l'actionneur couplé avec un fluide lourd comme l'eau.

3.1. Problématique

La problématique à résoudre pour cette étude est présentée en trois parties. La première partie explique le contexte d'utilisation du microrobot. En outre, une description de l'environnement est clairement définie. Ensuite, l'élaboration d'un cahier des charges exhaustif permet de diriger le choix du type d'actionnement. Finalement, une étude des solutions explique le choix du moyen de propulsion en fonction de l'application et du cahier des charges.

3.1.1. Contexte d'application

Le projet de recherche concerne la conception d'un moyen de propulsion pour un BioMicroRobot de classe B ayant une application spécifique en urologie. Il doit pouvoir se déplacer dans le rein pour détruire les calculs rénaux. La définition de la problématique est présentée en trois sections. La première partie concerne la maladie à guérir par l'action du robot, la seconde présente une révision de l'anatomie du rein et la dernière consiste en une discussion sur les moyens de propulsion qui doivent être envisagés.

Premièrement, la maladie que le robot doit affronter est une pierre constituée, dans 80 % des cas pour les pays industrialisés, de cristaux d'oxalate de calcium (figure 3.1). La grosseur de la pierre peut varier entre celle d'un grain de sable jusqu'à celle d'une balle de golf. Normalement, l'urine contient les éléments chimiques pour éviter la formation de cristaux, mais un dérèglement du métabolisme basal ou de l'environnement peut modifier la composition urinaire. La composition de l'urine est d'ailleurs considérée dans les protocoles de diagnostic. En effet, certains composés de l'urine sont associés à un facteur de risque pour contracter la maladie. Plusieurs symptômes peuvent être perceptibles chez le patient atteint, comme une urine brune, des nausées, des douleurs dans l'abdomen et la diarrhée. Cette maladie atteint environ un Canadien sur dix. Enfin, il existe une série de traitement pour éliminer les pierres et éviter les réapparitions (récidives). Le premier traitement est un régime alimentaire caractérisé principalement par une augmentation d'agrumes et de liquide à l'exception du lait et des aliments riches en oxalate. Avec ce régime, la prise de médicament,

comme la Thiazide, l'Allopurinol et la Tiopronin, est souvent suggérée. Ceux-ci permettent de régulariser les désordres métaboliques et empêcher ainsi la réapparition du calcul. Enfin, la lithotritie extracorporelle par ondes de choc et les méthodes endoscopiques permettent d'éviter les interventions chirurgicales [PAK 1998]. Cette étude est une partie de l'élaboration d'une nouvelle approche servant au traitement des calculs rénaux.

Deuxièmement, pour mieux situer l'environnement du BMR, l'anatomie du rein est présentée. Le BMR devra se déplacer dans les cavités où les pierres sont formées. Dans ces cavités, on retrouve les calices rénaux majeur et mineur, le pelvis rénal et les tubules rénaux collecteurs (figure 3.2). Les pierres sont nommées en fonction de leur position dans le rein. En effet, les pierres qui sont situées au niveau du calice sont les calculs caliciels. On retrouve également les calculs pyéliqués, situés dans le bassinnet et les calculs de la jonction pyélo-urétérale.

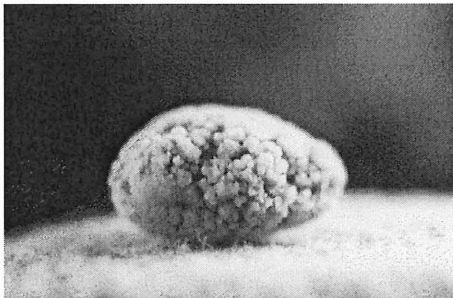


Figure 3.1 Pierre d'oxalate de calcium [UCLA 1997]

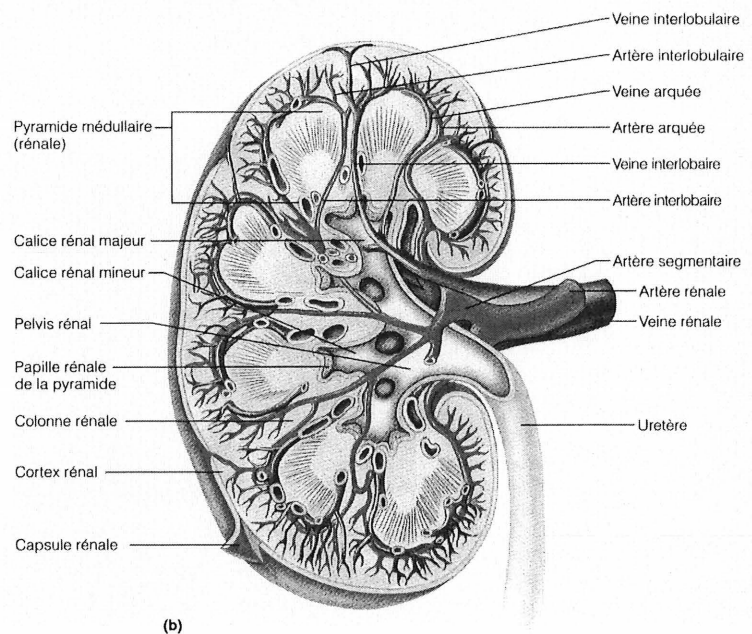


Figure 3.2 Anatomie du rein

Le robot devra donc se déplacer sur une membrane et dans un liquide, soit l'urine. L'urine se compose d'eau, de composants organiques et de composants minéraux. Elle comporte environ 95 pour 100 d'eau et 5 pour 100 de produits chimiques en solution dont les plus importants

sont l'urée ($CO(NH_2)_2$), l'acide urique, la créatine et quelques ions. L'urée constitue une étape du cycle biologique de l'azote. Elle est produite par la dégradation organique des protéines. C'est un corps en cristaux blancs, inodores et de saveur fraîche. L'acide urique est le terme ultime du catabolisme des bases puriques, formé dans le foie, le rein et la muqueuse intestinale par oxydation de la xanthine sous l'effet de la xanthine-oxydase. La créatinine est un produit intermédiaire formé au cours du métabolisme cellulaire de la créatine qui se retrouve majoritairement dans les muscles. Les ions présents en majorité dans l'urine sont le Na^+ , le K^+ , le HPO_4^{2-} , le SO_4^{2-} , le Ca^{2+} , le Mg^{2+} et de bicarbonate. La concentration de ces substances est présentée au tableau 3.1. Le pH de l'urine peut varier entre 4,5 à 8 selon le métabolisme et le régime alimentaire [MARRIEB et coll. 1999].

Finally, the propulsion method must allow the robot to move around a stone and in the regions named higher. At least two types of propulsion are necessary in a stagnant fluid. The first allows the robot to move on a biological membrane (the major and minor renal calices, pelvis, renal collecting tubules) and the second in a liquid. The materials used for the propulsion must be considered as biocompatible and stable for the duration of the robot's functionality in the kidney. In particular, the actuators must resist a variation in pH in the urine and to various substances listed in table 3.1.

TABLEAU 3.1 CONCENTRATION DES SUBSTANCES DANS L'URINE

Substances	Concentration (mmol/L)
Urée	3,0 à 6,5
Acide urique	0,120 à 0,420
Créatinine	0,050 à 0,110
Na^+	135 à 147
K^+	3,5 à 5
HPO_4^{2-}	-
SO_4^{2-}	-
Ca^{2+}	1,00 à 1,15
Mg^{2+}	-
Ion bicarbonate et CO_2	22 à 28

3.1.2. Cahier des charges

La construction d'un système microrobotique autonome est un but très difficile à atteindre. Comme premier développement dans cette direction, un tel système doit montrer une adaptabilité aux situations environnementales changeantes. La propulsion joue un rôle important dans ce domaine. Les modèles biologiques de la locomotion ont de nombreux avantages puisqu'ils sont flexibles et robustes. La création d'un microsystème est réalisée dans le but de répondre à des besoins spécifiques. Si, pour chaque besoin, l'optimisation des parties associées est réalisée, il n'y a pas de certitude que le système complet sera optimal. Il faut donc appliquer une approche globale pour valider les fonctionnalités du système. Aussi, lors de la conception de l'actionneur, il faut considérer la possibilité de faire tourner le robot. En effet, la manœuvrabilité du robot dans un milieu restreint est importante. Le microrobot à réaliser est, avant tout, un moyen de remplacer les endoscopes et les outils chirurgicaux. L'évolution dans ces milieux restreints s'appuie sur des caractéristiques de puissance et de déplacement adaptées qu'il faut étudier. Il est certain qu'un environnement différent de celui du rein est envisageable. Tout particulièrement, pour ces travaux, le microrobot doit avoir une dimension inférieure à 5 millimètres de large par 6 millimètres de long, donc son actionneur doit pouvoir le supporter. Il est envisageable de fabriquer un actionneur inférieur à 0.2 mm de diamètre et d'environ 1 à 4 millimètres de long.

TABLEAU 3.2: CONTRAINTES ET SPÉCIFICATIONS

Paramètres	Contraintes
Puissance	< 10 mW
Dimensions de l'actionneur	0.2 mm de diamètre x 4 mm de long
Degrés de liberté minimum par patte	2,5
Dimensions du robot (L x l x h)	5 mm x 6 mm x 4 mm
Dimensions du système de contrôle	quelques micromètres

Avec une configuration angulaire au niveau de l'attache des micropattes sur le corps du microrobot, il est possible de fabriquer un robot avec des dimensions inférieures à celles

énumérées. À cet effet, les diverses contraintes de conception sont résumées au tableau 3.2. Jusqu'à ce jour, aucun système autonome et ayant une tâche spécifique ou des intentions particulières n'a atteint ces performances dans un milieu restreint.

3.1.3. Étude des solutions

L'objectif de cette section est de déterminer le choix du type d'actionnement selon la définition de la problématique et du cahier des charges. L'actionneur doit être conforme aux contraintes qu'impose l'environnement où il est utilisé et il doit être original dans son utilisation. Le second chapitre a présenté plusieurs types d'actionneurs. Le premier, à base de polymère à échange d'ions, est très intéressant. En effet, les IPMC et les ICPF ont certains mérites :

- ils nécessitent une tension d'environ 1 V et le courant est relativement faible;
- ils répondent rapidement à une variation de tension (selon la dimension et la forme);
- ils peuvent se déformer plus de 100K fois;
- ils génèrent une force distribuée sur sa longueur;
- ils ont un faible poids;
- ils peuvent être miniaturisés facilement considérant leurs structures simples;
- ils doivent être utilisés dans l'eau pour éviter qu'ils ne sèchent.

Avec de l'imagination et de la créativité, il est possible de constater que l'actionneur développé par Sewa [SEWA et coll. 1998], qui est utilisé pour un système endoscopique, peut servir comme patte pour un microrobot. La figure 3.3 présente une configuration possible de ces pattes avec un IPMC tubulaire à gauche en comparaison avec un Anhydroboise à droite. Ces pattes, selon la configuration présentée, peuvent servir au microrobot pour se déplacer sur une membrane. De plus, elle accorde au microrobot, la possibilité de s'agripper à un calcul rénal ou à la membrane entourant le calcul en vue de sa destruction. Il y a évidemment d'autres configurations possibles, comme le développement d'un robot à quatre pattes ayant une orientation planaire ou à angle (perpendiculaire par exemple).

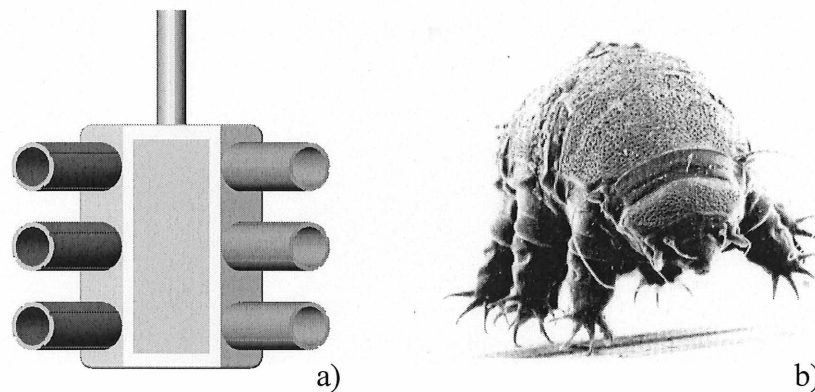


Figure 3.3 Configuration possible des actionneurs tubulaires a) pour un microrobot et b) pour un Anhydroboise

D'un autre côté, les matériaux thermiques nécessitent des variations de température assez élevées. Encore une fois, les systèmes endoscopiques développés pourraient servir de patte sur le microrobot [GEUNBAE et coll. 1996, ESASHI 2000]. Il serait également possible d'imiter les systèmes thermiques à pattes développés pour les microconvoyeurs. Bien que ce type d'actionnement serait intéressant, dans le rein, les variations de températures sont à éviter. D'un autre côté, les actionneurs électrostatiques, comme le moteur de Yeh [YEH et coll. 2001] peut devenir très intéressant s'il est possible de diminuer la tension nécessaire pour produire la force électrostatique. Ce moteur pourrait être relié à une micropompe à engrenage pour servir de turbine. Cette micropompe pourrait être fabriquée avec la technologie LIGA et être d'une dimension de 0.6 x 0.5 mm [MICHEL et coll. 1999]. Il serait aussi possible de fabriquer cette pompe par des techniques de micro-usinage avec un laser excimère. Un flux de 170 ul/min est délivré dans un milieu semi-visqueux lorsqu'elle fonctionne à 2250 RPM. Si la micropompe est reliée à un actionneur IPMC tubulaire, il serait possible de contrôler la direction du jet de fluide. Cette configuration, présentée à la figure 3.4, permettrait au robot de se déplacer dans un liquide et dans toutes les directions.

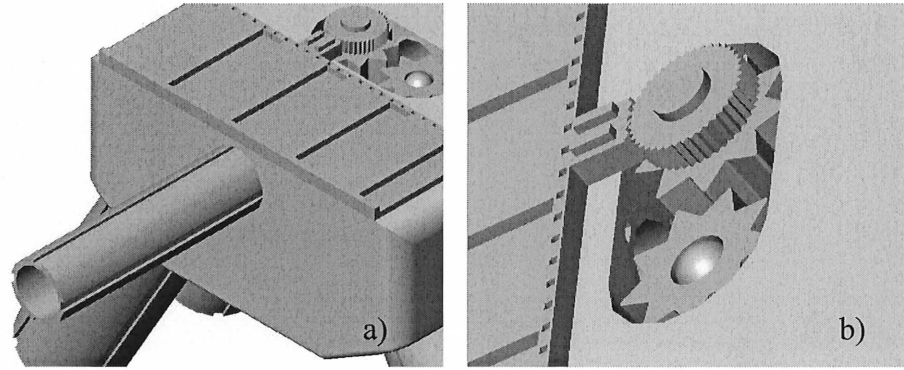


Figure 3.4 Configuration de la micropompe avec a) le IPMC tubulaire et b) le moteur

Le moteur linéaire électrostatique de Yeh pourrait être remplacé par un moteur magnétique. Cependant, la complexité de fabrication des moteurs magnétiques à ces dimensions n'est pas négligeable. Celui de Yeh est avantageux puisqu'il nécessite seulement qu'un masque avec la technologie SOI. La queue du microrobot, formée par l'IPMC tubulaire pour diriger le jet de fluide, peut servir comme un flagelle. L'utilisation d'un flagelle le rendrait similaire aux poissons [SHAHINPOOR 1992, LAURENT et coll. 2001, GUO et coll. 2001]. Considérant la supériorité du mode ondulatoire sur celui qui est oscillatoire, le mode ondulatoire de la queue serait obtenu en découpant les électrodes dans le sens de la longueur en plusieurs groupes d'électrodes comme le montre la figure 3.6. Cette configuration permettrait d'obtenir un mouvement semblable à celui d'un serpent se déplaçant dans l'eau.

Une théorie généralisée sur la propulsion ondulatoire dans un médium aqueux peut être proposée pour plusieurs invertébrés. Le principe mécanique impliqué lors d'un mouvement ondulatoire dans l'eau est similaire au poisson. L'organisme est propulsé par les forces normales que l'eau exerce à la surface du corps (figure 3.5). Les réactions normales δN et tangentes δL de l'eau à la surface d'un élément δs selon un angle d'inclinaison θ produisent deux forces : la poussée et la traînée. La force résultante de propulsion avant dF , selon l'équation (3.1), dépend de quatre facteurs :

- la vitesse transversale V_y ;
- la vitesse parallèle au déplacement V_x ;
- l'angle d'inclinaison θ ;

- la différence entre les coefficients de résistance normale au déplacement C_N et de celle tangente C_L à la surface.

$$dF = \left[\frac{(C_N - C_L)V_y \tan \theta - V_x (C_L + C_N \tan^2 \theta)}{1 + \tan^2 \theta} \right] ds \quad (3.1)$$

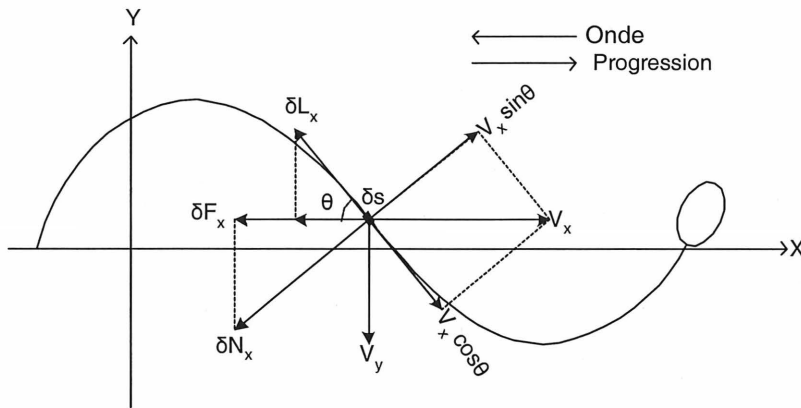


Figure 3.5 Diagramme de forces sur un élément δs

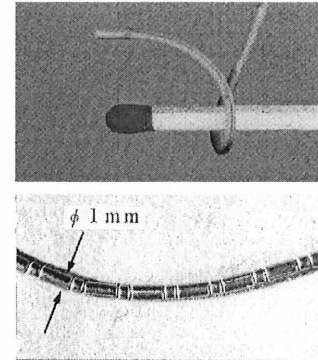


Figure 3.6 IPMC avec plusieurs groupes d'électrodes

La traînée résultante δF_x et la poussée résultante δF_y sont exprimées selon (3.2).

$$\begin{aligned} \delta F_x &= \delta N_x \sin \theta + \delta L_x \cos \theta \\ \delta F_y &= \delta N_y \sin \theta - \delta L_y \cos \theta \end{aligned} \quad (3.2)$$

La force de poussée net δF causée par un mouvement avant et transversal est obtenue par la combinaison simultanée de la traînée et de la poussée résultantes.

Ces forces sont proportionnelles à la vitesse V de déplacement relative à l'eau et à la longueur L de l'actionneur. L'importance relative des forces d'inertie et de viscosité est déterminée par le nombre de Reynolds R décrit par (3.3).

$$R = \frac{LV\rho}{\mu} \quad (3.3)$$

Le rapport ρ/μ de l'équation précédente est le coefficient de viscosité de l'eau. Dans le cas où l'actionneur est un petit cylindre inextensible qui génère des ondes sinusoïdales de fréquence f et que le rayon du cylindre est beaucoup plus petit que l'amplitude b et la longueur d'onde λ , la vitesse de propulsion V_x , de l'équation (3.4), de l'organisme peut être exprimée selon la forme et la fréquence des ondes.

$$V_x = \frac{2f\pi^2b^2}{\lambda} \left[\frac{I}{I + \frac{4\pi^2b^2}{\lambda^2}} \right] \quad (3.4)$$

Cette équation provient de (3.1) lorsque $C_N = 2C_L$. De la même manière, il est possible de généraliser sur une propulsion hélicoïdale en trois dimensions [GRAY 1968].

L'utilisation de flagelles permettrait de diminuer grandement la grosseur du microrobot. En effet, les procaryotes et les eucaryotes utilisent ce moyen pour se déplacer. Considérant l'ordre de grandeur de ces bactéries, le milieu doit être très visqueux et hétérogène, sinon elles errent au hasard. Un exemple de la structure de l'attache d'un flagelle à la paroi bactérienne d'une bactérie à Gram négatif est illustré à la figure 3.7. Le filament pivote comme un tire-bouchon qui est alimenté par le corpuscule basal servant de génératrice. Cette génératrice s'active lors de la diffusion de protons dans la cellule après que ceux-ci aient été transportés vers l'extérieur, à travers la membrane plasmique, au dépend de l'ATP.

Le déplacement en culbute d'un procaryote *Salmonella typhimurium* est présenté à la figure 3.8 [CAMPBELL et coll. 1995]. D'autres moyens peuvent être utilisés comme les cils et le mouvement amiboïde par des pseudopodes. Considérant que le milieu du rein est semi-visqueux et homogène (fluide lourd), mais avec une forte concentration en minéraux, ce moyen ne serait probablement pas efficace. Dans l'ordre de grandeur du microrobot, l'utilisation d'une turbine serait peut-être une meilleure solution. Une étude mathématique du

mouvement fluide et une simulation des deux moyens de propulsion pourraient apporter une réponse plus précise.

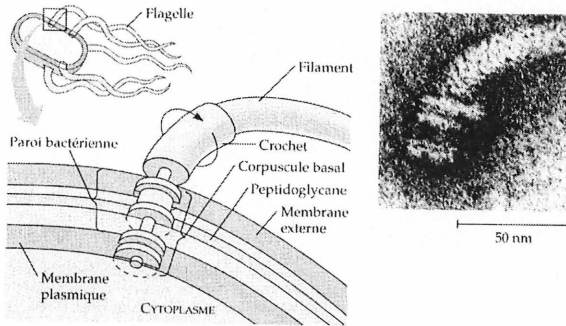


Figure 3.7 Fonctionnement des flagelles procaryotes

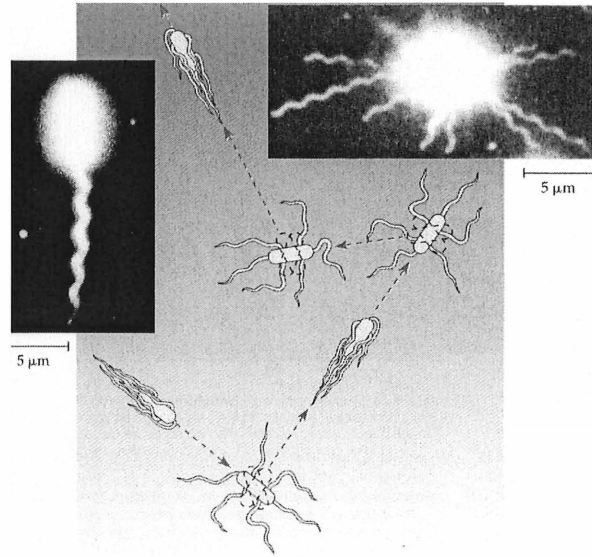


Figure 3.8 Locomotion orientée par alternance de courses et de culbutes

D'un autre côté, les actionneurs piézoélectriques sont inappropriés. En effet, les tensions très élevées et la déformation totale de l'actionneur de l'ordre du micromètre ne sont pas avantageuses dans le contexte. Finalement, les actionneurs pneumatiques sont encore beaucoup trop volumineux pour être utilisés sur un microrobot de quelques millimètres.

D'après ce qui précède, l'utilisation des IPMC tubulaires ou en fibres semble un choix convenable pour cette application. En effet, le temps de réponse des IPMC est significativement plus rapide que les SMA. De plus, le déplacement total des IPMC est très supérieur à celui des piézoélectriques tout en nécessitant une tension de l'ordre de quelques volts [SHAHINPOOR et coll. 1998]. D'un autre côté, la fabrication d'un moteur linéaire électrostatique avec une micropompe à engrenage ne sera pas réalisée dans cette étude. Cette solution semble être très intéressante, mais elle restera comme une suggestion de développement pour une prochaine recherche.

Le design du moyen de propulsion présenté pour le microrobot de classe B repose sur la physiologie d'un insecte à six pattes. D'autres physiologies peuvent être utilisées pour le design d'un robot à patte [FULL et coll. 1991]. En effet, la dynamique du mouvement produit qu'un seul patron de force sur le sol pour un animal à deux, quatre, six ou huit pattes. Une jambe d'un humain peut, dans certaines circonstances, travailler comme les deux pattes d'un chien qui trotte, les trois pattes d'un insecte ou les quatre pattes d'un crabe. L'étude de la stabilité de la démarche selon le nombre de pattes et la consommation de puissance permet de choisir la configuration à favoriser pour cette étude.

TABLEAU 3.3 COMPARAISON DES PROPRIÉTÉS DES EAP

Propriété	IPMC	SMA	EAC
Déplacement	> 10%	< 8%	0.1-0.3 %
Force (MPa)	10-30	700	30-40
Vitesse de réaction (seconde)	$\times 10^{-6} - \times 10^0$	$\times 10^0 - \times 10^1$	$\times 10^{-6} - \times 10^0$
Densité (g/cm ²)	1-2.5	5-6	6-8
Tension d'alimentation (V)	1-7	-	50-800
Dureté	résiliente, élastique	élastique	fragile

En ce qui regarde les IPMC, ce sont des actionneurs qui ont un déplacement significatif et ils opèrent à une faible tension comparativement aux autres actionneurs comme les piezocéramiques ou les SMA. Le tableau 3.3 compare les caractéristiques du IPMC au SMA et au piezocéramique. Ce tableau montre que le IPMC est plus léger et que son potentiel d'actionnement est d'un ordre de grandeur de 10 fois inférieurs à la céramique électroactive (EAC). De plus, le IPMC possède un temps de réponse significativement plus rapide que les SMA [SHAHINPOOR 1999]. Considérant les nombreux avantages d'utilisation des IPMC, ils sont utilisés pour ces travaux de recherche. Les prochaines sections expliquent leur fonctionnement, leur fabrication et les paramètres à optimiser pour une utilisation sur le microrobot à développer.

3.2. Théorie détaillée sur les IPMC

Cette section, divisée en quatre parties, permet de mieux comprendre les paramètres du fonctionnement de ce type d'actionneur. La première partie présente une introduction aux matériaux utilisés dans les IPMC. Les autres parties expliquent les effets de ces matériaux sur les performances du IPMC. Enfin, la dernière partie est une conclusion partielle sur le choix de la membrane, des électrodes et des cations pour la fabrication de l'actionneur.

3.2.1. Introduction

Les actionneurs mécano-chimiques ont la propriété de convertir les énergies chimique, électrique, thermique ou lumineuse en énergie mécanique. Cela est dû au changement de polarité ou au déplacement d'ions dans un polymère. Ces matériaux sont faciles à miniaturiser grâce à leur simplicité structurale et à leur flexibilité mécanique. Des mouvements biomimétiques complexes peuvent être simulés et contrôlés par la sensibilité de l'actionneur à son environnement chimique (cations) et électrique (tension, fréquence et forme d'onde) [ONISHI et coll. 2000]. Les EAPs (polymères électroactifs) introduisent généralement des effets d'électrolyse lors de sa déformation. Ces matériaux, à base de Nafion[®] (perfluorosulfonate fabriqué par DuPont) ou de Flemion[®] (perfluorocarboxylate fabriqué par Asahi Glass), ont été conçus, a priori, pour les piles à combustibles (PEMFC) au début des années 1960 [GRUBB 1959, BROWN et coll. 1966] et pour les procédés de séparation électrochimique. Ces effets ne sont pas désirés dans notre contexte puisque le robot doit se déplacer dans le corps humain. De plus, il a été noté que l'électrolyse de l'eau diminue l'efficacité thermodynamique du IPMC. La tension de seuil minimum où l'électrolyse débute de manière significative est nommée la tension de décomposition. Cette tension, quelque peu supérieure au potentiel standard d'équilibre de 1.23V, se définit par la transformation de l'eau en hydrogène et en oxygène gazeux selon l'équation d'oxydoréduction (3.5).



La surtension des métaux utilisés comme électrodes sur le IPMC explique que la tension de décomposition soit supérieure au potentiel standard d'équilibre. L'électrolyse de l'eau pourrait mener à une efficacité thermodynamique inférieure [SHAHINPOOR et coll. 2001]. Les IPMC fonctionnent sous l'action d'un champ électrique. Il doit donc y avoir au moins deux électrodes. La composition des électrodes et des ions dans le polymère permet de modifier la performance de la réponse à un champ électrique. Le contrôle du procédé du placage de l'électrode sur le polymère, incluant le prétraitement de la membrane, permet également d'optimiser ses performances [ONISHI et coll. 2000b, ROLLET et coll. 2001, ONISHI et coll. 2001].

TABLEAU 3.4 FACTEURS RELATIFS À LA PERFORMANCE D'UN IPMC

Matériaux du IPMC	Facteurs associés
Membrane	Coefficient de transfert de l'eau
	Superficie
	Traitement
	Flexibilité
	EW (<i>equivalent weight</i>) ¹
	IEC (<i>ion exchange capacity</i>) ²
Ion	Mouvement ionique ³
	Taille des ions
	Caractère hydrophobe ou hydrophile
Électrode	Flexibilité et ductilité
	Aire interfaciale entre les électrodes et le polymère
	Capacité du courant (<i>associé à la résistance du composé</i>)
	Conductivité des électrodes
	Résistance surfacique
	Surtension
	Potentiel standard d'électrode

L'objectif des trois sections qui suivent est de déterminer la composition adéquate du IPMC relatif à l'aspect applicatif de cette étude. Les caractéristiques à maximiser sont celles attribuées à la vitesse de déplacement du polymère ou à la vitesse de déformation ainsi que l'angle de déformation avec une configuration en cathéter. Ces caractéristiques sont

¹ Masse sèche de l'ionomère de type protonique en gramme divisée par le nombre de moles des groupements hydrophiles (sulfonique, carboxylique, etc.).

² Déterminé selon la différence de masse entre deux ionomères sèches contenant des cations différents.

³ Le mouvement ou la mobilité ionique dépend du coefficient de diffusion de l'ion et de la diffusion de l'eau.

essentielles pour optimiser la propulsion du microrobot. Il y a trois matériaux à considérer, soient la membrane à échange d'ions, qui sert de support, les ions et les électrodes. Les facteurs relatifs à la performance de la réponse d'un EAP à un champ électrique sont énumérés dans le tableau 3.4 en fonction des matériaux qui le composent. En effet, la réponse couplée électrique-chimique-mécanique d'un IPMC dépend de la structure du polymère, la morphologie et la conductivité des électrodes de métal, la nature des cations et le niveau d'hydratation. Il faut noter que l'électrolyse de l'eau, qui est une réaction électrochimique indésirable, consomme de la puissance et peut endommager les électrodes par la production de gaz [NEMAT-NASSER et coll. 2003].

3.2.2. La membrane à échange d'ions

Les polymères à échange d'ions ou ionomère sont caractérisés par un groupe hydrophile attaché à la fin d'une chaîne de carbone hydrophobe. Les groupements hydrophiles forment, dans le polymère, des nano-pores où les molécules d'eau et les ions sont emmagasinés [SHAHINPOOR et coll. 2001].

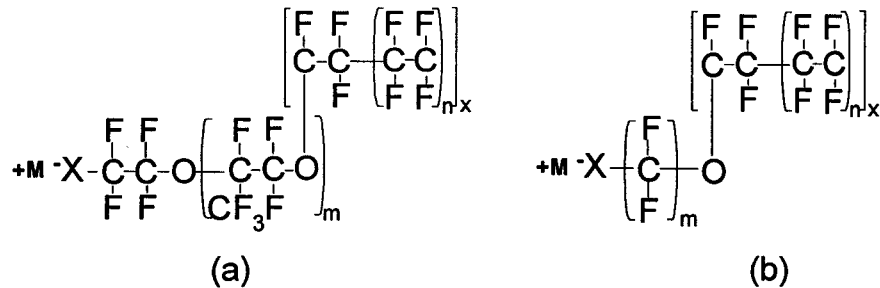


Figure 3.9 Monomère d'un polymère à échange d'ions (a) Nafion (b) Flemion

Les pores ont été étudiés avec diverses techniques. Il a été déterminé, par l'AFM (*Atomic Force microscopy*), que le diamètre des pores est de l'ordre de 5 à 30 nm et que le diamètre des canaux reliant les pores est d'au moins 1 nm. Ceux-ci diminuent en nombre et augmentent en taille en fonction de l'augmentation de l'humidité [JAMES et coll. 2000]. La figure 3.9 représente la structure d'un monomère (Nafion et Flemion) de ce type de polymère. Commercialement, le groupement n varie entre 5 et 11 approximativement. De plus, le groupe

X⁻ est un nucléophile qui peut être un sulphonate (similaire au Nafion), un carboxylate ou un phosphonate. La structure chimique du monomère similaire au Teflon (-[CF₂CF₂]-) démontre une inhérente stabilité chimique et thermique. Deux approches différentes peuvent être utilisées pour fabriquer la forme carboxylique. La première est de modifier chimiquement la forme sulfonique et la seconde est de la synthétiser directement à partir d'un monomère différent [EISENBERG et coll. 1982]. Finalement, le contre-ion (*counter ion*⁴) M⁺ peut être de trois types, comme les alcalins ou des molécules d'ammonium TBA (tetra-n-butylammonium⁺) [ASAKA et coll. 2001]. Une liste détaillée des membranes et des résines à échanges d'ions disponibles commercialement est présentée au tableau 3.5.

TABLEAU 3.5 MEMBRANES À ÉCHANGE D'IONS

Type de produit	Produit	Compagnie
Nafion membrane	N-117, N-115, NE-112, NE-1135, etc.	E.I. Dupont de Nemours Co.
Solution Nafion	SE-5012 à SE-20192	
Nafion en tube	TT-010 à TT-110	Perma Pure Inc.
Flemion	1.44, 1.8	Asahi Glass Co. Ltd.
Selemion		
Aciplex		Asahi KASEI
DowEx		Dow Chemical Co.

Le polymère avec la forme carboxylique (Flemion) est supérieur à la forme sulfonique puisqu'il possède une capacité d'échange d'ions plus élevée et des propriétés mécaniques supérieures (tableau 3.6). Aussi, la capacité d'hydratation du Flemion-1.8 est beaucoup plus élevée que le Nafion-117 et que le Flemion-1.44 pour tous les types de cations. Le EW du Nafion-117 est de 1100 g/mol comparativement à 694.4 g/mol pour le Flemion-1.44. Donc, avec le Flemion-1.8, les performances sont supérieures [NEMAT-NASSER et coll. 2003]. Aucune comparaison n'a été trouvée sur les autres membranes.

⁴ Ion de charge contraire à celle d'ions de référence.

TABLEAU 3.6 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DU NAFION ET DU FLEMION⁵

Membrane	Densité (g/cm ²)	Rigidité (MPa)	Volume d'hydratation ⁶ (%)
Nafion	1.836	163	41.4
Flemion	1.759	150	53.7
Nafion-Pt	2.500	140	54.1
Flemion-Au	2.413	319	58.1

3.2.3. Les cations

Les cations peuvent être catégorisés dans trois classes, soient les classes A, B ou C. Ces classes se caractérisent par la conductivité ionique et par l'état de l'eau dans la membrane. La classe A comprend les cations alcalins et certains alcalino-terreux hydrophiles (Li^+ , Cu^{2+} , Na^+ , K^+ , Rb^+ , et Cs^+). La classe B est constituée des alkyles ammonium à caractère hydrophobe ($(\text{CH}_3)_4\text{N}^+$, $(\text{C}_2\text{H}_5)_4\text{N}^+$, $\text{NH}_{4-m}(\text{CH}_3)_m^+$ et $\text{NH}_{4-m}(\text{C}_2\text{H}_5)_m^+$). Finalement, les cations de la classe C sont les TBA (tetra-n-butylammonium⁺) et TPrA (tetra-n-propylammonium) [ASAKA et coll. 2001]. Entre autres, les TBA sont utilisés dans les PFI (*Perfluorinated Ionomers*) pour les rendre semi-liquide. L'influence des réticulations électrostatiques par l'intermédiaire de l'aggrégation ionique peut être affaiblie significativement en neutralisant le PFI par les TBA.

Les ions permettent de déplacer l'eau dans le polymère. En effet, lorsqu'il y a une tension appliquée, il y a un déplacement des charges, principalement dû à l'électrophorèse, généralement des cations hydratés dans le polymère, entraînant un déplacement de l'eau comme le montre la figure 3.10a [SHAHINPOOR et coll. 2001]. Ce déplacement des cations est dirigé vers la cathode, ce qui entraîne une courbure concave à l'anode. Le déplacement de l'eau dans le polymère est similaire au principe de l'électro-osmose. La vitesse de déplacement de l'eau dépend du coefficient d'hydratation, du coefficient de diffusion, du temps de relaxation de l'eau et de la conductivité protonique en fonction du volume d'eau dans la membrane [ZAWODZINSKI et coll. 1993]. La conductivité protonique augmente avec une hausse de la concentration d'eau dans la membrane.

⁵ La caractérisation des propriétés physiques sont effectuées avec des cation Cs^+ et une membrane saturée en eau.

⁶ La quantité de solvant absorbé dans la membrane dépend du cation utilisé.

Le déplacement du volume de l'eau dans le polymère cause des contractions et des dilatations, ce qui entraîne une distribution de pression asymétrique dans le polymère. Les contraintes internes produisent donc la déformation temporaire du polymère (figure 3.10b). Pour des petits cations comme le Li^+ , la réponse est rapide. Cependant, si la tension est maintenue, le polymère ne maintient pas sa forme avec un composé de Nafion-Pt comme le montre la figure 3.11 [BAO et coll. 2002]. D'un autre côté, pour des cations plus volumineux, comme le tetra-n-butylammonium⁺ (TBA), la réponse est plus lente, mais il y aura peu de relaxation. Le temps de relaxation dépend de la fuite de l'eau dans les interstices du polymère.

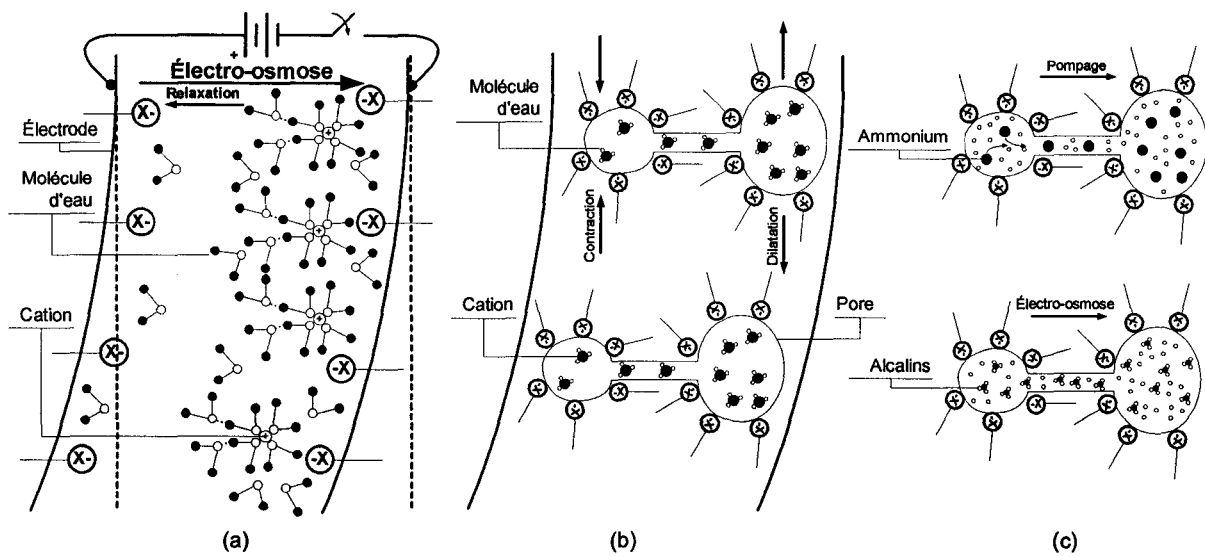


Figure 3.10 Principe d'actionnement chimique d'un IPMC

La relaxation se produit probablement puisque les cations transportent plus d'eau qu'il devrait y en avoir en équilibre. Elle se termine de la même manière que le phénomène d'hydratation du ionomère, soit lors de l'atteinte d'un équilibre entre la pression osmotique de l'eau (dilution des types d'ions), l'énergie interfaciale polymère-solvent et l'énergie élastique interne du polymère (limitation de l'élongation des chaînes du polymère) [ROLLET et coll. 2001]. L'absence de relaxation avec des cations du type TBA peut être causé par la possibilité que les cations bouchent les canaux et empêchent l'eau de passer ou par la possibilité que la concentration de cations nécessite plus d'eau qu'il en a été déplacée.

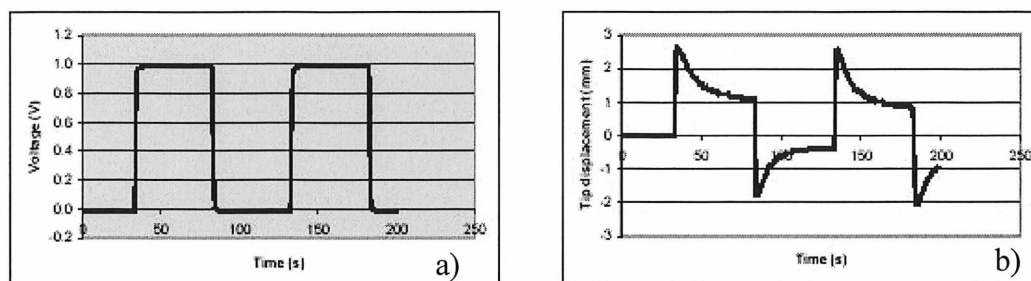


Figure 3.11 Déplacement en fonction du temps d'un IPMC (Nafion-Pt avec du Li^+) : a) tension d'entrée b) déplacement du bout libre

Pour un composé de Flemion-Au, aucune relaxation n'est observée pour tous les types de cations. La vitesse de déplacement diminue sans changement de direction [BAO et coll. 2002].

Plusieurs modèles, pour expliquer la déformation du polymère, ont été proposés dans différents ouvrages. Pour cette étude, ceux attribués à l'effet électro-osmotique du transfert de l'eau et à l'effet de pompage associés avec la capacité du courant selon le type de cation sont retenus. La figure 3.10c représente le modèle pour le déplacement des cations alcalins et les ammoniums [ONISHI et coll. 2001]. Le caractère hydrophile des alcalins permet le déplacement d'un volume d'eau. Le nombre de molécules d'eau conjugué avec le mouvement d'un cation diminue avec l'augmentation du rayon du cation dans le cas d'un alcalin ou d'un alcalino-terreux. D'un autre côté, on constate que de grosses molécules comme le $(\text{CH}_3)_4\text{N}^+$ hydrophobe sont aussi efficace que le Li^+ au niveau du taux de déplacement (figure 3.12). Ainsi, le coefficient d'hydratation n'est pas le seul facteur dans cette réaction. Pour expliquer ce phénomène, il faut étudier le comportement des cations et des molécules d'eau dans les canaux du polymère. En effet, lorsque le diamètre du cation s'approche au diamètre du canal entre deux pores dans le polymère, il y a un effet de pompage. Ainsi, le volume d'eau déplacé par un ammonium dans un interstice est plus important que celui d'un alcalin, ce qui induit des gradients de pression beaucoup plus grands. En d'autres mots, le nombre de molécules d'eau associé au mouvement d'un ammonium augmente avec la diminution de la densité de charge du cation et avec l'augmentation du rayon. Ainsi, l'effet de pompage augmente avec l'augmentation du rayon, ce qui élève le coefficient de transfert de l'eau [XIE et coll. 1996].

Donc, même si la molécule est plus volumineuse, la vitesse de déplacement du IPMC peut être similaire. En effet, le taux de déplacement des groupes A et B se situe dans la même plage [ASAKA et coll. 2001].

Par la suite, si la taille de l'ammonium augmente, la vitesse de déplacement du polymère va diminuer à cause d'une mobilité plus lente des cations. Cependant, la courbure du polymère sera plus prononcée et la relaxation par les fuites d'eau va diminuer graduellement. De plus, la mobilité plus lente des ammoniums élimine les réactions électrochimiques comme l'électrolyse de l'eau [OGURO et coll. 1999]. Cette constatation est importante puisque pour les travaux de recherche, l'électrolyse de l'eau n'est pas souhaitable. Il a été démontré que la conductivité de la membrane avec des alcalins ou des alcalino-terreux est dans le même ordre de grandeur, soit entre 0.001 à 0.01 S/cm pour les membranes Nafion-117, Flemion-1.8 et Flemion-1.44. Alors que pour les ammoniums des classes B et C, la conductivité de la membrane est plus petite et elle décroît avec l'augmentation du volume de l'ion. Ainsi, la conductivité est beaucoup plus grande dans le groupe A, mais le transport de l'eau est moins efficace par rapport au groupe B [ASAKA et coll. 2001].

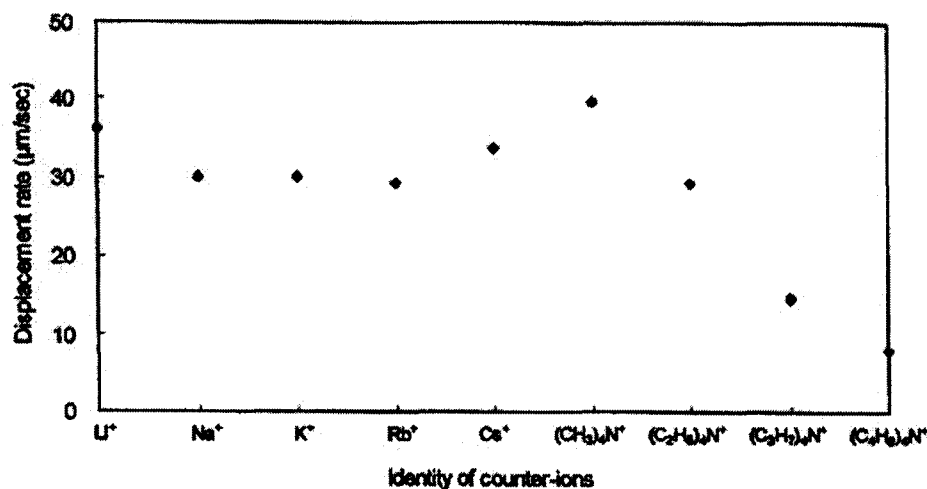


Figure 3.12 Taux de déplacement des divers cations (± 2.0 V, onde triangulaire à 0.1 Hz)

Le coefficient du transfert d'eau t_{H_2O} au travers la membrane est défini par (3.6) [XIE et coll. 1996].

$$t_{H_2O} = \left(\frac{J_{H_2O}}{i} \right) \Big|_{\Delta C=0} \quad (3.6)$$

où J_{H_2O} est le flux d'eau et i est la densité de courant à travers la membrane. Dans un système avec un cation de même nature ou de même classe, le coefficient indique le nombre de molécules d'eau transporté avec un cation à travers la membrane. Aussi, un système peut contenir plusieurs classes de cation pour obtenir les deux effets de transport simultanément (hydratation et pompage) selon le principe de superposition (3.7).

$$t_{H_2O} = t_{H_2O}(\text{hydratation}) + t_{H_2O}(\text{pompage}) \quad (3.7)$$

L'étude du potentiel du flux a prouvé que les coefficients de transfert de l'eau du Nafion-117, équilibrés avec des solutions de chlorures aliphatiques d'ammonium qui ont une partie hydrophile et hydrophobe, augmentent avec la hausse de la taille des cations aliphatiques d'ammonium. Ce résultat est à l'opposé des tendances observées dans le cas des alcalins et des cations alcalino-terreux. Le résultat a indiqué que l'effet de pompage des cations existe et qu'il serait la contribution dominante dans le cas des cations hydrophobes. Dans le cas des cations hydrophiles, les cations ainsi que les molécules d'eau fortement hydratées pompent les molécules d'eau faiblement liées ou périphériques.

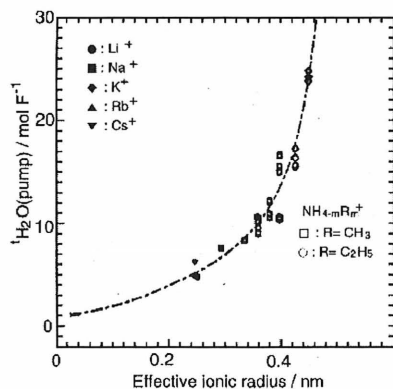


Figure 3.13 Effet de pompage en fonction du rayon ionique

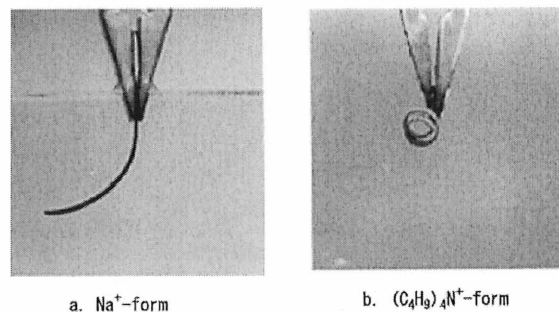


Figure 3.14 Déplacement du IPMC avec du (a) Na^+ et avec du (b) $(\text{C}_4\text{H}_9)_4\text{N}^+$

La figure 3.13 montre l'effet de pompage en fonction du rayon ionique. La figure 3.14 montre le déplacement du IPMC avec deux types de cations. L'effet de pompage est observable avec le Cs^+ et est optimum avec le $(\text{CH}_3)_4\text{N}^+$ pour une membrane à base de Flemion [ONISHI et coll. 2001].

3.2.4. Les électrodes

Il est démontré que le déplacement du polymère est proportionnel au courant et au nombre de cycle de placage des électrodes (figure 3.15) [ONISHI et coll. 2000b, ONISHI et coll. 2000c]. Le coefficient k est défini comme le rapport entre le taux de déplacement et le courant ($d = k \cdot I$). Cette constatation n'est pas avantageuse pour cette recherche puisqu'il faut un actionneur qui consomme le moins de puissance, tout en ayant une grande vitesse de déplacement, c'est-à-dire que le coefficient k doit être le plus grand possible. Dans ces articles, on note que plus le cycle de placage des électrodes est important, plus la rigidité du composé est importante, ce qui réduit sa flexibilité et réduit donc le déplacement du IPMC (figure 3.16). Cependant, moins il y a de cycles de placage, plus la résistivité de la membrane augmente, ce qui réduit aussi le déplacement du IPMC. Le coefficient k peut donc être associé à la rigidité du IPMC.

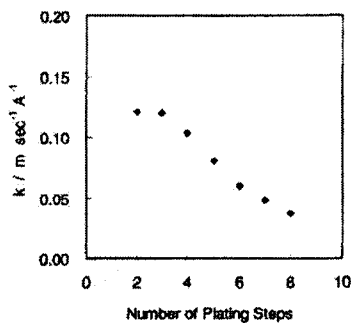


Figure 3.15 Coefficient k selon le nombre de cycles de placage

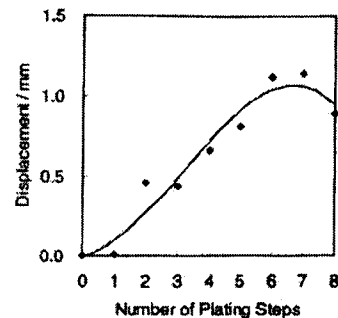


Figure 3.16 Déplacement du IPMC en fonction du nombre de placages (onde carrée de $2V_{pp}$)

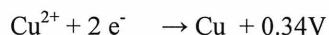
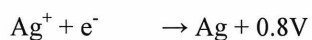
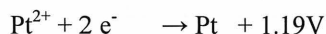
Dans ce même ordre d'idées, le choix des éléments qui composent les électrodes est lié aux performances du IPMC. En effet, certaines caractéristiques peuvent améliorer les

performances, comme la ductilité et la conductibilité électrique. Aussi, il faut des électrodes qui sont stables dans les réactions électrochimiques. Dans la littérature, plusieurs matériaux ont été utilisés pour la fabrication des électrodes. Le tableau 3.7 résume les caractéristiques des éléments à optimiser.

TABLEAU 3.7 PROPRIÉTÉS DES ÉLECTRODES

Éléments	Conductibilité électrique ($10^6 \Omega^{-1} \text{cm}^{-1}$)	Module de Young E (GPa)	Dureté (HV)	Potentiel standard d'équilibre E^0 (V) *	Densité de courant d'échange j_0 ($-\log j_0$, A/cm ²)
Au	0.452	77	25-27	1.5	5.4
Pt	0.0966	171	37-42	1.19	3.1
Ag	0.63	74	25-30	0.8	-
Cu	0.596	128	46	0.34	-
Nafion -50 % RH, 23°C -Bain d'eau, 23°C -Bain d'eau, 100°C	-	0,249, 0,114, 0,064	-	-	-

* Potentiel standard d'électrode, selon le potentiel standard d'hydrogène, à 298 K pour les demi-réactions courantes :



Considérant que les métaux nobles sont les plus stables, c'est-à-dire qu'ils ont une activité chimique plus faible, il est important de leur apporter une attention particulière. Le platine et l'or sont les électrodes les plus communément utilisées. Ces métaux sont faciles à obtenir avec une très bonne pureté. Ils sont faciles à machiner et ils peuvent être fabriqués dans une très grande variété de formes géométriques. Ils sont résistants à l'oxydation, mais ne sont pas complètement inertes [SAWYER et coll. 1995]. À cet effet, un court résumé des caractéristiques de l'argent, de l'or et de la platine est présenté ici [ASM INTERNATIONAL HANDBOOK COMMITTEE 1987] :

1. L'argent est résistant à plusieurs hydroxydes, sulfates, carbonates, nitrate-bisulfates, mais il est attaqué par le peroxyde de baryum et certains sels de potassium et de sodium. Il est stable dans plusieurs environnements organiques. Aussi, il est résistant à un environnement sec et humide à température et à pression normale.
2. L'or est hautement malléable. Sa résistance à la corrosion est due à sa faible affinité avec les autres éléments. Il est résistant à la majorité des acides, sauf à un composé de HNO_3 et de H_2SO_4 ou un composé de HCl , HBr , HI et HNO_3 . Il n'est pas attaqué par la majorité des sels inorganiques, sauf en ce qui concerne les solutions d'alcali et de peroxyde. Finalement, il est résistant à plus de 40 composés organiques.
3. Le platine possède une résistance exceptionnelle à la corrosion. Il n'est pas affecté lors d'une exposition atmosphérique. Lorsqu'il est utilisé comme une électrode, elle résiste à une très grande variété d'alcalin et d'acide. Le platine est cependant attaqué par les nitrates de potassium, le peroxyde de potassium, le persulfate de potassium et le sodium perchlorate.

La polarisation d'une électrode, par le passage d'un courant, altère le potentiel standard d'équilibre. La variation de ce potentiel est nommée la surtension (*overpotential*). Les électrodes fabriquées de métaux nobles, comme le platine, possèdent un comportement très près des électrodes parfaitement polarisables. Puisqu'elles sont pratiquement inertes, il est difficile de les oxyder et de les dissoudre. Donc, la majorité de la surtension est due à la variation de la distribution des ions dans l'électrolyte (*concentration overpotential*). Les caractéristiques électriques de ces électrodes montrent un effet capacitif significatif [WEBSTER 1998].

Le platine et le palladium ont une surtension extrêmement faible pour la production d'hydrogène. D'un autre côté, l'or a une surtension significativement plus élevée. Les caractéristiques de surtension et d'absorption d'hydrogène font de l'or un métal de choix pour l'étude des réactions cathodiques. À un potentiel positif suffisamment élevée, tous les métaux

nobles forment un film d'oxyde ou une couche d'oxygène dans une solution aqueuse avec une stoechiométrie qui peut être utilisée pour estimer les surfaces [SAWYER et coll. 1995].

De plus, la résistance surfacique de l'électrode sur le polymère est à considérer. Pour diminuer cette résistance, il faut que la déposition des électrodes soit la plus uniforme possible. Il est possible d'ajouter des additifs, comme le polyvinylpyrrolidone (PVP), pour contrôler le procédé de réduction de la réaction chimique lors de la formation de l'électrode. Ces additifs éliminent la coagulation et permettent la dispersion et la croissance uniforme des particules de l'électrode. Ceci produit une électrode avec une meilleure pénétration dans la membrane et une meilleure distribution homogène. De plus, considérant la diminution de la coagulation, les particules qui forment l'électrode sont plus petites. Cette distribution plus uniforme réduit, de manière significative, les pertes ou les fuites d'eau à travers la membrane. Au niveau mécanique, ces additifs augmentent de manière significative la densité de force produite et améliore la réponse au champ électrique [SHAHINPOOR et coll. 2001]. La résistance surfacique de l'électrode peut être causée par une faible conductivité, une épaisseur d'électrode insuffisante, des microfissures et une déposition hétérogène des particules de l'électrode. Les déformations cycliques, en traction et en contraction, pendant le mouvement du IPMC peuvent causer des fatigues et occasionner une augmentation de cette résistance [BAR-COHEN et coll. 2001].

Aussi, pour éliminer les failles, les fissures et les défauts de l'électrode (figure 3.17) qui augmentent la résistance surfacique, il est recommandé d'ajouter un revêtement avec un matériau conducteur (graisse conductrice, polymère ou métaux). Ce revêtement permet d'améliorer la force d'actionnement et la réponse à un champ électrique. Cependant, l'angle de courbure peut être diminué. Par exemple, de l'argent a été utilisé sur une électrode de platine (figure 3.18). L'épaisseur de cette couche si situe entre 1 à 2 μm approximativement. Cependant, elle doit être optimisée en fonction de la vitesse de déplacement, de l'angle de courbure et de la résistance électrique surfacique. Plusieurs éléments, autres que l'argent, peuvent être utilisés par déposition électrochimique [SHAHINPOOR et coll. 2000b].

Il a été démontré que le composé Pt-Cu avec des cations Cu^{2+} produit un déplacement très supérieur à celui du Pt avec des cations Li^+ . Cependant, ce type d'électrode est moins stable dans les réactions électrochimiques que les métaux nobles [UCHIDA et coll. 2001]. La performance de ce composé est expliquée par la génération continue d'un flux additionnel de Cu^{2+} par la réaction de l'électrode de l'anode vers la cathode. Ces cations proviennent de la surface interne de l'électrode lors du procédé d'absorption. Sans cette réaction, aucun flux additionnel n'est disponible dans la membrane, comme avec les cations Li^+ . Donc, une réaction électrochimique se produit à l'intérieur de la membrane lorsqu'une tension est appliquée, et ce, même à un volt. Puisque ce procédé est réversible, il est donc possible d'utiliser ce type de réaction dans la membrane pour augmenter les performances au niveau de l'angle de courbure. Le désavantage est le temps de réaction très long qui est d'environ dix secondes.

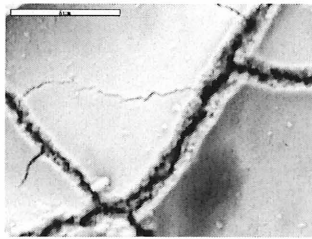


Figure 3.17 Défauts dans une électrode de platine

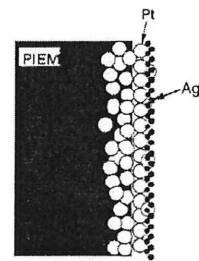


Figure 3.18 Déposition d'argent sur une électrode de platine

Par une procédure cyclique d'absorption et de réduction, la croissance de l'or sur la membrane se fait de manière dendritique. Cette structure a été proposée comme étant fractale. Elle dépend des conditions de placage et de la préparation de la membrane. Aussi, elle permet d'augmenter l'aire d'interface entre la membrane et l'électrode. La distribution de l'électrode dans la membrane est très sensible aux conditions de réduction. L'augmentation de l'aire d'interface augmente les déformations du IPMC jusqu'à un certain niveau où l'électrode devient trop rigide [ONISHI et coll. 2000c]. Cette augmentation accroît la capacité d'accumulation des charges, soit les cations, et donc de l'eau près de l'électrode, ce qui augmente la double couche capacitive ou DLC (*Double Layer Capacitance* C_{dl}). Ce phénomène est dû à la collection des charges à l'interface entre deux matériaux différents,

habituellement un électrolyte et un conducteur. Ce principe est utilisé pour la fabrication des condensateurs à très haute capacité. L'aire d'interface peut être estimée puisqu'elle est proportionnelle à la DLC qui est calculée selon une courbe d'hystérésis du courant en fonction de la tension appliquée (*voltamogramme*). La DLC est le ratio du courant sur le taux de balayage de la tension dans l'hystérésis. La pente de l'hystérésis de la variation du courant par rapport à celle de la tension représente l'admittance du IPMC. L'aire dans le cycle correspond à l'énergie dissipée [LEARY et coll. 1999].

Puisque l'électrode contient des défauts et des agglomérations de particules à la surface et dans les pores, elle est considérée comme poreuse. Ceci permet à la membrane d'échanger de l'eau avec le milieu. Pour éviter ces échanges, il est possible de recouvrir le IPMC avec un matériau imperméable [UCHIDA et coll. 2001]. Ce revêtement est généralement utilisé lorsque le IPMC est dans l'air. Pour les travaux de recherche, ce matériau doit être biocompatible dans les conditions de son utilisation et il doit être élastique.

3.2.5. Choix des électrodes et des cations pour l'actionneur

Selon la problématique, il faut un actionneur qui imite le mouvement d'une patte d'insecte. Le IPMC doit donc avoir au moins 2 DOF. Il est possible d'obtenir ce type d'actionnement avec une membrane tubulaire, comme le propose Sewa [SEWA et coll. 1998] pour la fabrication d'un cathéter actif. Il serait donc intéressant d'utiliser une membrane tubulaire à base de Flemion. Le Flemion-Au, avec des dendrites d'or à l'intérieur du polymère, possède une plus grande capacité d'échange d'ions, une meilleure conductivité surfacique, une plus grande capacité d'hydratation et une plus grande rigidité longitudinale comparativement au Nafion-Pt. Ceci permet donc au Flemion-Au d'avoir un angle de courbure plus prononcé pour la même tension appliquée sans relaxation [NEMAT-NASSER et coll. 2003]. Cependant, considérant la difficulté de se procurer du Flemion, le Nafion tubulaire de Perma Pure Inc. a été retenu. Aussi, l'utilisation d'un cylindre plein, fabriqué à partir d'une membrane de Nafion-117, est envisageable.

Dans le contexte de cette étude, l'utilisation unique de petits cations comme les alcalins et les alcalino-terreux n'est pas avantageuse. En effet, le microrobot doit pouvoir s'agripper à la surface du calcul rénal ou à une membrane. Si l'effet de relaxation se produit, le microrobot pourrait perdre sa prise. D'un autre côté, l'ajout des alkyles ammonium tetra-n-butylammonium⁺ éliminera en partie cet effet. Aussi, sa faible vitesse de réaction permet d'augmenter la force appliquée sur la prise.

L'utilisation des ammoniums est essentielle dans le cas où les pattes du microrobot seraient utilisées comme moyen de vision avec des fibres optiques puisque l'angle de courbure de la patte doit être élevé. Dans ce cas, il est avantageux d'utiliser les plus grosses molécules d'ammonium. L'utilisation combinée de plusieurs types de cations ne devrait pas influencer la performance de l'actionneur. De cette manière, on croit que les avantages peuvent se superposer. Il serait donc possible de profiter des deux effets, soient l'électro-osmose et l'effet de pompage. Enfin, l'ajout de ce type de cations a un autre avantage. En effet, il permet de réduire l'électrolyse avec des tensions supérieures au potentiel standard d'équilibre de l'eau.

Finalement, les électrodes sont en platine pour sa biocompatibilité. L'or pourrait être aussi envisagé pour ses nombreux avantages : il est stable dans l'acide, ductile, très bon conducteur et moins réactif dans les réactions électrochimiques [SEWA et coll. 1998, FUJIWARA et coll. 2000]. L'or a aussi une surtension plus élevée ce qui permet d'utiliser une tension plus élevée lors de l'actionnement pour produire un angle de courbure plus prononcé. Finalement, l'ajout d'un recouvrement sur l'électrode pour diminuer la résistance surfacique comme l'argent reste à déterminer selon les performances du IPMC.

3.3. Modélisation mécanoélectrique de l'actionneur

La modélisation mathématique d'un système est très importante pour valider les résultats expérimentaux. De plus, elle permet d'analyser les écarts entre les résultats et le modèle. Par conséquent, une bonne modélisation est nécessaire.

La théorie sur les IPMC permet d'affirmer que ce système répond mécaniquement à un stimulus électrique. Ainsi, cette section est séparée en deux parties. La première porte sur la modélisation mécanique de l'actionneur alors que la deuxième résume les modèles électriques proposés dans la littérature.

3.3.1. Modélisation mécanique

Dans cette section, les dimensions d'une membrane de IPMC sont référées selon la figure 3.19. Cette figure représente la vue de plan et de profil de l'actionneur. L'extension uniaxiale d'une bande d'IPMC est représentée par l'effort et la contrainte axiale notés $\sigma(x)$ et $\varepsilon(x)$ respectivement où x est la mesure de la longueur sur le long de la coupe.

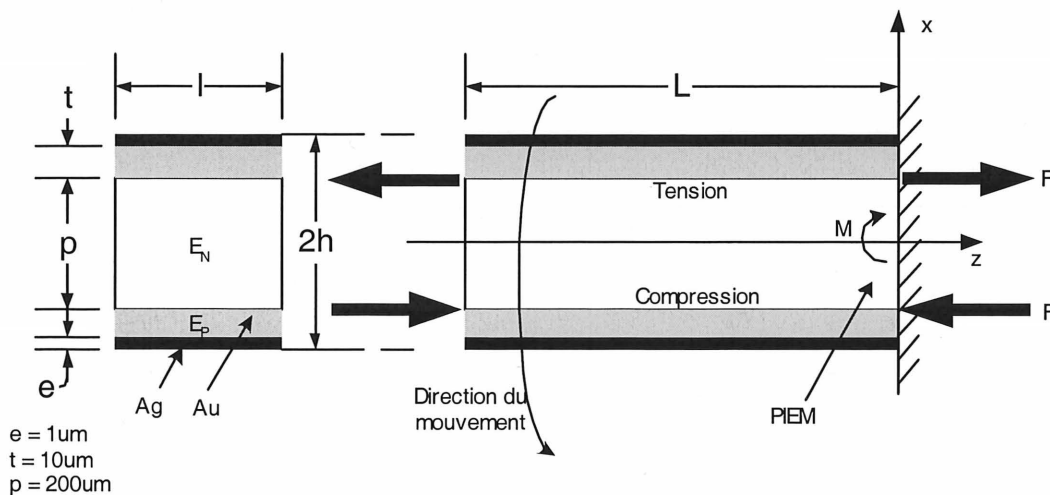


Figure 3.19 Dimensions du IPMC et ses paramètres mécaniques

Pour de petites contraintes constantes sur la longueur, la loi de Hooke est donnée par (3.8) où $E(x)$ est le module de Young. Dans le cas d'un composé, la rigidité axiale efficace est donnée par l'équation (3.9). Les modules de Young du ionomère et celui de l'électrode sont notés E_N et E_P respectivement. La contrainte axiale $\varepsilon(x)$ peut être estimée par ε_0 . Pour un faible mouvement, avec une tension appliquée inférieure à celle nécessaire à l'électrolyse de l'eau, il est possible d'estimer la contrainte maximale au-dessus (tension) et au-dessous (compression) du IPMC selon l'équation (3.10). Pour une distribution antisymétrique de l'effort axial, $\sigma(x)$, le moment de courbure M agissant sur la coupe axiale, est défini selon l'équation (3.11). Ce moment de courbure peut être utilisé comme une mesure pour les forces internes qui produisent un déplacement. On peut assumer que les forces internes générées dans le IPMC sont concentrées à une distance $h-t$ du centre (figure 3.19). Ces forces peuvent être représentées par l'équation (3.12). Un modèle mécanique simplifié, pour une configuration en cathéter d'un IPMC, permet d'approximer son déplacement selon un arc de cercle. La courbe décrite par un IPMC sous une tension a davantage la forme d'une parabole, mais celle-ci peut être estimée par un cercle lorsque la tension électrique et les gradients de forces sont assumés constants sur toute la longueur du IPMC. Ainsi, la courbure R^{-1} de la surface du IPMC peut être exprimée selon l'équation (3.13), où P est la charge concentrée en un point, au bout libre du IPMC d'une longueur L . La rigidité du IPMC est proportionnelle au produit du module élastique E et du moment d'inertie I de section rectangulaire. Elle est généralement référée comme la rigidité à la flexion. Avec cette équation, il est possible d'estimer la force induite au bout du IPMC selon une tension appliquée si la viscosité du milieu est négligée [BAR-COHEN et coll. 2000, BAR-COHEN et coll. 2001a]. La figure 3.20 montre la configuration du IPMC où r est le rayon du cercle et L la longueur du IPMC.

$$E(x) = \frac{\sigma(x)}{\varepsilon(x)} \quad (3.8)$$

$$\bar{E} = \frac{h-t}{h} E_N + \frac{t}{h} E_P = \frac{\bar{\sigma}}{\varepsilon_0}, \quad \varepsilon_0 \equiv \varepsilon(x) \quad (3.9)$$

$$\varepsilon_{\max} = \pm \frac{2h}{z_i^2} \Delta s_i, \quad s_i = L - x_i \quad (3.10)$$

$$M = 2 \int_0^h E(x) \varepsilon(x) x dx, \quad \varepsilon(x) = \varepsilon_{\max} \frac{x}{h} \quad (3.11)$$

$$\Rightarrow M \equiv \frac{2}{3} \varepsilon_{\max} h^2 \bar{Y}, \quad \bar{Y} = (3\bar{E} - 2E_N)$$

$$F = \frac{M}{2(h-t)} \quad (3.12)$$

$$\frac{1}{R} = \frac{PL}{EI}, \quad I = \frac{bh^3}{12} \quad (3.13)$$

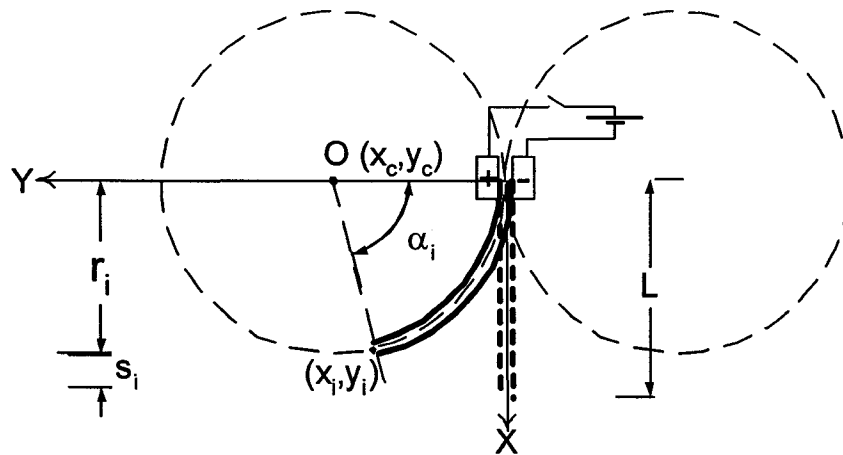


Figure 3.20 Configuration du IPMC

D'après ce modèle, il est possible de calculer la position du bout libre du IPMC dans un plan cartésien selon l'équation (3.14), où α_i est l'angle en radian à partir du centre du cercle tangent au support du IPMC [GUO et coll. 1996]. En coordonnées polaires, l'équation (3.14) devient (3.15). Une simulation Matlab permet de trouver la courbure du IPMC selon la forme d'un arc de cercle, comme le montre la figure 3.21.

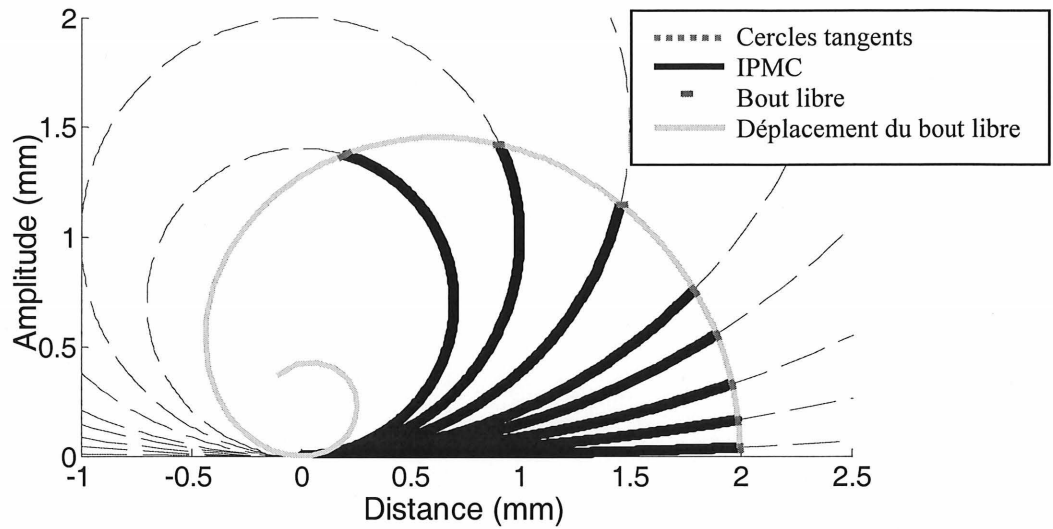


Figure 3.21 Déplacement du IPMC

$$\begin{aligned}
 x_i &= r_i \sin(\alpha_i) \\
 y_i &= r_i (\cos(\alpha_i) - 1) \\
 \alpha_i &= \frac{L}{r_i}, \quad s_i = L - x_i
 \end{aligned}
 \tag{3.14}$$

$$\rho_i = 2r_i \sin\left(\frac{\alpha_i}{2}\right) = D_i \sin(\theta_i), \quad \theta_i = \frac{\alpha_i}{2} = \frac{L}{2r_i}
 \tag{3.15}$$

Les systèmes distribués ont un nombre infini de degrés de liberté et de fréquences naturelles. Chaque fréquence naturelle possède un mode unique qui est connu comme une fonction normale. Une vibration forcée transitoire ou en régime permanent excitera généralement plusieurs ou toutes les fréquences et les modes en combinaison. La réponse nette en un point peut être exprimée en leurs termes selon le principe de la superposition. Le premier mode est celui associé à la plus faible fréquence de vibration [GORMAN 1975]. L'utilisation du premier mode de vibration de l'actionneur serait probablement avantageux pour déplacer le robot à sa vitesse maximum. Il faut donc analyser théoriquement et expérimentalement les premiers modes d'un IPMC encasté-libre.

Dans le cas général de l'étude des modes propres en flexion d'une poutre droite uniforme encastrée à une extrémité et munie d'une masse localisée à l'autre extrémité libre, le déplacement est décrit par (3.16).

$$x(z) = A \cos\left(\frac{kz}{L}\right) + B \sin\left(\frac{kz}{L}\right) + C \cosh\left(\frac{kz}{L}\right) + D \sinh\left(\frac{kz}{L}\right) \quad (3.16)$$

Cette équation est obtenue à partir de deux équations différentielles homogènes ordinaires. Selon les conditions limites à $z = L$, $B = D = 0$, une solution non-triviale pour que A et C existe se trouve par la résolution de l'équation caractéristique (3.17).

$$A(\cos(\beta L) + \cosh(\beta L)) + C(\sin(\beta L) + \sinh(\beta L)) = 0 \quad (3.17)$$

Si on considère un paramètre adimensionnel λ comme le rapport entre la masse de la poutre et celle à son extrémité libre, l'équation caractéristique devient (3.18).

$$\begin{aligned} 1 + \cos k \cosh k + k\lambda(\cos k \sinh k - \sin k \cosh k) &= 0 \\ \beta L &= k \end{aligned} \quad (3.18)$$

Dans le cas du IPMC, $\lambda \ll 0$ par rapport à sa masse volumique, donc la masse au bout libre est négligeable. La résolution de cette équation donne des racines qui sont une suite de valeurs de k_n (figure 3.22), d'où les fréquences propres données par l'équation (3.19) [GILBERT 1988].

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \frac{k_n^2}{L^2} \sqrt{\frac{EI}{\rho S}}, \quad S = 2lh \quad (3.19)$$

Cependant, cette équation n'est pas valide dans l'eau. Il faut considérer le comportement d'un système couplé fluide-structure. Dans un cas général, il faut vérifier si le fluide est incompressible. Dans ce cas, l'effet du fluide est alors purement inertiel. L'utilisation de la

représentation de la masse ajoutée permet de trouver une formule simple pour évaluer la fréquence naturelle du système couplé.

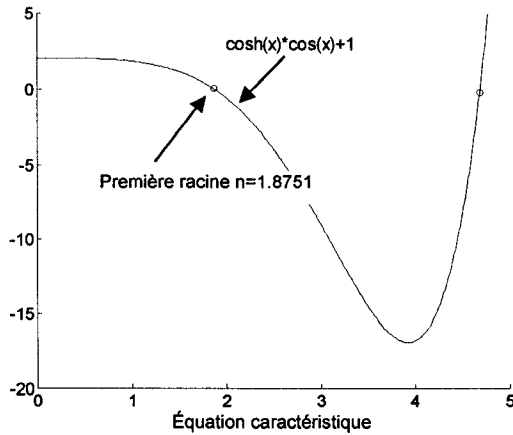


Figure 3.22 Résolution de l'équation caractéristique pour $\lambda \ll 0$

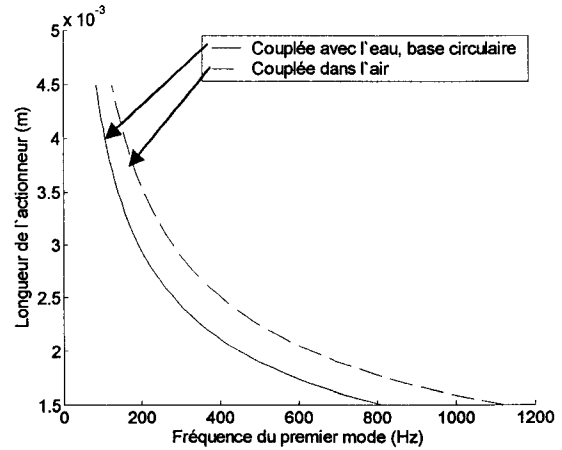


Figure 3.23 Premiers modes de résonance d'une poutre en fonction de la longueur

Lorsqu'une structure vibre dans l'eau, elle induit une accélération de l'eau, produisant une force supplémentaire sur la structure, en plus de la force de traînée fluide-dynamique. Cette force ajoutée peut être convenablement modélisée comme le produit d'une masse d'eau hypothétique et l'accélération de la structure. Ceci implique que la structure dans l'eau vibre à une fréquence naturelle plus faible que celle dans le vide. En remplaçant l'inertie I d'un cercle de rayon a et sa surface S dans la formule des fréquences propres f_n , on obtient l'équation (3.20).

$$\begin{aligned}
 I &= \frac{\pi(2a)^4}{64} = \frac{\pi(a)^4}{4} \\
 S &= \pi a^2 \\
 f_n &= \frac{1}{2\pi} \frac{ak_n^2}{2L^2} \sqrt{\frac{E}{\rho}}
 \end{aligned} \tag{3.20}$$

Pour un cylindre vibrant dans l'eau, on remplace la masse volumique de la structure par celle du système couplé. Le coefficient de masse ajoutée C_m , défini comme le rapport de la masse

ajoutée à celle de l'eau déplacée par le cylindre, permet de coupler la structure à l'eau selon l'équation (3.21) [HAN et coll. 1996].

$$f_n = \frac{1}{2\pi} \frac{ak_n^2}{2L^2} \sqrt{\frac{E}{(\rho_c + C_m \rho_w)}} \quad (3.21)$$

$$C_m = C_1(a/L)^2 - C_2(a/L) + C_3$$

Il est donc possible de déterminer la fréquence du premier mode d'un IPMC en fonction de sa longueur et du module de Young. Les équations (3.9) et (3.21) permettent de calculer ces fréquences dans l'eau et dans l'air. Le graphique de la figure 3.23 permet de constater que la fréquence du premier mode dans l'air est plus élevée que celle dans l'eau. Aussi, plus la poutre est petite, plus la fréquence augmente, ce qui est tout à fait logique.

3.3.2. Vers un modèle électrique : effets électrochimiques d'interface

Dans une solution électrolytique, le transport des charges électriques qui constituent le courant est associé aux flux d'ions dans la solution. Les cations migrent vers la cathode et les anions vers l'anode sous l'influence d'un champ électrique. Une approximation de la résistance de la solution peut être décrite par la loi d'Ohm. Cependant, lors de champs électriques importants, il peut se produire une conductance additionnelle. Dans le cas d'une tension alternative, le procédé est inversé avec un taux différent et une caractéristique de temps de relaxation. Lorsque la fréquence est augmentée, la caractéristique concentration-polarisation peut être réduite ou éliminée [SAWYER et coll. 1995].

En électrochimie, la DLC ou C_{dl} est décrite pour chaque interface entre une électrode et une solution. Cette interface produit une capacitance substantielle. Une électrode chargée négativement tend à attirer préférentiellement une couche d'ions positifs. Suite à cette formation à la surface de l'électrode, il se produit une couche plus diffuse de charge opposée. Cet ordre local d'ions produit une double couche qui s'éparpille rapidement dans la majorité de la solution selon un mouvement Brownien. Cette double couche constitue une capacité capable d'emmagasiner une charge proportionnelle à la surface de l'électrode d'une amplitude

de l'ordre de 10 à 100 $\mu\text{F}/\text{cm}^2$. Dans une solution électrolytique, un courant de charge circule tant que la DLC est chargée à sa valeur d'équilibre. Si la tension est augmentée, la DLC augmente jusqu'à ce qu'un transfert d'électrons se produise à l'interface electrode-solution. Cette réaction entraîne une diminution électroactive de la région de la DLC. Ce processus Faradique peut être représenté par une résistance non-linéaire et une capacité qui sont en parallèle à la DLC [SAWYER et coll. 1995].

La condition d'électroneutralité, qui s'applique dans l'ensemble de la solution, est violée à l'interphase. Il y a une charge en excès q_M du côté du métal et une charge égale, mais opposée, q_s du côté de la solution. Cette interphase peut avoir des fuites, ce qui introduit un courant faradique représenté par une résistance R_F . Cette résistance peut être hyperbolique ou exponentielle en fonction de la tension. L'existence de la DLC peut être observée par la phase introduite entre le courant et la tension d'un signal alternatif appliqué à l'interphase. La charge est proportionnelle à la tension appliquée selon (3.22). Ainsi, le taux de variation de la charge $d(q_M)$ est proportionnel au taux de variation de la tension décrit par l'équation (3.23).

$$E = \frac{q_M}{C_{dl}} \quad (3.22)$$

$$\frac{dE}{dt} = \left(\frac{1}{C_{dl}} \right) \left(\frac{dq_M}{dt} \right) = \frac{i_{dl}}{C_{dl}} \quad (3.23)$$

où t est le temps et i_{dl} est le courant qui passe au travers de C_{dl} . Bien que C_{dl} soit indépendant de la fréquence, la phase mesurée expérimentalement varie en fonction de la fréquence, ce qui implique des éléments en série et en parallèle. Des pseudo-éléments peuvent être ajoutés : la pseudo-capacité d'absorption C_ϕ et celle de Warburg C_W . La pseudo-capacité d'absorption est le résultat d'un processus de transfert de charges par le transfert d'électrons à l'électrode. Elle peut être observée par une analyse transitoire ou fréquentielle. Si une faible tension sinusoïdale ΔE est appliquée au système en équilibre E_o selon (3.24), le courant faradique i_F est donné par (3.25).

$$E(t) = E_o + \Delta E \sin(\omega t) \quad (3.24)$$

$$i_F = (\Delta i_F) \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right) \quad (3.25)$$

L'impédance de Warburg Z_W est due à la limitation du transport de masse par diffusion. Elle est représentée par la somme des deux éléments C_W et la pseudo-résistance R_W de l'équation (3.26).

$$Z_W = R + \left(\frac{1}{j\omega C}\right) = \frac{\pi\sigma'}{w^{1/2}} - j\frac{\pi\sigma'}{w^{1/2}} \quad (3.26)$$

Ces éléments dépendent de la fréquence et donnent une phase constante de $-\pi/4$ entre le courant et la tension appliquée. La figure 3.24 représente un système qui explique les phénomènes électrochimiques d'interphase qui peuvent se reproduire dans un IPMC. La résistance R_S est associée à la caractéristique voltage-courant pour un potentiel fixe dans le temps [TAYLOR et coll. 1995].

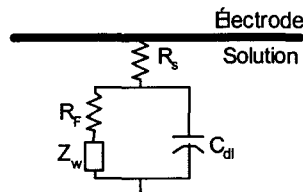


Figure 3.24 Circuit équivalent représentant l'interphase

3.3.3. Modélisation électrique

Le modèle électrique pour représenter le déplacement du IPMC est celui qui considère le temps de relaxation de l'eau. Plusieurs circuits équivalents pour un IPMC ont été proposés. Il y a des modèles à paramètres distribués et d'autres avec une seule boucle de courant [BAO et coll. 2002, SHAHINPOOR et coll. 2000b, ASAKA et coll. 2001].

Le premier modèle est constitué de deux résistances r_1 et r_2 (figure 3.25). La résistance r_1 est caractérisée par l'électrolyte entre les électrodes dans la membrane, alors que la seconde résistance r_2 est produite par la résistance de fuite dans le polymère. La capacité est celle formée par la DLC, qui est à l'interface des deux électrodes et de l'électrolyte. Les valeurs des composantes ont été ajustées avec un échantillon de Nafion-Pt avec des cations Li^+ d'une dimension de 30 mm x 3 mm x 1 mm. Le second circuit proposé, à paramètres distribués, considère la résistance surfacique de l'électrode et la variation de la DLC en fonction du temps (figure 3.26). Une électrode qui a une structure fractale est diffusée dans l'ionomère. Les surfaces des électrodes présentent des chemins différents pour la source de tension et pour la diffusion des ions. Il y a donc une formation d'une DLC avec différentes résistances, ce qui peut se comporter comme une capacité variable. Ainsi, la résistance dans le circuit représente la résistance surfacique de l'électrode et, plus particulièrement, la résistance de l'ionomère. La variation de la résistance dépend de la nature de la structure fractale de l'électrode.

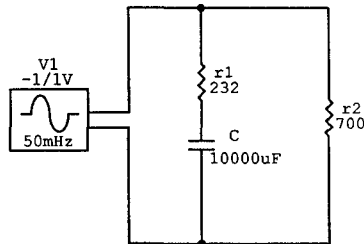


Figure 3.25 Modèle pour un circuit RC

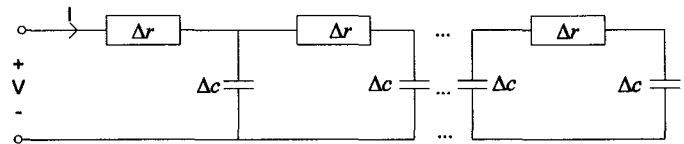


Figure 3.26 Modèle à paramètres distribués RC pour une électrode à structure fractale

La déformation du IPMC, représenté à la figure 3.11, considère le temps de relaxation. Cette figure montre l'existence de deux constantes de temps exponentielles. Selon le modèle, il a été assumé que les cations transportaient plus d'eau à la cathode qu'il devrait y en avoir en équilibre. Il y a donc une diffusion de l'eau vers l'anode après un mouvement initial vers la cathode. L'équation caractéristique de cette réaction est décrite par (3.27).

$$\frac{dk}{dt} = K_1 \frac{dq}{dt} - \frac{1}{\tau_2} (k - K_2 q) \quad (3.27)$$

où k est la courbure du IPMC, q la charge électrique, t le temps, K_1 le coefficient de l'effet de courbure avant la relaxation, K_2 le coefficient de l'effet de courbure à l'état d'équilibre et τ_2 est la constante de temps de la relaxation. Avec le modèle du circuit de la figure 3.25, il est possible de trouver la réponse au déplacement du bout libre du IPMC, en fonction du temps t et de la tension V , selon l'équation (3.28). Lorsque K_1 est similaire à K_2 , il n'y a pas de relaxation; l'équation (3.28) se simplifie à l'équation (3.29). Ce cas se produit lors de l'utilisation de cations de la classe B ou C [BAO et coll. 2002].

$$k = V \left(K_{V_2} - \frac{K_{V_1} \tau_2 - K_{V_2} \tau_1}{\tau_2 - \tau_1} e^{-\frac{t}{\tau_1}} + \frac{\tau_2 (K_{V_1} - K_{V_2})}{\tau_2 - \tau_1} e^{-\frac{t}{\tau_2}} \right),$$

$$K_{V_1} = CK_1, K_{V_2} = CK_2, \tau_1 = RC, \quad (3.28)$$

$$R = r_1 + \frac{r_0 r_2}{r_0 + r_2}$$

$$k = VK_V (1 - e^{-t/\tau}) \quad (3.29)$$

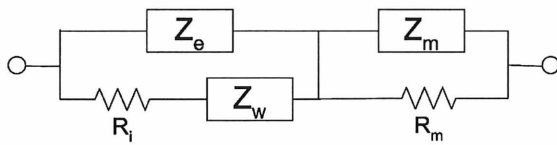


Figure 3.27 Modèle pour un circuit à impédance complexe

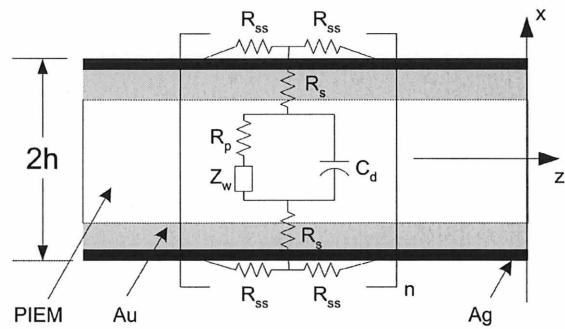


Figure 3.28 Position des éléments passifs dans le IPMC

En deuxième lieu, un modèle très différent considère les mesures d'impédances dans les hautes fréquences. Ces mesures permettent de distinguer l'effet d'une composante de Warburg notée Z_w . Aussi, le modèle considère la résistance de la membrane R_m , les impédances CPE (*Constant Phase Elements*) Z_m et Z_e , ainsi que la résistance de la réaction d'interface R_i .

L'impédance Z_e est celle due à la DLC alors que Z_m est la capacité de la membrane [ASAKA et coll. 2001].

Finalement, un dernier modèle considère la résistance surfacique R_{ss} de l'électrode, la résistance d'interface entre l'électrode et le polymère R_s , la capacité reliée au polymère ionique et à la DLC C_d , la résistance de fuite dans le polymère R_p et une impédance complexe Z_w due au transfert de charge près de la surface de l'électrode. La position de ces éléments peut être représentée selon la figure 3.28. Pour un IPMC typique, l'importance de R_{ss} par rapport à R_s doit être interprétée selon la relation (3.30).

$$\frac{\sum R_{ss}}{R_s} \approx \frac{L}{t} \gg 1 \quad (3.30)$$

Les dimensions L et t sont celles indiquées sur la figure 3.19. La valeur de R_s est en fonction de la pénétration de l'électrode dans la membrane et donc de la croissance en dendrite. Plus la pénétration est profonde, plus cette résistance est faible. Elle peut être mesurée avec la méthode des quatre électrodes [SHAHINPOOR et coll. 2000b].

3.4. Conclusion

Ce chapitre présente un design original d'un actionneur pour un microrobot. Il traite de la conception et de la modélisation d'un actionneur IPMC tubulaire, cylindrique et en feuille. En premier lieu, la problématique est définie pour mieux situer le contexte d'utilisation du microrobot. Par la suite, une étude des solutions est réalisée selon la revue littéraire du second chapitre. Cette étude permet de comparer les diverses technologies et de les évaluer en fonction de la problématique. En deuxième lieu, l'actionneur choisi dans l'étude des solutions est étudié par une description théorique de son fonctionnement. Finalement, pour caractériser l'actionneur, une modélisation électromécanique est développée avec une modélisation de la fréquence de résonance du premier mode couplé avec un fluide lourd.

L'actionneur répond à certains critères de la problématique dans le domaine biomédical présenté. En effet, ce moyen de propulsion permet au robot de se déplacer dans un milieu aqueux. La question relative à son fonctionnement dans des milieux aussi confinés que les calices rénal majeur et mineur, le pelvis et les tubules rénaux collecteurs demeure toujours. Il permet cependant un déplacement sur une surface solide, sans doute très différente à une membrane cellulaire. Cette propulsion est adaptée pour un robot de classe B, dépendamment de la configuration et de la fabrication de l'actionneur. Ses dimensions lui permettent donc de se déplacer dans son environnement. Aussi, cette technologie utilise des électrodes biocompatibles largement utilisées dans les prothèses de stimulation sensorielle.

L'étude détaillée de la technologie est présentée pour assurer l'atteinte des performances optimales de ce type d'actionnement, selon les connaissances actuelles de celle-ci, lors de son éventuelle fabrication. À cet égard, dans le second chapitre, il est démontré que ce type d'actionneur est utilisé comme cathéter actif. Contrairement à cette application, cette recherche utilise une membrane à échange d'ions à base d'un acide perfluorosulfonique tubulaire ou cylindrique au lieu d'un acide perfluorocarboxylique, bien qu'elle soit plus performante au niveau des déplacements mécaniques. Les cations choisis permettront d'optimiser la vitesse de déplacement et l'angle de courbure. De plus, l'utilisation d'alkyles ammonium tetra-n-butylammonium⁺ permet de diminuer l'effet d'électrolyse et la relaxation.

Suite à la présentation du contexte d'utilisation du microrobot et de la démonstration théorique du fonctionnement de l'actionneur IPMC, il est possible de fabriquer le moyen de propulsion. Ainsi, le prochain chapitre présente une méthode de fabrication pour expérimenter ce type d'actionneur. Différentes techniques et différentes options de fabrications sont présentées pour réaliser ce type d'actionneur. Évidemment, d'autres applications intéressantes peuvent profiter du procédé qui est élaboré. Entre autres, il est possible d'envisager des électrodes de stimulation actives mécaniquement pour les prothèses de stimulation. En effet, ces électrodes pourraient stimuler non seulement électriquement, mais aussi mécaniquement les récepteurs sensitifs.

CHAPITRE 4

FABRICATION ET CARACTÉRISATION DE L'ACTIONNEUR

Le moyen de propulsion d'un microrobot de classe B nécessite une étude particulière considérant les nombreuses contraintes. En effet, dans cet ordre de grandeur, il faut étudier le contexte de son utilisation et de son environnement. La fabrication est aussi un défi important puisqu'il nécessite des manipulations microscopiques. L'alimentation du microrobot étant limitée, il est nécessaire de réduire la puissance consommée tout en optimisant les propriétés mécaniques. Le troisième chapitre couvre l'essentiel du fonctionnement de l'actionneur. Il expose une étude qui couvre les paramètres pour assurer l'optimisation de celui-ci. Suite aux choix effectués pour la conception du moyen de propulsion, il est maintenant possible de le fabriquer.

L'objet du présent chapitre est de réaliser l'actionneur selon un procédé bien défini. La fabrication est critique puisqu'elle permet d'assurer la qualité du produit. Une défaillance dans la procédure et de mauvaises manipulations pourraient endommager l'actionneur et nuire à une bonne performance. En effet, la distribution des particules de métal déposées sur la membrane est très sensible aux conditions de traitement, d'imprégnation et de réduction. Les micropattes du microrobot doivent avoir au moins 2.5 degrés de libertés. Aussi, elles doivent avoir des dimensions suffisantes pour réaliser un microrobot de dimension millimétrique.

Dans cet ordre d'idée, la première partie du chapitre est consacrée au procédé de fabrication du IPMC tubulaire et en fibres. Une explication claire sur la fabrication des quatre électrodes avec un laser est fournie pour permettre un actionnement avec plusieurs degrés de liberté. À partir de quelques échantillons, il est possible de mesurer quantitativement les caractéristiques électromécaniques d'une micropatte, entre autres le taux de déplacement en fonction du rapport de cycle de la PWM et la fréquence de résonance couplée avec un fluide lourd en fonction de la longueur. Cette relation est très importante pour diriger le BMR dans toutes les directions. Finalement, la dernière partie présente une élaboration des différentes options d'assemblage des micropattes sur le corps du microrobot.

4.1. Procédé de fabrication du IPMC

Il existe plusieurs procédés pour la fabrication des matériaux EAP ioniques avec des membranes à échange d'ions. Plusieurs médiums conducteurs peuvent être utilisés pour réaliser les électrodes : le platine, le palladium, l'or, le graphite, l'argent, les nanotubes, etc. Certains procédés sont brevetés, alors que d'autres paraissent dans la littérature scientifique. Le procédé de fabrication du composé Nafion-Pt a été breveté par Shahinpoor [SHAHINPOOR et coll. 2000c], alors que celui pour le composé Nafion-Au a été breveté par Sawai [SAWAI et coll. 1995] et Fujiwara [FUJIWARA et coll. 1998]. La caractérisation des composés Nafion-Pt, Nafion-Au et Flemion-Au a été publiée par divers auteurs [KIM et coll. 2003, SHAHINPOOR et coll. 2001, DELLA SANTA et coll. 1997, ONISHI et coll. 2000, ONISHI et coll. 2000, BAR-COHEN et coll. 2000, BAO et coll. 2002, etc.]. On retrouve également quelques modifications de ces brevets [FUJIWARA et coll. 2000, LI et coll. 2000, ONISHI et coll. 2001].

Pour le composé Nafion-Au et Nafion-Pt, une étude des procédés permet de faire ressortir quatre étapes : le traitement de la surface de la membrane, l'absorption (échange d'ions), la réduction et le développement. Le brevet ayant le numéro de publication 09-087882 [SAWAI et coll. 1995] énumère le procédé de fabrication des électrodes d'or. Le second brevet, avec le numéro de publication 10-008285, [FUJIWARA et coll. 1998] propose une méthode pour améliorer la conductivité du composé et augmenter l'adhésion des électrodes d'or sur la membrane.

4.1.1. Placage par Imprégnation-Réduction (IR)

Pour des performances optimales, les étapes de placages doivent satisfaire à plusieurs critères : une résistance surfacique de l'électrode faible, pour obtenir une tension uniforme sur toute sa surface, une aire interfaciale élevée entre les particules de métal et la membrane, pour maximiser la surface active électrochimique et l'adhésion, ainsi qu'une faible rigidité pour permettre une grande déformation. Il serait aussi préférable d'avoir une structure poreuse afin

que le transfert de masse à travers l'électrode ne soit pas un facteur limitatif. La méthode IR est connue comme étant la meilleure pour atteindre ces critères [FUJIWARA et coll. 2000].

Dans le cadre de cette étude, l'utilisation du Nafion-Pt est suffisante, bien que les performances ne soient pas optimales pour cette application. Les composés servant à la fabrication sont présentés au tableau 4.1, alors que les étapes de la procédure pour le IR sont énumérées au tableau 4.2. La figure 4.1 représente le procédé de fabrication par imprégnation et réduction [FUJIWARA et coll. 2000, BAR-COHEN 2000].

Lors de la réduction, la métallisation du platine est décrite selon les équations stœchiométriques (4.1).

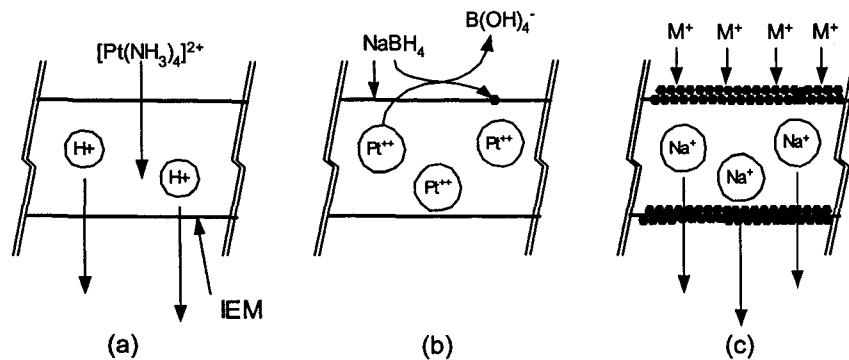
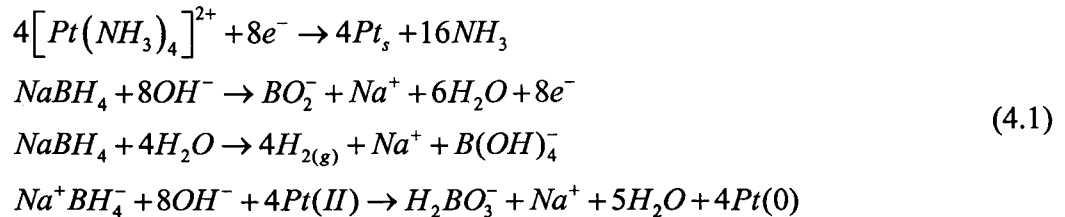


Figure 4.1 Fabrication du IPMC : (a) imprégnation (b) réduction (c) échange d'ions

Cette réaction est produite en présence d'un agent réducteur comme le $NaBH_4$ ou le $LiBH_4$. Le $Pt(II)$ est réduit pour former des particules dans les pores du ionomère; il est donc l'agent oxydant de la réaction. L'utilisation de l'agent réducteur dépend du cation utilisé pour l'électrophorèse lors de la migration des cations hydratés. Cependant, il est toujours possible d'échanger un autre type de cation suite au procédé de réduction.

TABLEAU 4.1 MATÉRIEL POUR LA FABRICARTION

Item	Nom	Quantité	Prix (11 septembre 2002)
1	Nafion cationique N-117 (duPont)	2 cm ²	-
2	Nafion tubing TT-030 (Perma Pure Inc.)	3 m	87 CA
3	[Pt(NH ₃) ₄]Cl ₂ ou [Pt(NH ₃) ₆]Cl ₄	1 g. (s)	135 CA
4	NaBH ₄	100 g. (s)	93 CA
5	NH ₄ OH	1 litre	10 CA
6	LiOH	100 g. (s)	-
7	TBA hydroxyde ou N(CH ₃) ₄ ·OH	-	-
8	HCl aqueux (2N et 0.1N)	2 litres	-
9	Eau 18MΩ	2 litres	-
10	Seringue 1±0,005 ml	1	-

TABLEAU 4.2 PROCÉDÉ DE FABRICATION DU IPMC AVEC LE NAFION

Préparation	
1	Ébarbage des surfaces externes de la membrane avec un papier émeri 600 ou 1000. Pour le tube, il doit être placé sur un support et attaché à une perceuse. Il est poncé par la rotation du support. Le papier émeri peut être attaché sur le bout de deux doigts.
2	Nettoyage de la membrane dans un bain d'eau déionisée ultrasonique pendant 10 minutes.
3	Bouillir dans du HCl 2N pendant 30 minutes (attention, le HCl peut s'évaporer complètement).
4	Bouillir dans l'eau déionisée pendant 30 minutes (attention, l'eau peut s'évaporer complètement).
Absorption	
5	Immersion dans une solution de platine 2 mg Pt/ml pendant environ 16 heures avec une agitation constante (vitesse lente 150 RPM). Ajouter du NH ₄ OH 5% pour neutraliser. Le bêcher doit être recouvert par un parafilm pour éviter l'évaporation de la solution.
6	Nettoyage de la membrane dans l'eau déionisée (rinçage).
Réduction	
7	Placer la membrane dans un ballon de 50 ml rempli d'eau à 40 °C. Agiter à 200 RPM.
8	Ajouter la solution réductrice à toutes les 30 minutes. Répéter sept fois en augmentant graduellement la température jusqu'à 60 °C.
9	Ajouter 10 fois plus de solution réductrice à 60 °C pendant 1h30.
10	Rincer la membrane dans une solution de HCl 0.1N pendant une heure.
Développement	
11	Répéter les étapes d'absorption et de réduction le nombre de fois nécessaire ou utiliser la méthode RP ou d'électroplacage chimique.
12	Nettoyer le IPMC avec 2N de HCl à 70°C (attention à l'évaporation).
13	Reposer la membrane dans 0.1 N de LiOH et de N(CH ₃) ₄ ·OH à 25°C pendant au moins 12 heures.

Les équations d'équilibre montrent que l'agent réducteur réagit avec l'eau pour former de l'hydrogène gazeux et le cation libre. Il peut aussi donner huit électrons au complexe de platine pour former l'électrode à la surface de la membrane. Plusieurs paramètres, comme le temps d'imprégnation, le temps de réduction, les concentrations de chaque solution, l'agitation de la solution pendant l'imprégnation et la réduction, peuvent être modifiés pour former l'électrode. La distribution des particules de Pt dans la membrane de Nafion dépend de la concentration de distribution du Pt(2) dans la membrane, suite à une imprégnation, et à la concentration de l'agent réducteur. Les conditions de traitement de la membrane et de l'imprégnation sont donc importantes. L'effet de la concentration de la solution réductrice peut être expliqué qualitativement en comparant le taux de diffusion relative des ions de métal à celui du réducteur. Lorsqu'une concentration du réducteur est plus élevée, sa diffusion dans la membrane est plus rapide et ainsi, les particules de Pt se réduisent avant qu'elles ne puissent diffuser à une distance significative. Donc, plus la concentration de l'agent réducteur est élevée, plus l'épaisseur de platine dans la membrane est élevée. Cependant, si la concentration de l'agent oxydant dans la membrane est trop élevée, une formation prématurée de Pt(0) à la surface de la membrane ou dans la solution de réduction apparaîtra.

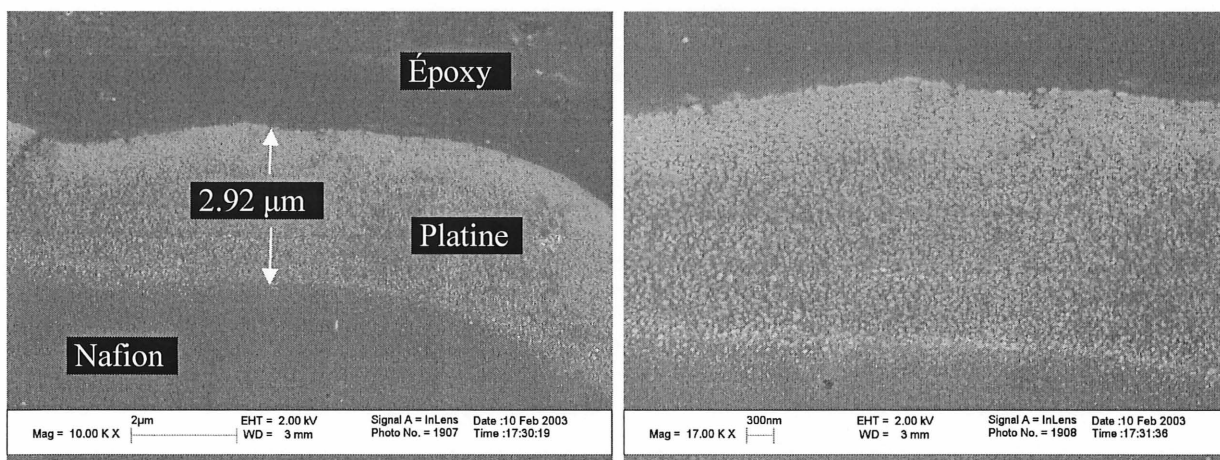


Figure 4.2 Résultat du procédé suite à une imprégnation-réduction

D'autres problèmes peuvent survenir si la concentration est trop faible. Il faut donc prévoir un temps minimum de réduction pour avoir une électrode conductrice selon les paramètres de placage choisis. Finalement, plus l'agitation est élevée, plus la distribution des particules de

Pt(0) se concentre près de la surface de la membrane [LIU et coll. 1992]. La figure 4.2 montre le résultat du placage sur le tube de Nafion TT-030 (Perma Pure Inc.) suite à un procédé d'imprégnation et de réduction. Les particules de platine déposées à la surface et à l'intérieur du Nafion sont très bien visibles.

4.1.2. Préparation des solutions

L'absorption nécessite une solution de platine (agent oxydant) et un neutralisant. La solution de platine doit contenir 2 mg de Pt par millilitre de solution. La préparation de 50 ml de cette solution dans une fiole jaugée est suffisante. Il faut donc 100 mg de Pt, soit 171.3 mg de $[\text{Pt}(\text{NH}_3)_4]\text{Cl}_2$ qui se détermine par les relations (4.2).

$$\begin{aligned} [\text{Pt}(\text{NH}_3)_4]\text{Cl}_2 &\Rightarrow 334,12 \text{ g/mol} \\ \text{Pt} &\Rightarrow 195 \text{ g/mol} \\ 100 \text{ mg} \times (334,12/195) &= 171.3 \text{ mg de } [\text{Pt}(\text{NH}_3)_4]\text{Cl}_2 \end{aligned} \quad (4.2)$$

1. Mesurer 171.3 mg de $[\text{Pt}(\text{NH}_3)_4]\text{Cl}_2$ sur une balance analytique d'une précision de ± 0.1 mg dans un bêcher de 50 ml.
2. Ajouter 10 ml d'eau déionisée.
3. Transvider dans une jauge 50 ml. Rincer le bêcher plusieurs fois pour atteindre 50 ml dans la jauge.
4. Bien agiter.

Le volume minimum du sel de platine dépend de la surface de la membrane qui est plaquée. Elle doit être placée dans une solution contenant plus de 1.5 mg Pt/cm². Donc, le volume V peut être calculé en fonction de la surface S de la membrane selon (4.3).

$$V \geq \left(\frac{1.5 \text{ mg}}{\text{cm}^2} \right) \left(\frac{\text{ml}}{2 \text{ mg}} \right) S = 0.75S \quad (4.3)$$

De la même manière, la quantité de neutralisant (NH₄OH 5%) dépend du volume de la solution de platine pour un rapport de 45:1 V/V. La concentration du NH₄OH est habituellement à 30 %. Il faut donc la diluer en utilisant la formule (4.4).

$$C_1V_1 = C_2V_2 \quad (4.4)$$

La réduction nécessite un agent réducteur très fort et de l'eau 18MΩ (eau déionisée ou eau DI). La quantité de réactif est proportionnelle à la surface de la membrane. Il est essentiel de diluer le NaBH₄ dans de l'eau froide, car il peut exploser dans l'eau chaude. Il est aussi essentiel de préparer une solution de NaBH₄ au début de chaque procédé de réduction puisqu'il réagit avec l'eau et sa concentration diminue graduellement avec le temps. Il serait plus approprié de fabriquer la solution à toutes les 30 minutes, entre chaque réaction de réduction. La quantité d'eau V_{H_2O} , pour le procédé complet, et la quantité de NaBH₄ 5% aqueux V_{NaBH_4} à utiliser à chaque 30 minutes sont définies selon les équations (4.5).

$$V_{H_2O} = 3S, \text{ V en ml et S en cm}^2$$

$$V_{NaBH_4} = \frac{V_{H_2O}}{90} \quad (4.5)$$

On suggère la préparation de 1 ml de NaBH₄ 5 wt%. La masse de soluté à utiliser est définie selon (4.6).

$$C \approx \frac{m_{slt}}{m_{slt} + m_{H_2O}}$$

$$m_{slt} \approx \frac{CV_{slt}}{1-C}, m_{H_2O} = 1g / ml \quad (4.6)$$

4.1.3. Placage par électrolyse

Il est aussi possible d'augmenter l'épaisseur de la platine sur la membrane par électroplacage suite à un premier procédé d'IR, un procédé de *réduction perméable* (RP) ou par un procédé

d'évaporation *E-beam*. De la même manière, l'électroplacage peut être utilisé pour ajouter une couche d'or, d'argent ou de platine sur la première couche d'électrode afin de modifier les caractéristiques de l'actionneur. Dans ce cas, le courant devrait être très faible, soit dans l'ordre de un milliampère. Le calcul du temps t nécessaire pour le placage nécessite le calcul du nombre de grammes m , de moles et de coulombs C impliqués dans la réaction d'électrolyse en fonction de l'aire A à plaquer, de l'épaisseur e du recouvrement et du courant I en coulombs par seconde. La solution de platine utilisée lors des expérimentations contient du H_2PtCl_6 . Pour devenir un atome sous forme solide, chaque ion de platine nécessite quatre électrons, donc pour chaque mole de platine, il faut quatre moles d'électrons. Puisqu'une mole d'électron transporte une charge de un faraday, soit 96 485 coulombs, le calcul du temps s'effectue selon les équations (4.7).

$$\begin{aligned}
 m &= \rho A e \\
 x \text{ mol}_{Pt} &= m \left(\frac{1}{m_{\text{mol}}} \right) \Rightarrow y \text{ mol}_{e^-} = 4x \text{ mol}_{Pt} \\
 C &= y \text{ mol}_{e^-} \left(\frac{96485}{1 \text{ mol}_{e^-}} \right) \\
 t &= \frac{C}{I} = \frac{4\rho A e}{I} \left(\frac{96485}{m_{\text{molaire}}} \right)
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

Il serait aussi possible, par déposition, de recouvrir l'actionneur par un polymère conducteur. Cependant, cette méthode n'a pas été investiguée. L'épaisseur finale de l'électrode devrait se situer entre 3 à 10 μm en incluant l'épaisseur de platine interne et externe du polymère.

4.1.4. Instrumentation et montage

La fabrication du IPMC nécessite un montage particulier (figure 4.3). Tout d'abord, il faut un bain thermostatique pour ajuster la température d'une cellule. Un ballon de 50 ml, dans lequel la réaction de placage se produit, baigne dans l'eau de la cellule. Considérant le temps de la réaction et la température élevée, l'eau dans le ballon risque de s'évaporer. Il est donc suggéré d'ajouter un condensateur. Pour faciliter les manipulations, soit l'ajout de l'agent oxydant, un

coude en Y est placé pour connecter le condensateur au ballon. La seconde ouverture permet d'ajouter les réactifs. L'ajout du réactif aurait pu se faire automatiquement, mais la production d'hydrogène gazeux empêche l'utilisation d'une micropompe et d'un contenant fermé hermétiquement.

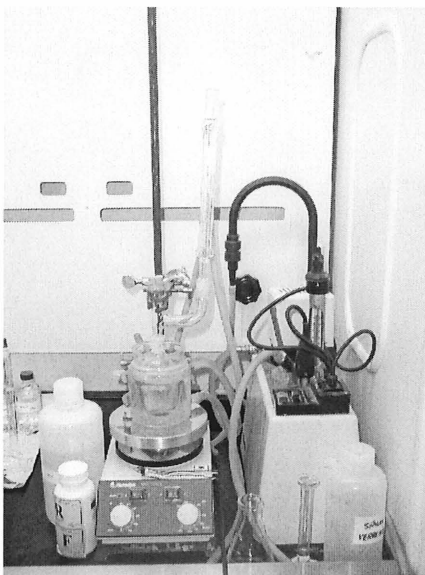


Figure 4.3 Montage pour le processus de placage

Pour la fabrication des micropattes du robot, l'utilisation d'un support ou d'un porte échantillon est requis (figure 4.5 et figure 4.6). Puisque le Nafion tend à se courber lors du placage, le support est conçu pour maintenir fermement en place six échantillons de $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m} \times 2\ \text{cm}$. Le support (A) est inséré horizontalement dans le bûcher avec la tige. Suite au placage, le support peut être inséré dans un cylindre contenant la solution de cations. Les *V-grooves* ou rayures en V (1) doivent être alignées précisément pour permettre le micro-usinage laser des électrodes. Des trous (2) de 10 mil de diamètre sont percés avec une mèche à chaque extrémité des rayures pour insérer et tenir en place les six échantillons. Ceux sur le dessous (3) ne traversent pas le fond pour soutenir les échantillons horizontalement. Cependant, les trous (3) peuvent traverser l'anneau. Le support est tenu horizontalement avec une tige (4) avec des filets (5) déterminés expérimentalement. La tige est maintenue en place par son extrémité à l'aide d'un bouchon de liège inséré dans l'une des deux extrémités du coude; l'autre extrémité est utilisée pour le condensateur. Une goupille (6) peut être insérée pour maintenir en place

l'anneau supérieur. La dimension maximum du corps du support (7) est nécessaire pour découper les électrodes avec un procédé au laser. Cette dimension est aussi utile pour permettre au liquide d'entourer la fibre lors de la réduction. L'endroit où la fibre est maintenue (8) n'est pas droit. Un angle d'attaque est nécessaire pour permettre aux anneaux de Teflon de s'insérer facilement et éviter que la fibre ne soit maintenue au bord du support. Préférentiellement, la fibre est maintenue, le plus possible, aux extrémités du support, d'où l'utilité de l'angle d'attaque. Le diamètre maximum du support (9) doit être inférieur à l'embouchure du coude et du récipient d'entreposage. Deux anneaux de Teflon (10) permettent de serrer les échantillons dans leur position. Le support (A), excluant la tige et les deux anneaux de Teflon, est fabriqué en une seule pièce de préférence, mais le couvercle (B) peut être détaché de la pièce principale (A).

Le choix du matériel pour la fabrication du support est important puisqu'il doit s'usiner facilement, résister au procédé de fabrication du IPMC et être suffisamment rigide pour tenir fermement les échantillons. Le matériel recherché est similaire à ceux utilisés dans les cellules électrochimiques. Ils doivent s'utiliser dans une grande plage de température, sans variation dans ses dimensions, ils doivent être imperméables aux solvants et aux réactifs organiques et inorganiques et ils doivent s'usiner et se fabriquer facilement.

Les matériaux qui gonflent dans l'eau comme le Nylon ont été évités, mais les tests de résistance et de dilatation n'ont pas été effectués. D'ailleurs, le Nylon n'est pas recommandé dans les utilisations où il y a des contacts prolongés avec des solutions. Le borosilicate est le matériau le plus approprié pour réaliser ce type de support, mais il est difficile à l'usiner. Plusieurs types de Teflon sont disponibles dont deux qui sont davantage intéressants : le PTFE ou TFE (polytetrafluoroéthylène) et le FEP (copolymère de TFE et de hexafluoropropylène). Ils sont trop mous, mais ils résistent à l'attaque chimique. Sceller le Teflon TFE est une tâche presque impraticable; pour le FEP, il existe des adhésifs spéciaux disponibles commercialement.

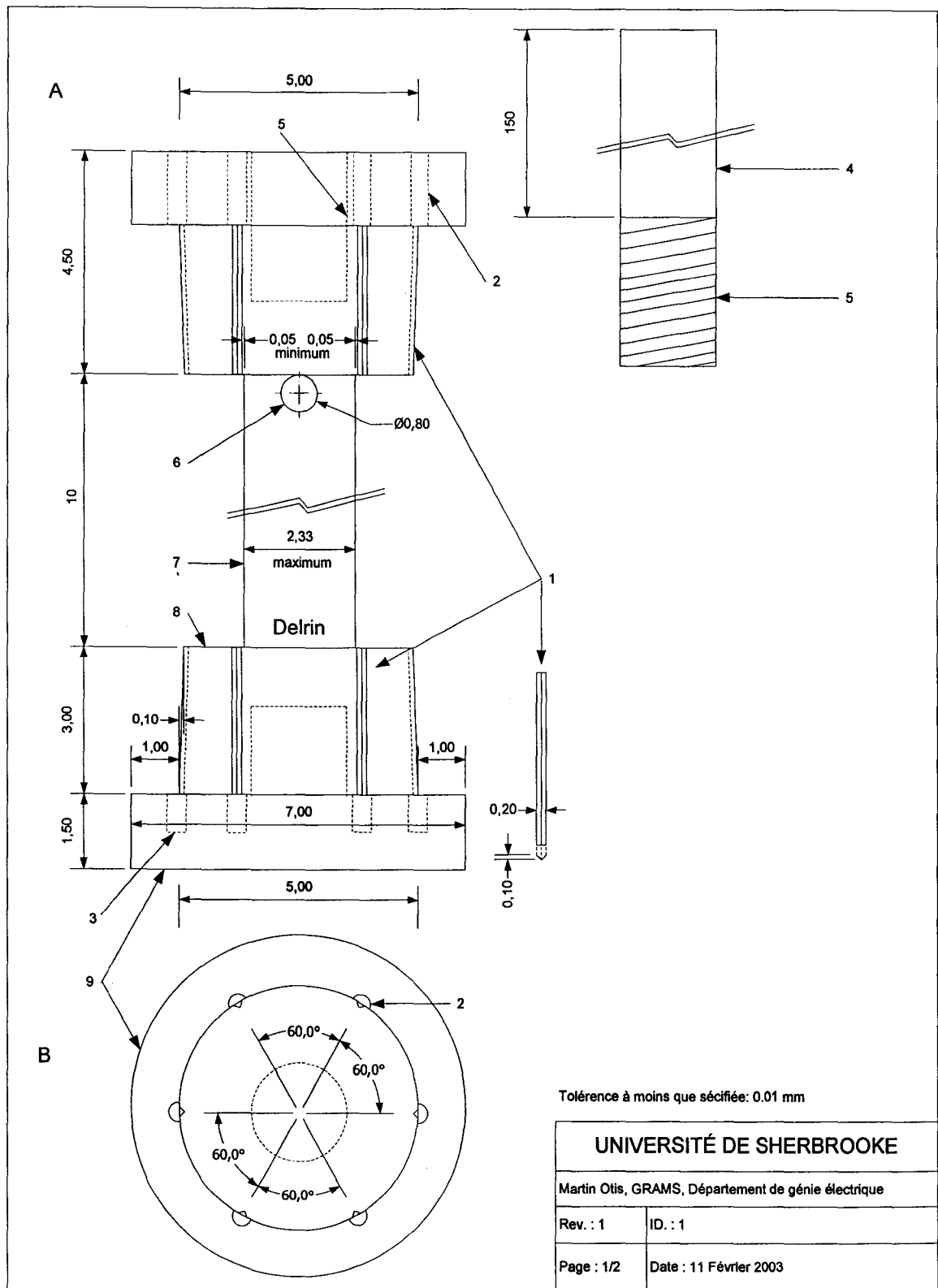


Figure 4.4 Corps du porte échantillon

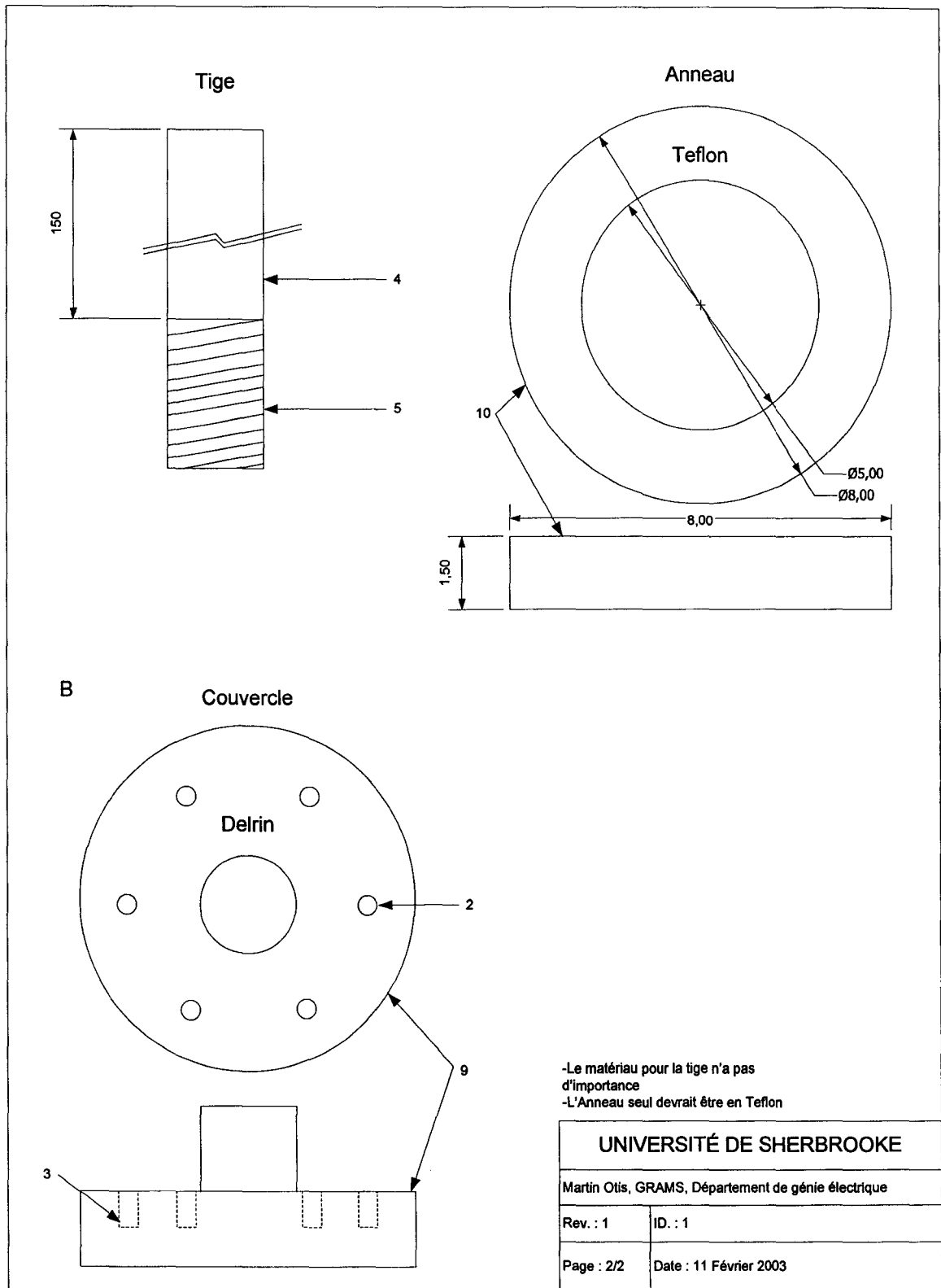


Figure 4.5 Accessoires du porte échantillon

Une alternative au Teflon est le Kel-F (polychlorotrifluoroethylene) : il est plus rigide, peut se sceller et possède une bonne stabilité dans ses dimensions en fonction de son environnement. Il n'est pas affecté par les alcalins concentrés et les acides forts. Le polyméthylmethacrylate (Plexiglas, Lucite, Perspex) est utilisé dans les solutions diluées, ce qui n'est pas le cas présent. Le PVC résiste assez bien, mais il est difficile de l'usiner et il ne devrait pas être utilisé à des températures supérieures à 80°C [SAWYER et coll. 1995]. Les propriétés mécaniques et chimiques des divers matériaux mentionnés sont présentées dans le tableau 4.3 [SAN DIEGO PLASTICS, INC. s. d.].

TABLEAU 4.3 PROPRIÉTÉS PHYSIQUES DES POLYMÈRES À L'ÉTUDE

Propriétés	PTFE	FEP	FPA	ETFE	CTFE	ECTFE	Delrin	PVC	Nylon
Densité	2.13-2.14	2.13-2.15	2.15	1.7	2.12	1.68	1.42	1.3-1.58	1.06
Traction (PSI)	2500-4000	3400	3600	7500	5000	4300	10000	6000-8000	8800
Elongation (%)	200-400	3400	300	100-300	150	250	75	50-150	7
Dureté (Shore D)	50-65	56	60	63-72	80	75	-	-	-
Absorption de l'eau (%)	<0.01	<0.01	<0.03	<0.03	<0.00	<0.1	0.25	0.04-0.4	0.25
Fusion (F)	635-650	495-505	575-590	490-535	410	464	347	-	-
Température maximale d'utilisation (F)		400	500	302	248	300	185-300	-	290

La céramique à base d'alumine s'avère un choix intéressant puisque sous l'action chimique, une couche de passivation recouvre sa surface. D'ailleurs, le corps du microrobot a été investigué dans ce sens. Malheureusement, les instruments de micro-usinage pour ce matériau ne sont actuellement pas disponibles, ce qui rend cette solution inadéquate pour l'instant. Une dernière solution serait de fabriquer le support avec un métal et de le recouvrir avec du platine ou de l'or. Le Delrin ne résiste pas du tout, mais il s'usine facilement pour les contraintes du montage. Puisque le Delrin a été choisi, il est conseillé de placer les échantillons après le

traitement à l'acide. Il serait également intéressant de recouvrir le support par du Teflon. Cependant, ce recouvrement doit être imperméable.

4.1.5. Microfabrication au laser

Par la suite, le IPMC peut être coupé par un procédé de micro-usinage laser. Pour découper le Nafion, le laser du type Nd : YAG permet d'obtenir de meilleurs résultats qu'un laser au CO₂. L'utilisation du laser au CO₂ avec une puissance de 7.5 W laisse des résidus à la surface de la structure du polymère. Dans le cas du Nd :YAG, le Nafion est transparent pour la longueur d'onde du laser. Donc, une puissance supérieure à celle utilisée pour découper le métal est nécessaire. Cependant, si la puissance est trop élevée, le Nafion peut brûler. Une puissance de 5 W serait suffisante pour découper le IPMC sans laisser de résidus [ZHOU et coll. 2001b].

Les électrodes sur la membrane tubulaire peuvent être découpées en quatre sections avec l'aide d'un laser à excimère [SEWA et coll. 1998]. Cependant, l'utilisation d'un couteau et de papier émeri 600 serait suffisante (figure 4.6). Quelques montages ont été réalisés pour alimenter les électrodes du IPMC (figure 4.7). Il serait aussi envisageable de découper les électrodes avec le Nd :YAG avec une puissance très inférieure à celle utilisée pour couper le IPMC. Cependant, cette option est éliminée puisque le matériel n'est actuellement pas disponible.

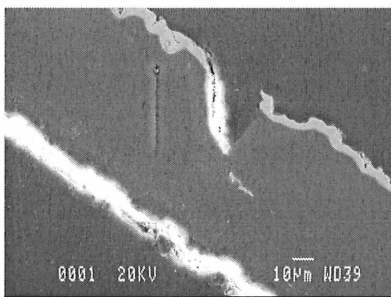


Figure 4.6 Image SEM de la coupe transversale du tube

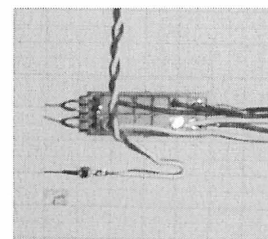


Figure 4.7 Montage du IPMC sur divers supports

La microfabrication des pattes a nécessité la réalisation d'un montage sur lequel le support à échantillon peut être inséré (figure 4.8). Ce montage est fait entièrement d'aluminium 6061-T6 avec une anodisation noire. Il est vissé au pied de positionnement du laser : les trous sous la plaque servent à donner une inclinaison au montage; les quatre autres servent à le fixer. La plaque de maintien est une pièce réalisée selon les plans originaux de l'INO, cependant une modification a été apportée pour y insérer le support d'alignement (figure 4.9). Sa principale fonction est de limiter les déplacements involontaires. Le support d'alignement est maintenu sur la plaque par deux vis M4 ou plus petite (figure 4.10). De cette manière, le laser est utilisé pour supprimer, sur toute la longueur du IPMC, les quatre coins de la fibre à base carrée (figure 4.11). Chacune des faces du IPMC sert d'électrode.

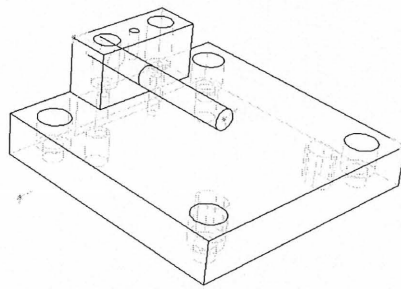


Figure 4.8 Vue du montage pour l'utilisation du laser excimère

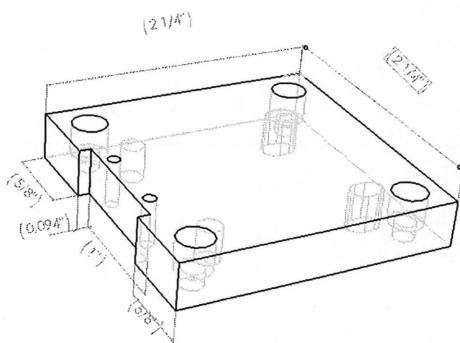


Figure 4.9 Plaque de maintien sur le pied du laser

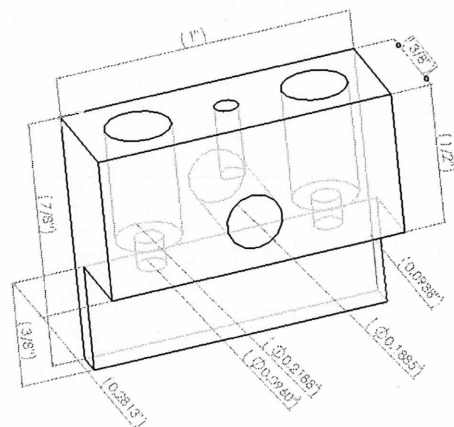


Figure 4.10 Support d'alignement de la tiges pour les échantillons

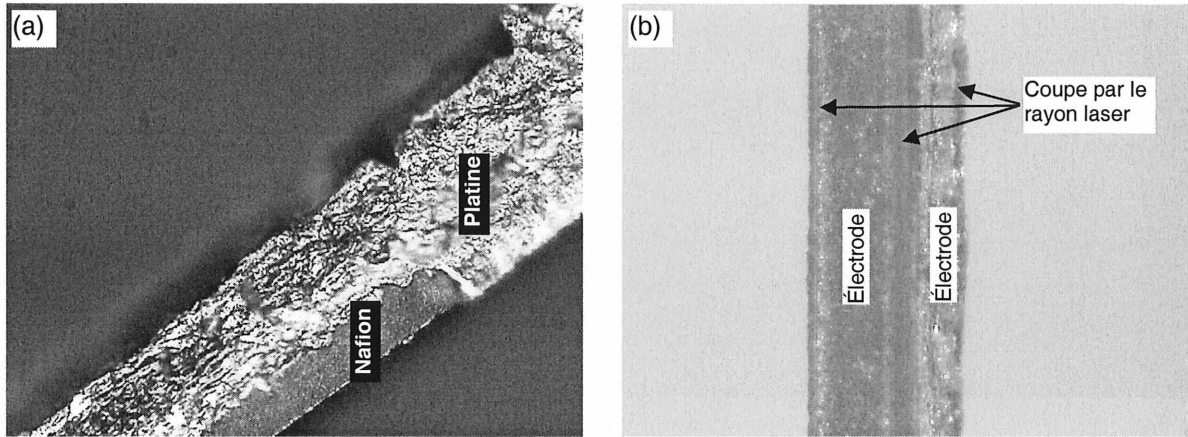


Figure 4.11 Coupe d'un coin de la base carée du IPMC sur toute sa longueur (a) pendant le procédé et (b) à la fin du procédé

4.2. Méthodologie des expérimentations

La caractérisation mécanique est réalisée avec un laser vibromètre du GAUS pour mesurer les déplacements millimétriques de l'actionneur en fonction de la tension efficace générée par la PWM, des fréquences imposées et du courant électrique induit dans le IPMC. La mesure des déplacements mécaniques de la micropatte nécessite un montage particulier montré à la figure 4.12.

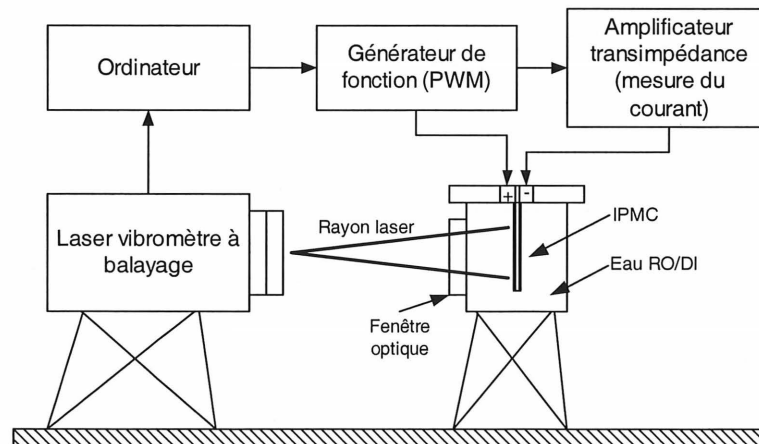


Figure 4.12 Configuration du système de mesure

En effet, la patte doit être maintenue dans l'eau et être alimentée par des électrodes. Les électrodes devraient être en platine, mais l'utilisation de composantes usuelles est suffisante. D'ailleurs, un montage, avec un support intégré qui maintient le IPMC, a été réalisé afin de prendre les mesures des déplacements (figure 4.13). L'ajout d'une fenêtre optique permet au laser vibromètre d'effectuer un balayage sur la surface de l'actionneur. La réfraction de la lumière n'est pas considérée puisque les mesures sont relatives seulement. Selon la configuration choisie, les pinces maintiennent et alimentent le IPMC dans l'eau (figure 4.14). Les électrodes des pinces sont collées sur une plaque de céramique. La hauteur de la plaque de céramique est ajustable, avec une goupille, afin de faciliter l'alignement du rayon du laser. Pour éviter tout mouvement dû à la manipulation des fils, un connecteur a été ajouté sur le couvercle du montage. Quatre connections sont disponibles. Les deux premières permettent de mesurer l'impédance de l'eau lors de la prise de mesure des caractéristiques du courant, alors que les deux autres alimentent le IPMC.

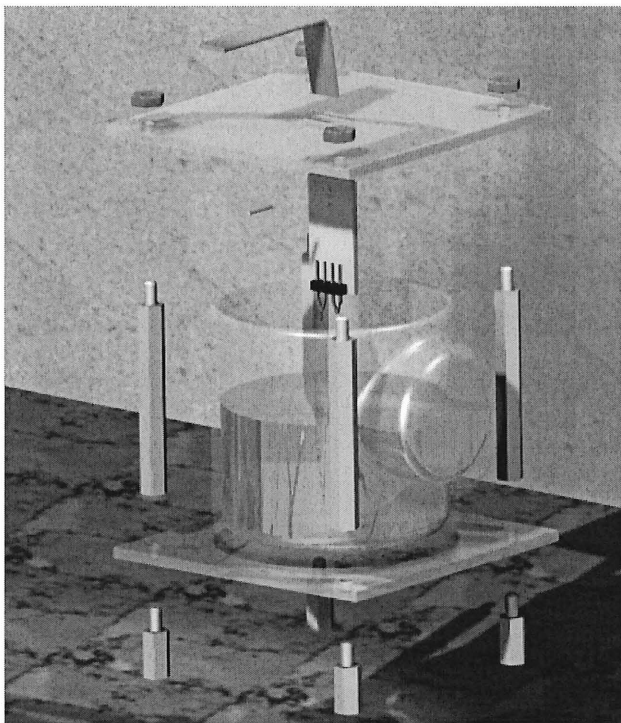


Figure 4.13 Support de mesures

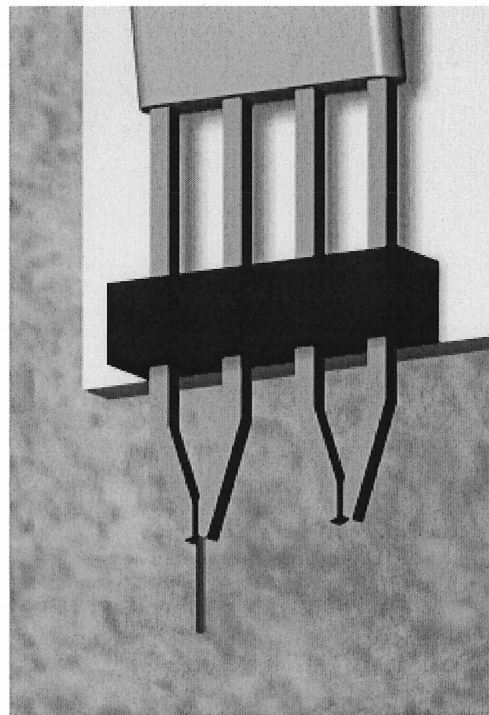


Figure 4.14 Électrodes de maintien du IPMC

Les essais se font dans l'eau déionisée $18M\Omega$ à la température de la pièce. Les dimensions du IPMC sont de 4 millimètres de long avec une section carrée de $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$. La visualisation des variations de températures de l'actionneur avec un thermographe infrarouge, afin de vérifier la stabilité de la température autour d'un point d'opération, serait aussi intéressante, et même nécessaire, lors de son utilisation dans des applications biomédicales. Cette visualisation n'est cependant pas réalisée pour cette recherche.

La mesure du courant est prise avec deux types d'appareils. La première est l'utilisation d'une sonde de courant, qui mesure le champ magnétique autour d'un conducteur (appareil de mesure Tektronix modèle P6042) et la seconde est l'utilisation d'un amplificateur transimpédance placé en série avec un gain de 100 (figure 4.15).

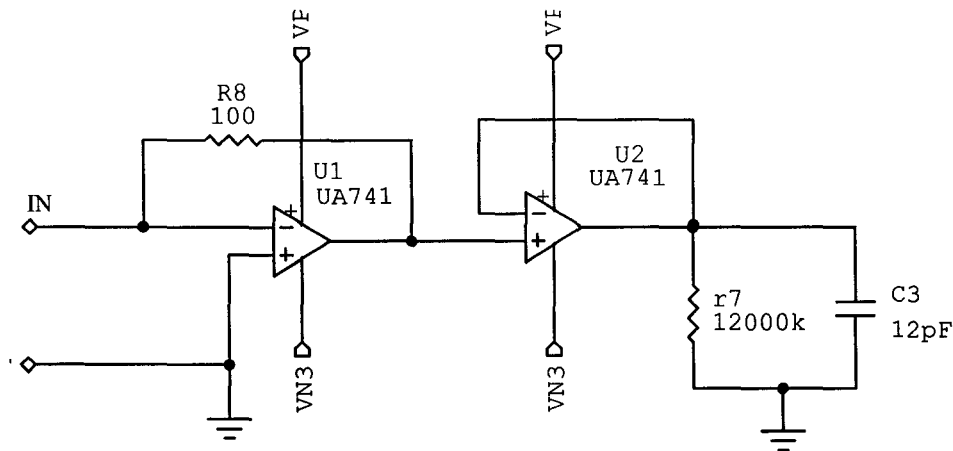


Figure 4.15 Configuration de la sonde de courant (amplificateur transimpédance)

Le signal électrique est fourni par un générateur de fonction HP33120A. Un système d'isolation de la source de tension est réalisé avec un amplificateur de puissance, pour les signaux analogiques, et avec un pont en H, pour les signaux numériques (figure 4.16). La tension VP3 est de 3 Volts. Les signaux d'entrée RE1 et RE2 contrôlent l'alimentation d'une paire d'électrodes opposées sur les deux paires des quatre faces du IPMC. Il faut donc deux circuits de ce type pour l'alimentation et le contrôle d'une seule patte ou d'un groupe de pattes. La sonde de courant est placée en série entre une électrode du IPMC et le signal RE30.

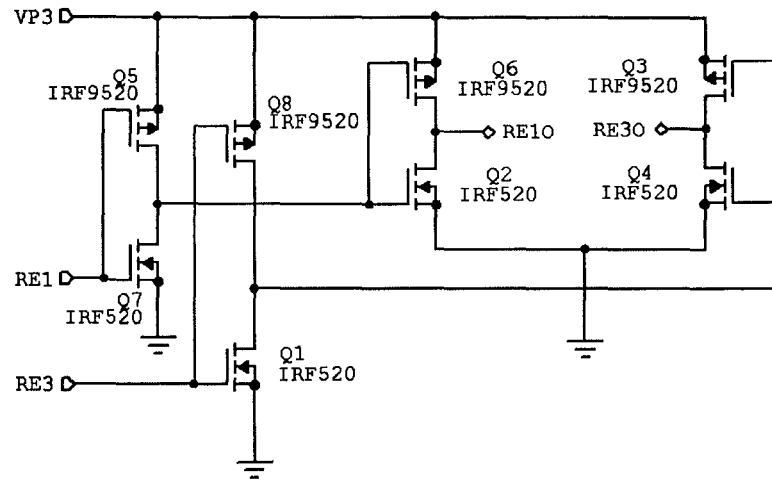


Figure 4.16 Configuration du circuit pont en H

4.3. Résultats

Cette section expose les résultats des caractérisations électromécaniques essentiels pour le contrôle du IPMC. Dans cet ordre d'idées, pour mieux caractériser le système, plusieurs manipulations sont effectuées. Tout d'abord, pour trouver une fonction de transfert au système, des réponses à l'échelon et à la rampe sont mesurées. Ces réponses sont analysées pour trouver un modèle mathématique. Finalement, le IPMC est exposé à une modulation d'impulsions. La réponse à cette modulation est importante pour valider la faisabilité du contrôle du IPMC par un port parallèle de huit bits d'un microcontrôleur. Donc, l'hypothèse à vérifier, la plus importante de cette recherche, porte sur le contrôle de l'angle de courbure du IPMC par la modulation PWM (*Pulse Width Modulation*).

4.3.1. Réponse à un stimuli électrique

Plusieurs réponses à différents stimuli peuvent être étudiées pour caractériser la micropatte comme la réponse à l'échelon, à une sinusoïde et à la rampe. La caractérisation fréquentielle et temporelle est largement définie dans les nombreuses publications, cependant l'application de ces résultats pour une modulation PWM est nouvelle.

Considérant que l'étude actuelle ne porte pas sur l'asservissement en position de la micropatte, une réponse à l'échelon avec une étude en régime transitoire et en régime permanent est suffisante. Premièrement, la réponse en régime transitoire montre des pointes de courants très importantes s'atténuant très rapidement (figure 4.17). Une pointe de courant négative est aussi produite lors du retour à zéro de l'onde carrée, ce qui correspond à un comportement d'un réseau RC série formé par l'interface électrode-électrolyte. La valeur de la capacité de la DLC devrait être inférieure à $1 \mu\text{F}$ pour une surface d'électrode de 0.8 mm^2 . Ce comportement est décrit dans le chapitre précédent.

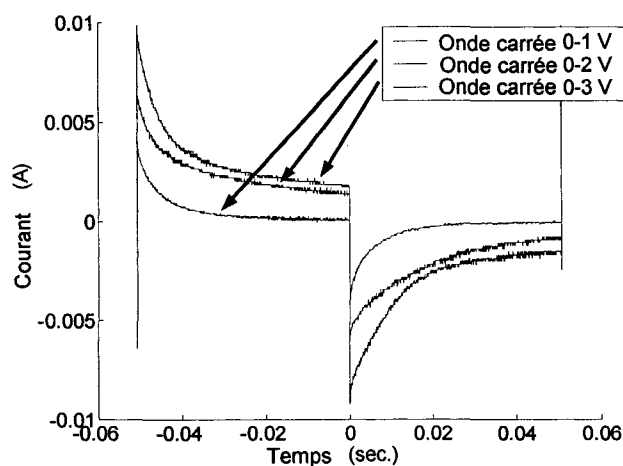


Figure 4.17 Réponse du courant à une onde carrée

Un courant continu demeure en régime permanent, ce qui indique la présence d'une résistance parallèle au réseau RC. D'ailleurs, en régime permanent, il existe deux zones bien définies : la zone linéaire (figure 4.18), sous le potentiel de décomposition (somme du potentiel standard d'équilibre et de la surtension du métal utilisé pour les électrodes) et la zone non-linéaire, de forme exponentielle (figure 4.19), au-dessus dudit potentiel. Cette caractéristique peut être expliquée par la présence d'une résistance faradique R_F hyperbolique ou exponentielle en fonction de la tension due aux fuites à l'interphase.

Deuxièmement, la réponse en fréquence indique des caractéristiques particulières (figure 4.20 et figure 4.21). Les mesures sont effectuées avec une sinusoïde de 2 Vpp. La réponse de l'amplitude du courant a un gain de -10dB/décade entre 5 et 100 Hz et une fréquence de coupure entre de 40 et 50 Hz. Aussi, une caractéristique linéaire est associée à la réponse en

fréquence de la phase du courant par rapport à la tension. Cette caractéristique montre que le courant est déphasé entre -100° et -180° . Cette caractéristique peut être expliquée par la présence des pseudo-capacités d'absorption et de Warburg.

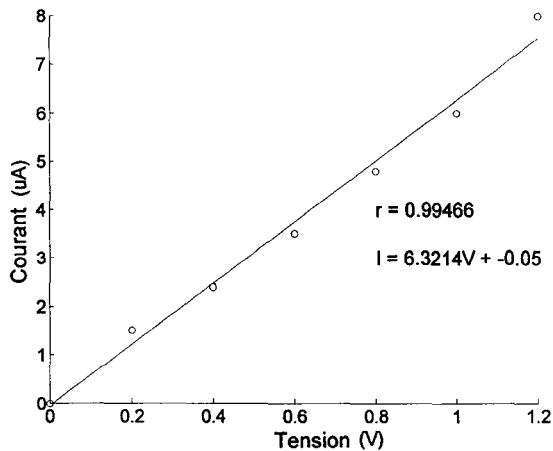


Figure 4.18 Courant en régime permanent en fonction de la tension dans la zone linéaire

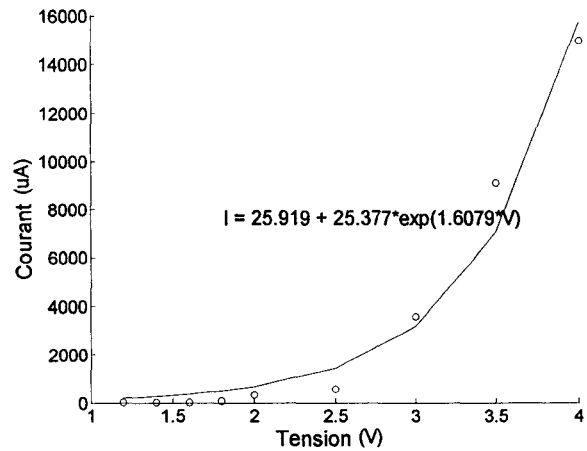


Figure 4.19 Courant en régime permanent en fonction de la tension dans la zone non-linéaire

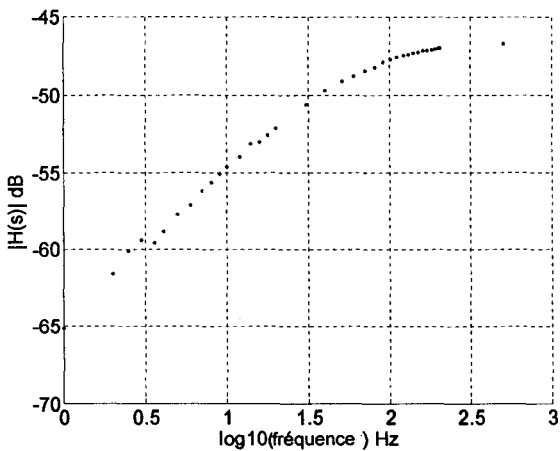


Figure 4.20 Réponse en fréquence de l'amplitude du courant par rapport à la tension

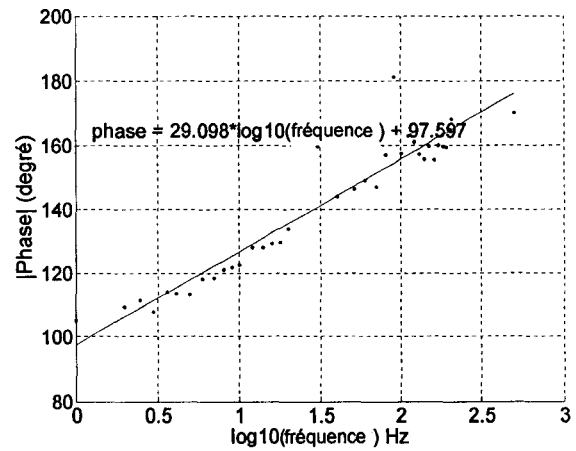


Figure 4.21 Réponse en fréquence de la phase du courant par rapport à la tension

Une observation visuelle du déplacement de la micropatte permet de constater que le mouvement est plus prononcé dans la zone non-linéaire. Ce résultat n'est pas intéressant. Cependant, il est possible de générer un stimulus biphasé avec une charge nette proche de

zéro. Cette forme d'onde ne garantit pas que les réactions électrochimiques irréversibles à l'interface, entre les électrodes et l'électrolyte, ne seront pas générées [BRUMMER et coll. 1983]. L'onde périodique doit avoir une partie négative et positive qui ont une charge nette nulle.

Considérant le modèle électrique de l'actionneur, une fréquence minimum est nécessaire pour éliminer l'électrolyse de l'eau. Il serait possible de déterminer cette fréquence à l'aide d'une courbe d'hystérésis, considérant que l'électrolyse diminue l'efficacité thermodynamique et consomme de la puissance.

La figure 4.22 montre trois courbes d'hystérésis pour les fréquences de 10 Hz, 30 Hz et 180 Hz. L'amplitude du signal sinusoïdale appliquée au système est de 5 V_{pp}. Pour lire le courant crête-à-crête, il faut diviser ΔY par 100 puisque cette mesure a été effectuée avec un amplificateur transimpédance d'un gain de 100. L'électrolyse de l'eau est observée par la forme concave à chaque extrémité de l'hystérésis. Cette figure montre qu'une augmentation de la fréquence diminue les pertes dues à la consommation de puissance.

Une étude pourrait être réalisée pour caractériser les réactions mécaniques lors d'une stimulation avec une source de courant au lieu d'une source de tension. L'utilisation d'une source de courant permettrait de contrôler la quantité de charges injectées en variant l'amplitude et/ou la largeur de l'impulsion. D'ailleurs, la densité de charges maximales pouvant être injectée est en fonction de la surface des électrodes.

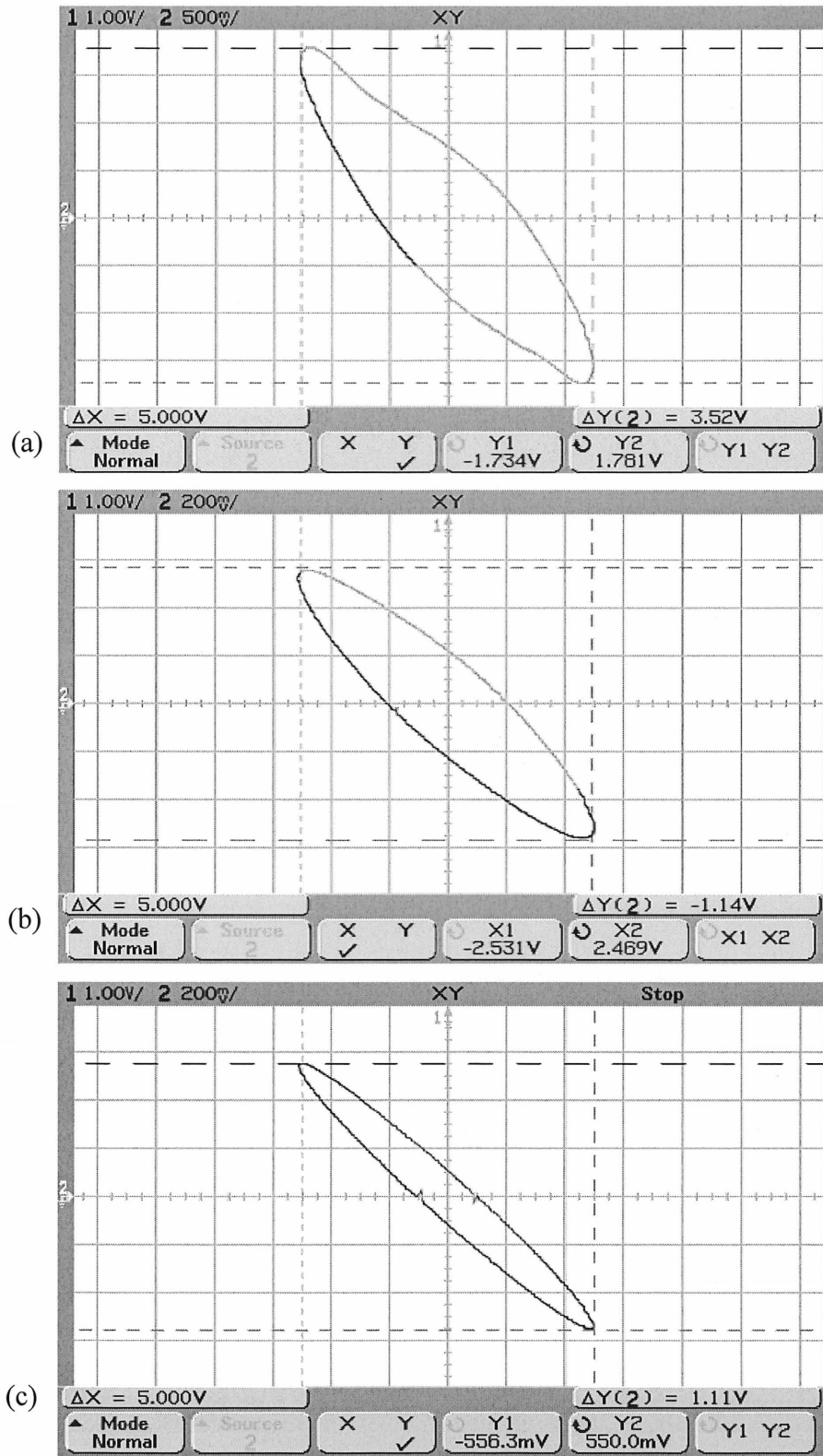


Figure 4.22 Courbes d'hystérésis (a) de 10 Hz, (b) de 30 Hz et (c) de 180 Hz

4.3.2. Modélisation électrique

La courbe décrite par le courant suite à une entrée à l'échelon en tension peut être expliquée par un circuit $RC//R$ [BAO et coll. 2002]. Le circuit équivalent possède une capacité réelle C qui doit être fixée approximativement selon la théorie de la double couche capacitive et des effets faradiques. Ce circuit inclut aussi trois types de résistances : une résistance ohmique r_2 (déplacement des cations), deux résistances de l'électrolyte $r_{0/2}$ et deux résistances faradiques hyperboliques ou exponentiels $r_{1/2}$ (figure 4.23). Les pôles modélisés par l'impédance de Warburg et les pseudo éléments ne sont pas considérés. Le circuit est évidemment symétrique puisque la source de tension alimente la même impédance sur chaque électrode. Donc, les résistances $r_{0/2}$ et $r_{1/2}$ sont modélisées par leur double, soient r_0 et r_1 .

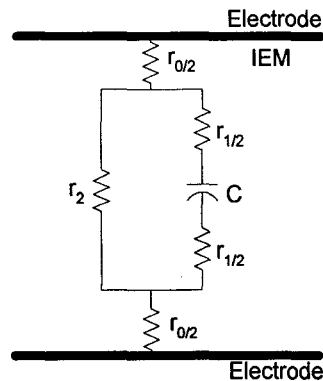


Figure 4.23 Modélisation électrique avec des composantes RC du IPMC

Il est donc possible d'évaluer les valeurs des composantes à l'aide de l'équation (4.8), lorsque $v(t)$ est une constante, et de la figure 4.17. Les analyses effectuées considèrent que l'impédance de sortie r_{DS} , d'environ un ohm, du pont en H est négligeable par rapport aux composantes faradiques et ohmiques du IPMC. Cette impédance est donc exclue des calculs et de l'analyse, autrement cette impédance s'ajoute à $r_{0/2}$ du modèle.

Les coefficients $a(1)$, $a(2)$ et $a(3)$ sont déterminés par une résolution de l'équation à l'aide des moindres carrés (figure 4.24). Pour mesurer les effets capacitif et faradique, il est nécessaire d'utiliser une entrée supérieure à la tension de décomposition. Donc, une onde carrée de 0-3V est utilisée.

$$i(t) = [a(3) - a(1)a(2)]e^{-a(2)t}v(t) + a(1)v(t)$$

$$a(1) = \frac{1}{r_0 + r_1 // r_2}$$

$$a(2) = \frac{1}{RC}$$

$$a(3) = \frac{a(2)}{r_2 + r_0}$$

$$R = \frac{r_1 r_2 + r_0 r_1 + r_0 r_2}{r_2 + r_0}$$
(4.8)

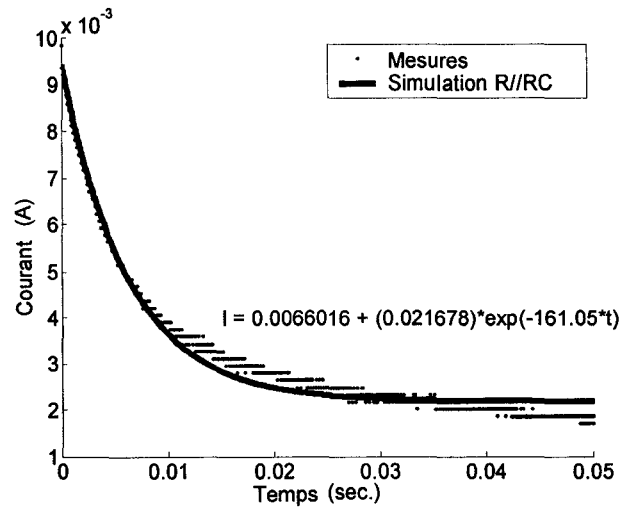


Figure 4.24 Ajustement des coefficients sur la courbe expérimentale

L'évaluation exacte de chaque valeur des composantes est une tâche plutôt impossible puisque les valeurs varient en fonction de la tension et du temps. Cependant, en fixant la capacité à 1 μF , il est possible de trouver des combinaisons vraisemblables. Une comparaison de ces combinaisons en fonction de la tension d'excitation est présentée au tableau 4.4. Ce tableau démontre bien que sous le seuil de décomposition, le courant faradique parcouru dans les résistances r_2 et r_0 est très limité et même négligeable. Il est aussi intéressant de noter que la valeur de R ne change pas significativement en fonction de la tension. Un problème se pose cependant : la fréquence de coupure calculée avec les valeurs de RC est proche de 25 Hz,

contrairement à 40 Hz avec l'analyse fréquentielle. Ceci peut s'expliquer par le fait que les valeurs changent en fonction de la fréquence d'excitation et du temps.

TABLEAU 4.4 COMPARAISON DES COMPOSANTES EN FONCTION DE LA TENSION D'EXCITATION

Tension (V)	$r_1 + r_2$ (Ω)	$r_0 + r_2$ (Ω)	R (Ω)
1	5492	6102	6256
2	6094	268	6187
3	6085	149	6210

4.3.3. Analyse des déplacements mécaniques

L'analyse qui a été réalisée jusqu'ici ne permet pas de contrôler le IPMC avec la technologie CMOS. En effet, le microcontrôleur d'architecture RISC ne supporte pas plusieurs tensions à la sortie du port parallèle. Par ailleurs, l'ajout d'un convertisseur numérique/analogique (D/A) est une solution encombrante. Puisque l'actionneur peut être modélisé par une série de capacités et une série de résistances, l'utilisation de la modulation par la largeur d'impulsion (PWM) pourrait être utilisée pour ajuster le niveau de la tension efficace. Donc, le contrôle de l'angle de courbure serait envisageable.

Cependant, il faut vérifier s'il existe une certaine dépendance statistique ou corrélation entre la durée de l'impulsion de la PWM et le déplacement du IPMC. Le laser vibromètre à balayage ne peut pas mesurer directement le déplacement puisqu'il analyse la dynamique des structures. Donc, il faut étudier le comportement dynamique, c'est-à-dire la vitesse de déplacement du bout libre dans une configuration encasturé-libre du IPMC, en fonction du rapport de cycle (*duty cycle*) de la PWM. Le générateur de fonctions, fourni avec le laser vibromètre, nécessite la programmation du signal désiré. Pour les expérimentations, le IPMC est alimenté périodiquement sur chacune de ses électrodes. Ce signal périodique fait vibrer la structure dans deux degrés de liberté. Ceci implique la génération d'un signal périodique normalisé (figure 4.25). L'ajustement des paramètres (la fréquence du signal et la tension continue) sur le signal normalisé permet d'obtenir les signaux d'excitations pour les expérimentations. Le signal est ajusté à une valeur de $6 V_{pp}$ pour deux fréquences : 10 et 20 Hz.

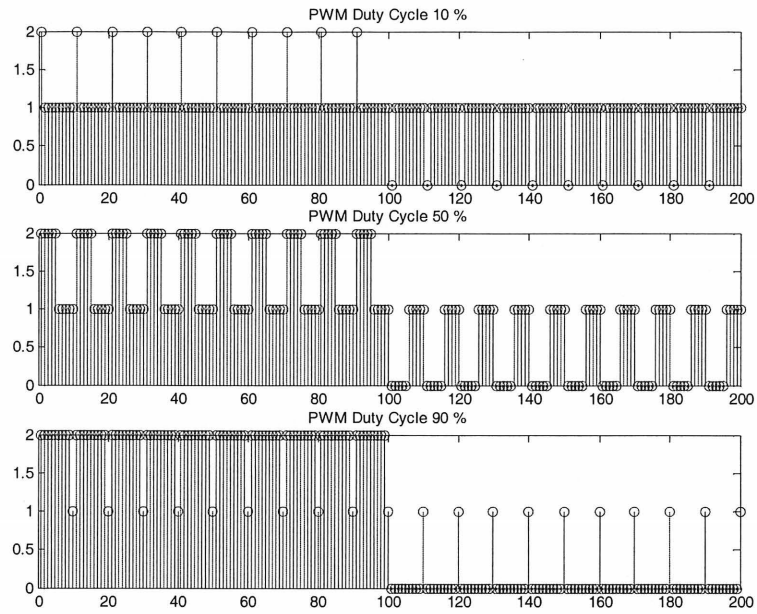


Figure 4.25 Signaux normalisés de la PWM pour le générateur de fonctions

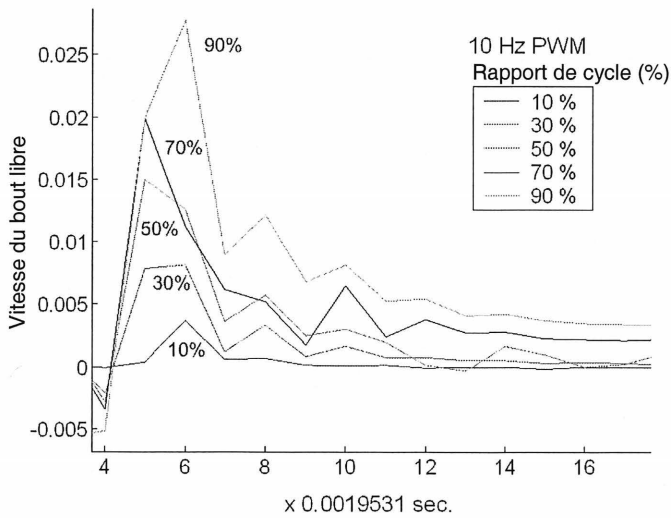


Figure 4.26 Vitesse de déplacement du bout libre en fonction du rapport de cycle de la PWM à une fréquence de 10 Hz

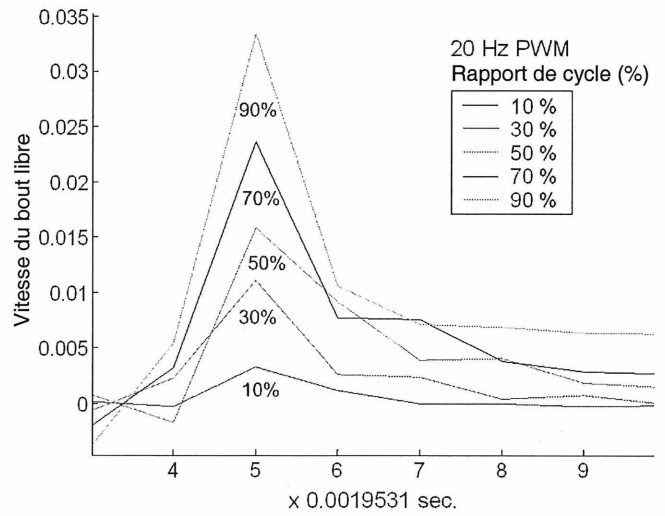


Figure 4.27 Vitesse de déplacement du bout libre en fonction du rapport de cycle de la PWM à une fréquence de 20 Hz

La figure 4.26 et la figure 4.27 montrent la vitesse de déplacement du bout libre de la micropatte pour les rapports de cycle impairs avec les fréquences de 10 et de 20 Hz. L'analyse qui suit démontre le degré de corrélation entre la vitesse de déplacement maximum moyen et le rapport de cycle de la PWM.

Le calcul du coefficient de corrélation r permet d'obtenir une estimation du degré de corrélation entre deux variables aléatoires d'une même population. Il faut vérifier que la valeur obtenue pour r ne diffère pas significativement de 0, indiquant vraisemblablement l'absence de corrélation linéaire entre les variables observées. Les hypothèses statistiques sont $H_0 : \rho = 0$ (absence de corrélation linéaire) et $H_1 : \rho > 0$ (présence d'une corrélation linéaire positive) avec un seuil de signification de 0.05 et une population supérieure à 3 (dans notre cas 10) [BAILLARGEON 1990]. La statistique qui convient est R (selon la distribution du coefficient de corrélation R où $E(R) = \rho$). D'après H_0 , la quantité de l'écart réduit T est distribuée selon la loi de Student (cas bilatéral) avec 8 degrés de liberté. Au seuil de signification 0.05, la valeur critique du coefficient de corrélation est 0.549. La valeur critique de T est calculée par (4.9).

$$t_{\alpha/2; n-2} = \frac{r_c \sqrt{n-2}}{1-r_c^2} = 1.8578 \quad (4.9)$$

On rejette H_0 et on favorise H_1 si $T > 1.8578$. L'écart réduit T est calculé avec (4.10).

$$T = \frac{R \sqrt{n-2}}{1-R^2} \approx 20 \quad (4.10)$$

Il y a donc une corrélation positive significative entre le rapport de cycle de la PWM et la vitesse de déplacement pour l'analyse effectuée à 10 et à 20 Hz. Cette conclusion permet de déterminer une droite de régression linéaire qui établit une relation fonctionnelle (figure 4.28).

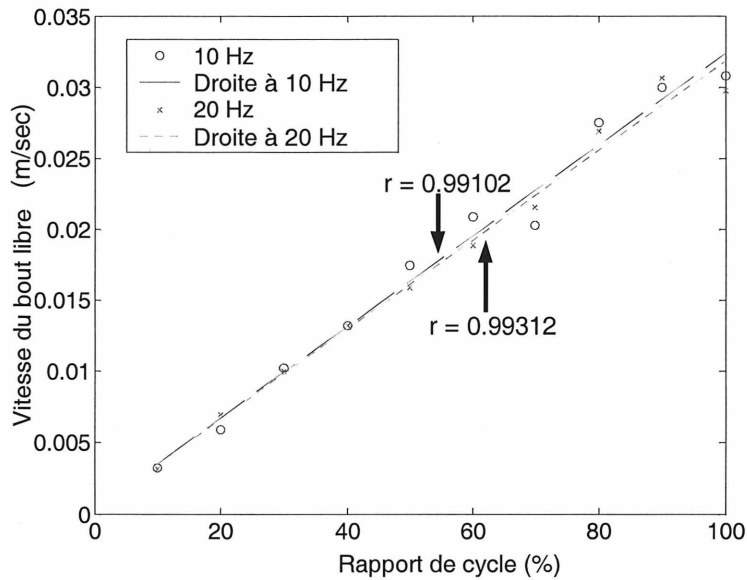


Figure 4.28 Vitesse maximum moyenne du bout libre de la patte en fonction du rapport de cycle de la PWM pour 10 et 20 Hz

L'algorithme choisi pour calculer cette relation est la droite des moindres carrés : celle qui permet de rendre minimum la somme des carrés des écarts des valeurs observées y_i est donnée par l'équation (4.11).

$$\min(S) = \min \sum_{i=1}^n e_i^2, e = y_i - \bar{y}_i \quad (4.11)$$

Il est possible de déterminer l'ampleur de la variabilité en décomposant la variation qui existe dans les données correspondantes à la variable dépendante Y en deux sources de variation : explicative et résiduelle. L'écart total est donc la somme de l'écart expliqué et de l'écart inexpliqué par la droite. La proportion de la variation totale dans la variable dépendante qui est expliquée par la droite de régression est donnée par le coefficient de détermination r^2 , qui est un indice de la qualité de l'ajustement de la droite aux points expérimentaux. Il varie entre 0 (aucun ajustement linéaire) et 1 (ajustement linéaire parfait) [BAILLARGEON 1990].

Puisque la valeur de r^2 est élevée, on peut considérer que l'ajustement de la droite aux points expérimentaux est de bonne qualité. Il est évident que cette étude ne peut pas démontrer de

cause à effet entre les deux variables. Mais, les comportements mécaniques et physiques prévisibles de l'actionneur permettent de valider qu'il y a bien un lien de cause à effet entre les deux variables indépendantes : les variations d'une variable entraînent les variations de l'autre sans qu'il y ait une attribution quelconque d'une variation d'une cause commune extérieure aux deux variables.

4.3.4. Analyse fréquentielle des déplacements

À partir de ces résultats, il est possible d'investiguer davantage les propriétés de l'actionneur. Une structure de ce type possède des modes de résonances particuliers pouvant être utilisés dans la propulsion du robot. Il a été démontré que les dimensions de l'actionneur font varier sa fréquence naturelle : la fréquence naturelle de l'actionneur diminue lorsque sa longueur augmente de manière similaire à une poutre en porte-à-faux (*cantilever beam*) [MALLAVARAPU et coll. 2001].

Une analyse modale a été effectuée avec le laser vibromètre utilisant une tension d'excitation pseudo aléatoire (bruit blanc gaussien) de $6V_{pp}$ (figure 4.29). Cette analyse permet de trouver le premier mode de vibration à une fréquence F_{r1} de 180 Hz approximativement pour une micropatte d'une longueur de 4 mm. Cette fréquence tient compte du couplage entre le fluide lourd et la structure. Une simulation numérique permet de trouver une fréquence très près de celle trouvée avec le laser. Aussi, il est curieux de comparer la fréquence de coupure du courant par rapport à la tension (entre 40 et 50 Hz) avec la fréquence maximum F_{max} d'environ 48 Hz.

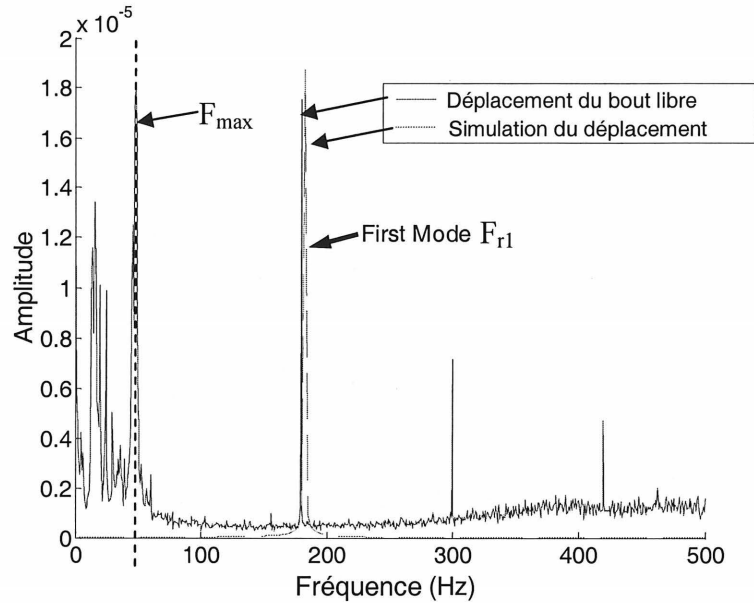


Figure 4.29 Réponse modale fréquentielle de la micropatte avec la FFT

4.4. Procédé de fabrication du microrobot

Le but de cette section est de trouver un moyen d'incorporer les actionneurs tubulaires ou en fibres à la structure du robot. Deux méthodes peuvent être envisagées. La première méthode consiste à fabriquer les micropattes selon celle proposée dans ce chapitre et d'insérer les micropattes au corps du robot. La difficulté de cette méthode est de coller la patte sur le corps du BMR sans sécher le IPMC au contact de l'air. Une solution simple serait de trouver une colle qui durcit au UV dans l'eau.

La seconde méthode est d'introduire le corps du microrobot lors du placage des micropattes. Les pattes peuvent être introduites dans des trous de 10 mils sur le corps du BMR. La dilatation du Nafion dans l'eau va permettre leur maintien dans les trous. Il faut donc placer les liens électriques sur le corps avant la fabrication. Ceci cause un problème majeur, puisque l'or et l'argent décollent de la céramique dans le HCl utilisé pour plaquer les électrodes. Il faut donc recouvrir la surface du corps pour protéger les liens électriques. La figure 4.30 montre le résultat de placage par cette méthode. L'époxy n'a pas résisté à l'attaque chimique du procédé de placage. Pour cette expérience, de l'époxy d'argent a été utilisé pour faire les contacts entre

les électrodes du IPMC et le corps du robot. Le procédé de fabrication de cette structure est le suivant :

- coupe de la membrane de Nafion pour réaliser une section de $200\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$;
- nettoyage de la céramique et des fibres de Nafion dans un bain ultrasonique d'eau et d'acétone;
- fabrication des trous de 10 mils pour insérer les micropattes;
- insertion des micropattes dans les trous;
- déposition de l'époxy d'argent sur la céramique avec une seringue pour faire les contacts électriques;
- cuisson de 30 minutes dans un four à 100°C ;
- déposition de l'époxy sur la surface entière du corps du robot;
- séchage du montage dans une cloche à vide pour éliminer les bulles d'air;
- placage des fibres de Nafion avec le corps du robot.

La cuisson du Nafion pourrait endommager sa structure et modifier ses propriétés physiques.

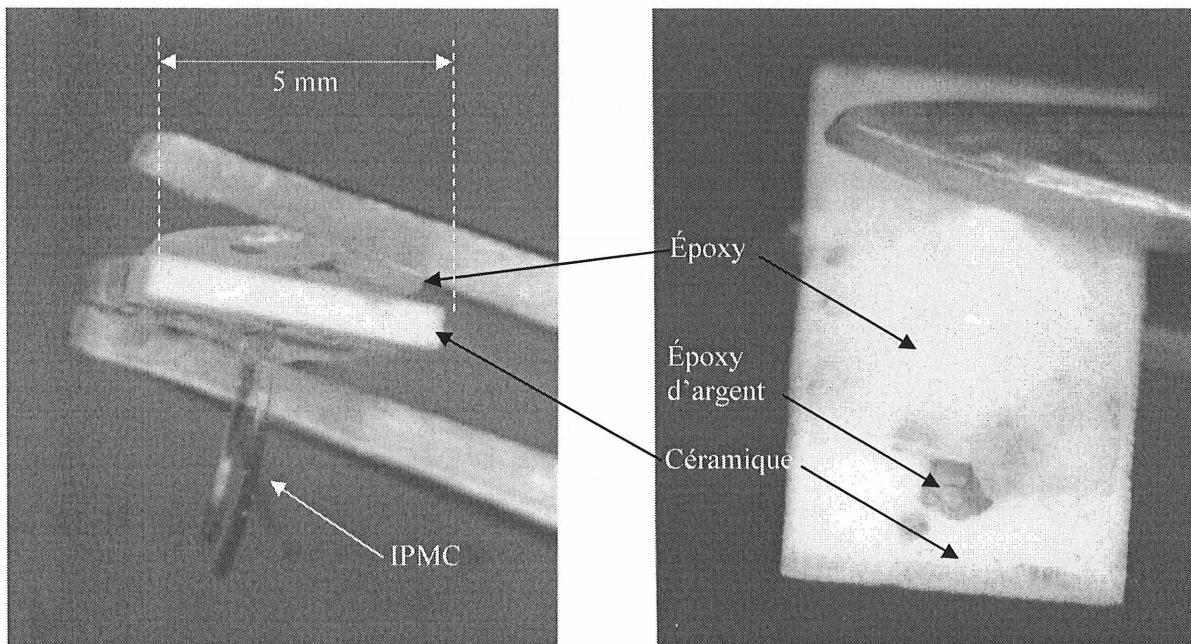


Figure 4.30 Images du BMR fabriqué avec une base de céramique et un recouvrement d'époxy

Il serait évidemment possible de trouver un matériau qui résiste au procédé de placage, comme le Teflon. La difficulté est de trouver un moyen de le déposer de façon étanche pour protéger les contacts électriques. Si cette option est envisagée, il faut faire attention à la manière dont les électrodes du IPMC seront découpées en quatre sections.

Le corps du robot peut être réalisé avec plusieurs types de matériaux. Le premier, discuté plus tôt est la céramique. La céramique offre plusieurs avantages en ce qui concerne sa manipulation et la réalisation des liens électriques. Cependant, la fabrication des trous pour les pattes nécessite un laser de microfabrication spécialisé. L'autre possibilité est de réaliser le corps avec des couches de membranes de Nafion. Dans ce cas, la réalisation des trous peut se faire avec une mèche standard. Ceci simplifie grandement la réalisation du robot. Le problème est de coller les différentes couches. Loctite offre une gamme de colle utilisée dans le domaine médical pour adhérer des ionomères, on note, entre autres, la Prism4011 et la 3311 qui est aussi utilisée pour coller du Teflon. Dans ce cas, la colle peut être séchée à l'air ambiant. Aussi, pour assurer l'adhérence de l'actionneur et des couches de Nafion, du Nafion liquide pourrait être déposé entre chaque surface par thermoformage [KIM et coll. 2002]. Des trous rectangulaires peuvent être réalisés dans les premières couches de Nafion pour y insérer le microcontrôleur. Les autres couches inférieures serviraient au support des micropattes (figure 4.28). D'un autre côté, la réalisation des liens électriques provenant du microcontrôleur pour alimenter les micropattes est plus complexe :

- placage du corps du robot;
- séparation des liens électriques avec un laser sur la surface du Nafion;
- perçage des trous pour les pattes;
- insertion des pattes et
- ajout d'un conducteur de céramique d'argent entre l'électrode de la patte et les liens électriques sur le robot.

Par la suite, le circuit intégré et le système d'alimentation peuvent être déposés sur la céramique ou les couches de Nafion qui servent de support. Cette méthode est avantageuse

puisque le circuit intégré est protégé par une couche de polymère et de platine. De plus, seul du platine est en contact direct avec les organes ou les cellules du corps humain.

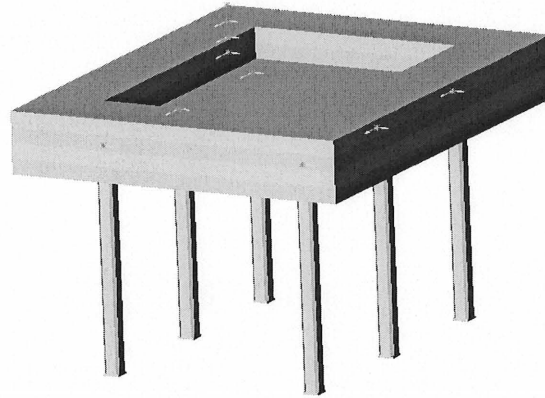


Figure 4.31 Schéma du BMR incluant le corps et les pattes

Jusqu'à maintenant, les pattes sont placées sur le corps du robot dans une configuration angulaire, soit à 90° , comme sur la figure 4.31. Il est aussi possible de faciliter la pose des pattes dans une configuration planaire. Évidemment, la position des liens électriques pour alimenter les micropattes doit se réaliser tout autrement. D'abord, les couches de Nafion peuvent être disposées de manière à ce que les pattes soient juxtaposées au microcontrôleur. Dans ce cas, des fils électriques libres peuvent servir de liens électriques. Cette méthode est avantageuse pour la simplicité de la réalisation des contacts. Il faut cependant introduire, dans le procédé de fabrication du IPMC, une méthode pour adhérer les fils aux électrodes du IPMC. Ceci peut se réaliser par différents moyens. Le premier consiste à utiliser le placage par électrolyse pour souder les fils sur chaque surface du IPMC suite à un placage par imprégnation-réduction (IR). Le support réalisé dans cette recherche peut aider à la déposition des fils sur le IPMC. Dans ce cas, il faut des fils de platine. L'autre moyen serait de coller, avec une colle conductrice à base d'argent, les quatre fils sur chacune des surfaces de l'actionneur avant de plaquer.

4.5. Conclusion

La fabrication des micropattes est un défi important puisqu'elle nécessite des manipulations microscopiques et un appareillage spécifique. Aussi, une défaillance dans la procédure et de mauvaises manipulations peuvent endommager la surface de l'actionneur. En effet, la distribution des particules de métal déposées sur la membrane est très sensible aux conditions de traitement, d'imprégnation et de réduction. Les dimensions des micropattes, selon le nouveau procédé élaboré dans ce chapitre, permettent de réaliser un microrobot d'une dimension millimétrique. Aussi, la configuration des électrodes confère à l'actionneur 2.5 degrés de libertés. Ainsi, un robot hexapode aurait 15 degrés de liberté.

La première partie du chapitre est consacrée au procédé de fabrication du IPMC tubulaire et en fibres. Cette fabrication nécessite la réalisation d'un support avec des caractéristiques très spécifiques pour la réalisation d'une micropatte. Ce support permet également d'utiliser un laser pour découper les électrodes à la surface du IPMC. Par la suite, plusieurs propriétés physiques de l'actionneur sont déterminées. Pour mesurer adéquatement ces caractéristiques, un montage très particulier est réalisé. Entre autres, il est possible de démontrer, hors de tout doute, avec un laser vibromètre, qu'il existe bien une relation linéaire entre le taux de déplacement du IPMC et le rapport de cycle de la PWM, ce qui confirme une hypothèse de départ. Il est également possible de mesurer la fréquence de résonance couplée avec un fluide lourd. Aussi, la fréquence minimum pour éliminer l'électrolyse de l'eau lorsque la tension est supérieure à celle du potentiel de décomposition a été étudiée. Finalement, la dernière partie porte sur les différentes options concernant l'assemblage des micropattes sur le corps du microrobot.

Les preuves de linéarité entre le taux de déplacement du IPMC et le rapport de cycle de la PWM est une relation qui est très importante pour diriger le BMR dans toutes les directions. De plus, les caractéristiques électromécaniques déterminées dans ce chapitre permettent d'élaborer un moyen de contrôle de chacune des micropattes. En effet, la puissance consommée et le nombre de degré de libertés par pattes sont deux des nombreuses particularités limitatives à observer lors de la conception d'un système de contrôle autonome.

CHAPITRE 5

SYSTÈME DE CONTRÔLE POUR LA PROPULSION

Les pattes d'un insecte ont plusieurs degrés de liberté pour déplacer leur corps dans toutes les directions possibles. La fabrication de ces pattes, dans les dimensions similaires à celles des insectes, est un défi important. Les IPMC ont permis de réaliser cette tâche selon un procédé de fabrication bien défini. Cependant, les similitudes se limitent rapidement au niveau mécanique. Le contrôle des pattes doit donc s'adapter selon les caractéristiques de la micropatte développée.

Ce chapitre présente un moyen de contrôler les six micropattes du BioMicroRobot selon certaines caractéristiques utilisées par les insectes. La stabilité du BMR en mouvement dépend de cet algorithme. Une astuce très particulière est développée et expliquée pour permettre au BMR de se diriger dans toutes les directions selon les contraintes des actionneurs et du port parallèle de huit bits du microcontrôleur.

Dans cet ordre d'idée, la première partie du chapitre est consacrée à l'étude de la dynamique lors de la démarche de l'insecte. Cette étude met en évidence les principaux paramètres à considérer pour actionner la micropatte. Entre autres, les types de locomotions sont couverts. Le choix du type de locomotion est important puisqu'il dépend de la vitesse de l'insecte et des contraintes électriques du microcontrôleur. L'analyse du mouvement de la patte et du mouvement d'un insecte à six pattes, comme les fourmis, dirige la conception du système de contrôle. Il est aussi nécessaire de comprendre le fonctionnement physiologique de la locomotion dans le système nerveux central pour obtenir un algorithme robuste et adaptatif.

5.1. Système de locomotion

Jusqu'à maintenant, plusieurs études ont démontré les effets du système de contrôle centralisé et décentralisé impliqués dans la locomotion. Les résultats expérimentaux de la combinaison comportementale et électrophysiologique ont démontré que la locomotion est le résultat des deux mécanismes : centralisé et décentralisé [WINTER 2000]. Ceci implique que chaque patte possède des éléments sensitifs et qu'elle peut se contrôler indépendamment. Cependant, le microcontrôleur d'architecture RISC utilisé pour ce projet est conçu avec un seul port parallèle de huit bits [JARRY et coll. 2003]. Cette contrainte interne limite l'utilisation du système décentralisé. En fait, le contrôle de la locomotion décentralisé nécessiterait 24 bits de sortie sur un port parallèle, soit quatre électrodes pour les six pattes en excluant un système sensitif de réflexe. Donc, l'algorithme présenté dans ce chapitre se base essentiellement sur le système central. Avec un tel bus de sortie, une architecture en réseau de neurones complexe appelée *Walknet*, un réseau inspiré de la biologie pour contrôler la démarche à six pattes, peut être utilisée avec une approche non-linéaire [CRUSE et coll. 1998, ARENA et coll. 2002a]. La commande centrale, qui est développée dans cette recherche, prend la coordination en main avec une plus grande stéréotypie et une plus faible adaptabilité.

5.1.1. Central-Pattern Generator (CPG)

Le réseau de neurones peut être divisé en deux classes fonctionnelles : le réseau de filtration et le réseau de génération de patrons. Le réseau de filtrage est un réseau de reconnaissance de formes ou de patrons de formes. À l'opposé, le réseau de génération génère des sorties avec des neurones moteurs. Si deux neurones ou deux populations de neurones s'inhibent mutuellement, le patron de sortie est une alternation de leur activité : la fatigue d'un neurone permet à l'autre de s'activer. La figure 5.1 montre ce réseau réciproque inhibiteur formé de deux neurones en (a) et d'un groupe de neurones en (b). La fonction des impulsions provenant des neurones moteurs est de maintenir un niveau suffisant d'excitation dans les muscles. La force des contractions varie en fonction de la fréquence des impulsions nerveuses. Les réflexes, basés sur des récepteurs et des propriocepteurs internes, sont des signaux d'entrées

du générateur de patron qui permettent la régulation du système de contrôle. La vision, un extérocepteur, est un réseau de reconnaissance de formes qui affecte le système de génération de patron. Dans ce système, les réflexes permettent d'adapter la génération de patron à l'environnement et la vision permet de suivre une orientation particulière par des mouvements délibérés [WILSON 1972].

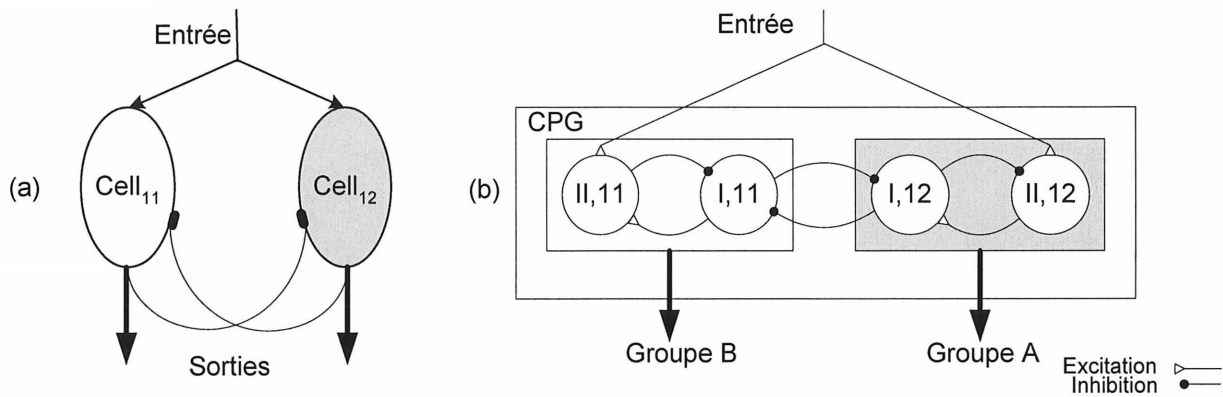


Figure 5.1 Réseau réciproque inhibiteur pour (a) deux neurones et pour (b) un groupe de neurones

Le contrôle de la démarche pour la génération du rythme des pas ne nécessite pas d'entrée sensorielle comme les réflexes. Le rythme de base est généré dans le système nerveux central (*Central Nervous System* ou CNS) et il est modifié par les perceptions de l'environnement [PEARSON 1976].

Le système nerveux central doit produire un patron spécifique pour que les neurones moteurs puissent produire des trains d'impulsions lors d'un mouvement de coordination. L'hypothèse centrale propose qu'il y ait un générateur de patrons neuronaux (*Central-Pattern Generator* ou CPG) à l'intérieur du CNS qui permet de produire un programme moteur de base. Il est difficile de formuler des généralisations sur le CPG au niveau de son organisation et de ses fonctionnalités considérant sa complexité. Cependant, certains principes, qui sont à l'origine de cette hypothèse, peuvent être formulés :

1. le CPG est activé par des neurones de commande (*Command Neurones* ou CN);

2. le CPG est composé de centres de contrôle locaux formés en sous-réseaux neuronaux (*Local Pattern Generating Neurons* ou LPGN);
3. chaque centre peut communiquer des signaux dérivés à d'autres centres;
4. les neurones de commandes peuvent agir comme les centres de contrôle;
5. il y a des neurones moteurs à l'intérieur de ces centres qui coordonnent la synergie musculaire et qui génèrent les signaux de référence (*timing signal*) et les trains d'impulsions (neurones flexeurs et extenseurs);
6. les neurones moteurs sont subdivisés en unités génératrices d'impulsions;
7. la majorité des interconnexions entre les neurones dans le CPG sont inhibitrices.

Dans la plupart des systèmes moteurs, le centre de contrôle est un regroupement d'interneurones qui activent les neurones moteurs synaptiquement. Le CNS doit coordonner les activités des différents centres locaux pour synchroniser les différentes parties du corps [STEIN 1978, PEARSON 1993].

La figure 5.1(b) est une version simplifiée d'un CPG pour le contrôle d'un robot hexapode avec un patron de type tripode [ARENA et coll. 2002b]. Les impulsions nerveuses peuvent être modélisées par des équations différentielles partielles non-linéaires de type Réaction-Diffusion (RD-PDE) qui peuvent être générées avec un réseau neurone cellulaire (*Cellular Neural Networks* ou CNN) produisant une onde automatique (*autowave*). La capacité du CNN à générer des plateaux de potentiels stables ou des oscillations permet de reproduire le rythme dans la locomotion et permet de générer une transition entre différents types de patrons comme la marche, la course ou la nage. En considérant l'aspect biologique de la locomotion, le RD-CNN (*Reaction-Diffusion CNN*) est construit en deux parties : la première génère une onde automatique et l'autre est responsable de fournir un patron de locomotion stable avec la configuration de Turing [ARENA et coll. 1999]. Une approche à multiniveaux (*Multi-Template Approach* ou MTA), qui est une extension du modèle utilisé avec le RD-CNN, peut être abordée pour le contrôle distribué des pattes. L'implémentation est basée sur le principe que le même groupe de neurones peut être réorganisé en modifiant les liens synaptiques [ARENA et coll. 2001].

5.1.2. Dynamique de la démarche tripode

La démarche d'un insecte dépend de sa vitesse de déplacement. La démarche tripode est la plus rapide. La transition entre chaque démarche est graduelle et elle est reliée au temps d'appuie d'une patte sur le sol par rapport aux autres. Le mouvement cyclique d'une patte peut être séparé en deux parties (figure 5.3) : la phase d'appuie (*Power Stroke* ou PS) qui propulse l'insecte et la phase de balancement (*Return Stroke* ou RS). Le patron de la démarche est représenté par la figure 5.2. Les barres horizontales blanches indiquent le temps où les pattes sont dans la phase de balancement et les noirs indiquent la période d'appuie. Le patron de Turing en (a) permet de déterminer la posture et le nombre de pattes sur le sol alors que la génération de l'onde automatique détermine la durée de chaque phase. Les deux types de muscles antagonistes qui permettent ce mouvement sont les flexeurs et les extenseurs. Les réflexes ont deux différentes fonctions dans le contrôle du cycle de la démarche. La première est de changer la phase (phase d'appuie ou de balancement) et la seconde est de modifier la commande dans la même phase [PEARSON 1976, ARENA et coll. 1999].

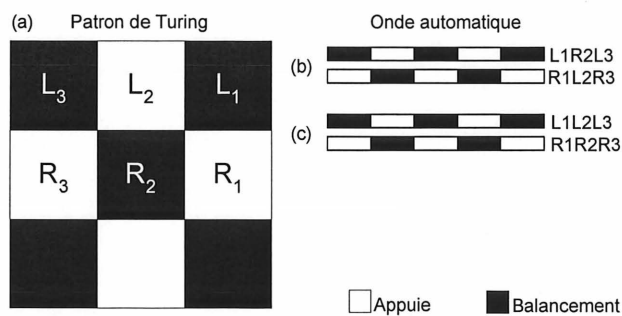


Figure 5.2 Différentes démarches

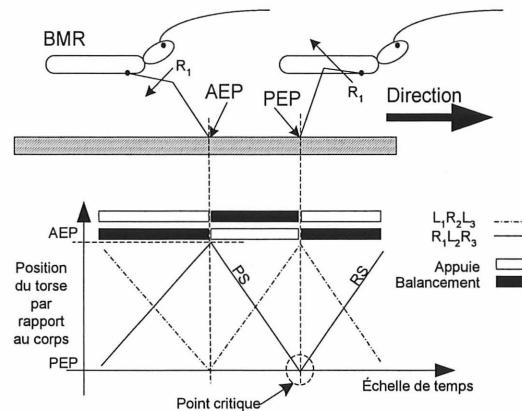


Figure 5.3 Mouvement cyclique de la démarche tripode

Le point de transition antérieure (la transition du balancement à l'appuie) est nommé la position extrême antérieure (*Anterior Extreme Position* ou AEP) et le point de transition postérieure est la position extrême postérieure (*Posterior Extreme Position* ou PEP). Chez les insectes, le mouvement de la patte durant le PS et le RS est contrôlé par au moins un servo-

système qui utilise une rétroaction négative. Le servosystème régule un paramètre correspondant à la vitesse de la patte. Certains résultats expérimentaux ont démontré que le point le plus critique est la transition entre le PS et le RS, soit le PEP. Ainsi, la position de la patte et le contact du sol sont des paramètres critiques. Ces paramètres permettent de choisir la phase entre le balancement et l'appuie [CRUSE 1990, CRUSE et coll. 1998].

Le premier élément à considérer lors du développement d'un algorithme de contrôle de la locomotion est la stabilité de la démarche lors du mouvement. L'étude de la stabilité dynamique et statique d'un insecte coureur à six pattes démontre que le centre de masse doit rester dans le triangle formé par les trois pattes qui sont appuyées sur le sol (figure 5.4). L'instabilité augmente lorsque le centre de masse s'approche de l'une des arêtes du triangle. La marge de stabilité est donc définie par la distance minimum (d_1 , d_2 et d_3) entre le centre de masse et l'une des arêtes. Le facteur d'utilisation ou le rapport de cycle (*duty cycle*) est défini par la fraction du temps où la patte est en contact avec le sol dans une enjambée ou une période. Ce facteur d'utilisation décroît avec une augmentation de la vitesse de l'insecte. De plus, il est différent pour chaque patte. En effet, il est plus court pour les pattes de devant puisque ces pattes sont plus courtes chez les insectes arthropodes comme la blatte [TING et coll. 1994].

La stabilité du corps de l'insecte est maintenue à toutes les phases du cycle de la locomotion lorsque le centre de masse est dans le polygone formé par les pattes qui supportent le corps de l'insecte et s'il y a toujours trois pattes sur le sol. Le nombre de pattes qui le supporte et l'ordre dans lequel les pattes sont levées du sol dépend de la vitesse de déplacement. Malgré les différents moyens que l'insecte adoptent pour se déplacer, tous les patrons du mouvement respectent deux règles : aucune patte avant ou du milieu n'est soulevée du sol tant que la patte de derrière n'a pas pris sa position de support et chaque jambe alterne avec le membre controlatéral sur le même segment. Si le temps occupé pour le transfert de poids d'un groupe de pattes à un autre est très court, la corrélation entre le nombre de pattes de support et le temps relatif de la rétraction (R) à la protraction (P) est simple. La somme de R et P est le nombre de pattes et $R/P = C$, soit le cycle de répétition des mouvements de rétraction et de protraction. Si le ratio R/P est unitaire, il y a toujours trois pattes sur le sol et il y a toujours un

support triangulaire. Les trois membres se déplacent de manière synchrone (figure 5.5). Donc, une accélération de l'insecte produit une transition dans le type de démarche, par exemple de quadripode à tripode, ce qui réduit la stabilité de l'insecte puisque la démarche tripode est généralement moins stable que le quadripode [GRAY 1968].

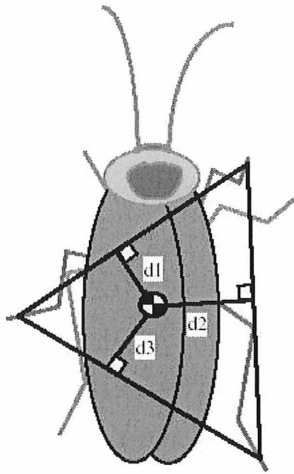


Figure 5.4 Centre de masse par rapport aux pattes sur le sol

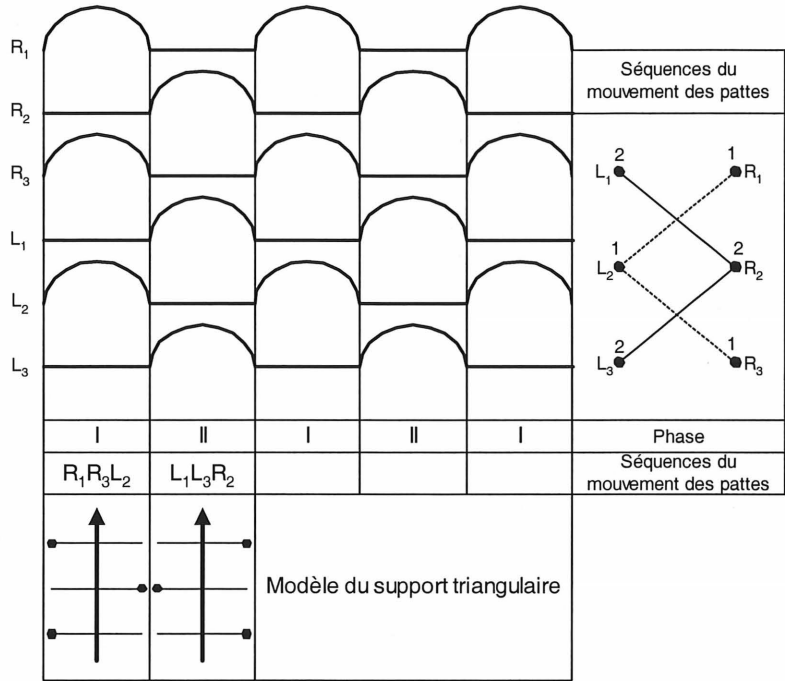


Figure 5.5 Rapport Rétraction/Protaction de 1

Le deuxième élément à considérer lors de la conception de l'actionneur est la possibilité de faire tourner le robot. En effet, la manœuvrabilité du robot dans un milieu restreint est importante. Les pattes peuvent être séparées en trois groupes : les deux pattes avant nommées prothoraciques, les pattes du milieu nommées mésothoraciques, et les pattes arrières nommées metathoraciques. Les pattes avant peuvent produire des forces perpendiculaires (93°) à la direction de l'insecte alors que les pattes du milieu et de derrière produisent des forces parallèles et en angles aigus. Seules les pattes de derrière sont responsables de l'accélération de l'insecte, mais elles peuvent toutes contribuer à un virage. Deux stratégies principales pour tourner ont été proposées pour les insectes : par l'augmentation de la fréquence ou l'augmentation de la longueur des pas d'une patte d'un côté seulement du corps par rapport à l'autre. Dans certains cas, la longueur du pas peut être nulle et la patte est donc utilisée comme

un pivot. Dans d'autres cas, le pas peut être dirigé dans le sens opposé pour effectuer des virages serrés. Cependant, la cinématique de la démarche en ligne droite est similaire à celle d'un virage. En effet, la fréquence des enjambées, la phase des enjambées et le facteur d'utilisation utilisés dans un virage sont similaires à ceux utilisés pour un déplacement en ligne droite [JINDRICH et coll. 1999].

5.2. Algorithme de contrôle bio-inspiré

Il a été démontré que les propriétés mécaniques du IPMC peuvent être utilisées pour actionner le BioMicroRobot comme un insecte. Évidemment, plusieurs aspects mécaniques limitent les similitudes entre le BMR et les insectes. En effet, la distribution des électrodes sur les micropattes leur attribue 2.5 degrés de liberté (DOF), ce qui confère au BMR 15 DOF, contrairement à un insecte qui en a plus de 18. La démarche d'un insecte hexapode montre comment l'algorithme de contrôle doit être réalisé pour actionner chacune des micropattes et obtenir une bonne stabilité du BMR.

Le microcontrôleur d'architecture RISC conçu pour cette application ne supporte pas plusieurs niveaux de tensions à la sortie du port parallèle [JARRY et coll. 2003]. Puisque le IPMC peut être modélisé par des éléments passifs comme les capacités et les résistances [BAO et coll. 2002], l'utilisation de la PWM peut ajuster le niveau de la tension efficace. De cette manière, le rapport de cycle peut contrôler l'angle de courbure.

5.2.1. Modélisation 3D du mouvement d'une micropatte

La simulation comportementale 3D d'une micropatte est utile pour prédire approximativement son déplacement. La simulation et les résultats obtenus avec le laser vibromètre à balayage orientent la conception d'un algorithme de contrôle bio-inspiré. Les équations théoriques 3D en coordonnées cylindriques doivent être définies pour prédire le mouvement de la micropatte. Pour trouver ces équations, des approximations ont été définies dans le deuxième chapitre. L'ajout de l'axe en z donne les équations (5.1).

$$\begin{aligned}
 x_i &= r_i \sin(\alpha_i) \\
 y_i &= \pm \sqrt{r_i^2 (1 - \cos(\alpha_i))^2 - z_i^2} \\
 \rho_i &= 2r_i \sin(\alpha_i / 2) \\
 \theta_i &= \alpha_i / 2 = L / (2r_i)
 \end{aligned}
 \tag{5.1}$$

La figure 5.6 montre le cycle complet du mouvement idéal d'une patte. Ce mouvement est séparé en deux parties : la propulsion et le retour à la position initiale par le balancement. Dans cette simulation, la partie de la propulsion est réalisée dans un seul plan. Il serait possible de reproduire ce mouvement avec un algorithme et avec huit bits de sorties, cependant il ne serait pas possible de commander la direction du robot. La configuration angulaire des pattes sur le corps du BioMicroRobot devrait être envisagée dans ce cas. Une configuration planaire pourrait aussi être investiguée, mais le mouvement lors de la phase de la propulsion devrait s'effectuer avec plus de deux degrés de liberté.

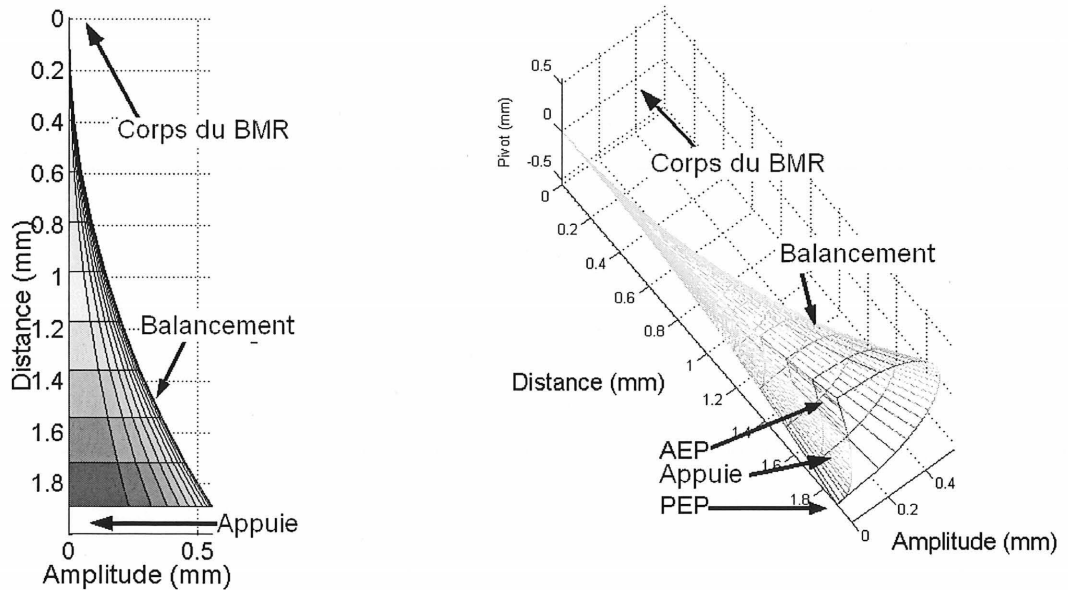


Figure 5.6 Simulation 3D de la micropatte en mouvement.

Les contraintes actuelles du microcontrôleur limite le mouvement de la patte. En effet, pour commander la direction, le mouvement de la patte doit être symétrique. Donc, les mouvements associés à la propulsion (*stance*) et au retour (*swing*) doivent être similaires. Un

moyen de rendre le mouvement asymétrique est d'introduire des contraintes mécaniques intrinsèques au IPMC. La seule solution envisageable pour cette recherche est de produire un mouvement symétrique et d'agencer les pattes vers l'extérieur du robot.

5.2.2. Configuration des micropattes

La configuration des pattes sur le corps du BMR est une considération importante pour actionner le robot dans toutes les directions. Les résultats expérimentaux du chapitre précédent ont démontré que la demi-période de la phase d'appuie ne nécessite pas de consommation de puissance. L'élasticité de la membrane propulse le corps du BMR. Pendant cette période, les autres pattes, dans la phase de balancement, consomment la puissance maximale dans le cycle du mouvement de la patte.

Le corps du BMR est supporté alternativement, pour une période de temps égale, par un des deux groupes de pattes : A (L_1 R_2 L_3) ou B (R_1 L_2 R_3). Cette configuration permet de reproduire une démarche tripode (figure 5.7). L'angle de courbure de la patte augmente ou diminue le temps de la phase de balancement ou d'appuie, ce qui produit un virage du BMR. Considérant la proportionnalité entre le rapport de cycle de la PWM et l'angle de courbure, un virage ne nécessite pas de calculs explicites de la trajectoire de la patte : le rayon de la courbe d'un virage désiré est proportionnel à la commande du rapport de cycle de la PWM.

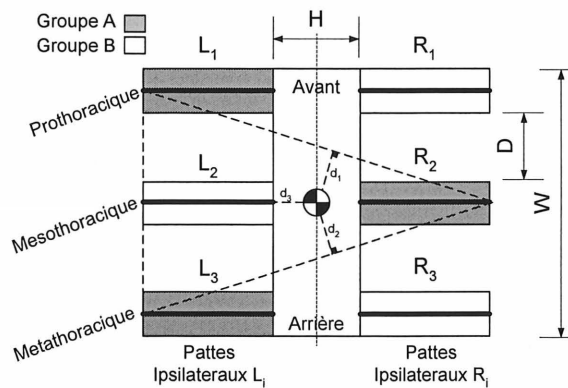


Figure 5.7 Vue de dessus du BMR

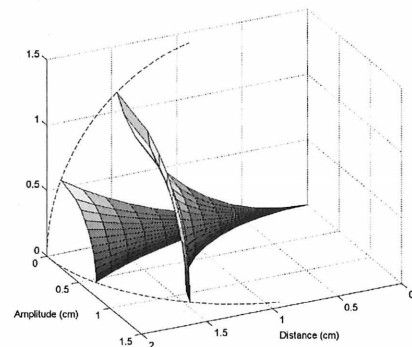


Figure 5.8 Trajectoire symétrique

Le mouvement de la patte doit avoir une trajectoire qui permet au BMR de se diriger dans toutes les directions. La trajectoire préconisée dans cette recherche est celle illustrée à la figure 5.8 [OTIS et coll. 2003]. La courbe décrite par la patte se produit lors de la phase de balancement alors que la droite AEP-PEP se produit lors de l'appuie pour la propulsion du BMR. Une diminution du rapport de cycle de la PWM permet de diminuer la longueur de la droite AEP-PEP pour la propulsion avec des paramètres temporels constants. De cette manière, un virage à gauche se produit lorsque le rapport de cycle des pattes de gauche est plus faible que celui des pattes de droite. Le rayon décrit par la courbe d'un virage devrait être proportionnel au rapport entre le rapport de cycle de la PWM de droite et celle de gauche.

L'angle d'attache φ des pattes sur le corps du robot peut varier entre 0 (configuration planaire) et 90 degrés. Cet angle n'affecte pas le temps d'appuie des pattes au sol mais il doit être optimisé pour des mouvements plus complexes. Un angle de 0 degré n'est pas intéressant puisque le corps du robot, pendant une certaine période, touche au sol. Dans le même sens, un angle de 90 degrés n'est pas plus intéressant puisque le bout de la patte risque de toucher au sol pendant le balancement, cependant cet angle est le plus simple à réaliser lors de la fabrication du BMR. Il serait possiblement envisageable d'estimer cet angle entre 30 et 60 degrés. Il est aussi possible de calculer le soulèvement du robot lors de la propulsion en fonction de l'angle d'attache et du rapport de cycle de la PWM. Pour cette recherche, l'angle d'attache n'est pas investigué davantage.

La vitesse du BMR varie en fonction du rapport entre le rapport de cycle de la PWM de droite et celle de gauche. Il varie également en fonction de la fréquence de la machine à états finis et du nombre d'états utilisés pour reproduire le cycle du mouvement de la patte. La vitesse maximum est relative à l'angle de courbure maximum de la patte. Au niveau mécanique cet angle maximum correspond à la demi-distance entre deux pattes. Le rayon R_i du cercle décrit par le mouvement du bout libre de la patte permet de calculer le déplacement du BMR sur la droite entre les points AEP et PEP. Dans une configuration planaire, le nombre d'états S_n permet de faire tourner l'actionneur en décrivant un cercle. Une première approximation permet de trouver la relation simple (5.2).

$$v = 4R_i / (S_n \tau_i)$$

$$R_{iMAX} = D / 2 \Rightarrow v_{MAX} \quad (5.2)$$

La vitesse maximum dépend de l'angle de courbure maximum, i.e. R_{iMAX} ou la demi-distance $D/2$ entre chaque patte, le nombre d'état S_n pour tourner l'actionneur sur 360° , et le temps minimum τ_i entre chaque état.

5.2.3. Système de contrôle

Le système de contrôle complet est conçu comme un pilote, codé en VHDL, qui peut être ajouté dans le microcontrôleur (figure 5.9). Il est testé sur un FPGA Xilinx Spartan IIE XC2S200 avec la carte Digilab 2 (D2). Le banc de test inclut un pont en H avec des transistors MOSFET pour actionner les électrodes opposées sur le IPMC. Le pont en H est inclus pour isoler le FPGA du reste du système. Son architecture comporte un mécanisme central CPG composé d'une machine à états finis (MEF) de type Mealy et un bloc de contrôle de la sortie (*Output Control*). La machine à états finis comporte huit états et le bloc de sortie génère la PWM.

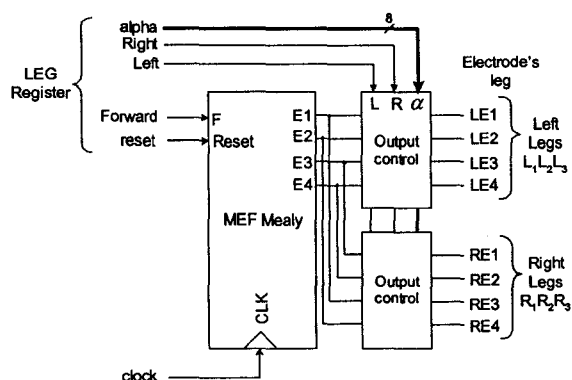


Figure 5.9 Vue d'ensemble du système de control

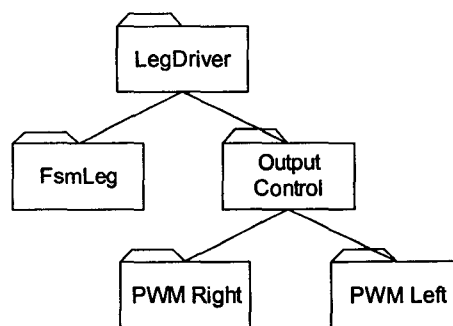


Figure 5.10 Architecture des modules en VHDL

L'architecture des modules comporte un fichier principal *LegDriver* qui contient les entrées/sorties du code utilisateur, soit celui du microcontrôleur (figure 5.10). Deux modules indépendants génèrent la PWM pour le côté droit (*PWM Right*) et celui de gauche (*PWM Left*)

du robot associés avec les électrodes droites (RE pour *Right Electrode*) et les électrodes gauches (LE pour *Left Electrode*). Chaque patte possède quatre électrodes et elles sont alimentées de manière à ce que le robot puisse se propulser dans toutes les directions (figure 5.11a et figure 5.11b). Un signal biphasé actif peut être produit si la fréquence de la MEF est suffisamment élevée. Le signal biphasé peut réduire considérablement les réactions électrochimiques irréversibles. Ceci évite la dissolution des électrodes dans le milieu biologique et évite l'électrolyse de l'eau même à une tension supérieure à celle de décomposition. Les connexions matérielles des électrodes sur le corps du BMR ont été élaborées selon une configuration angulaire de 90° (figure 5.11c). Le procédé de fabrication des traces d'alimentations des électrodes (1) sur le corps du BMR est décrit au chapitre précédent. Certaines connexions (2) sont nécessaires pour relier les électrodes avec un déphasage de 180° .

La MEF a un seul bit d'entrée : F (Forward). Les autres bits MSB, R (Right) et L (Left), contrôlent la largeur d'impulsion de la PWM, soit le rapport de cycle. Les dix bits, incluant les LSB α sont proportionnels à l'angle de courbure de l'actionneur. Le BMR avance lorsque les bits *L* et *R* sont au niveau bas. Dans ce cas, les rapports de cycle de la PWM sont égaux pour le côté droit et celui de gauche du robot. Aussi, il peut tourner de la même manière qu'un insecte quand le rapport de cycle est différent ou est modifié d'un côté par rapport à l'autre.

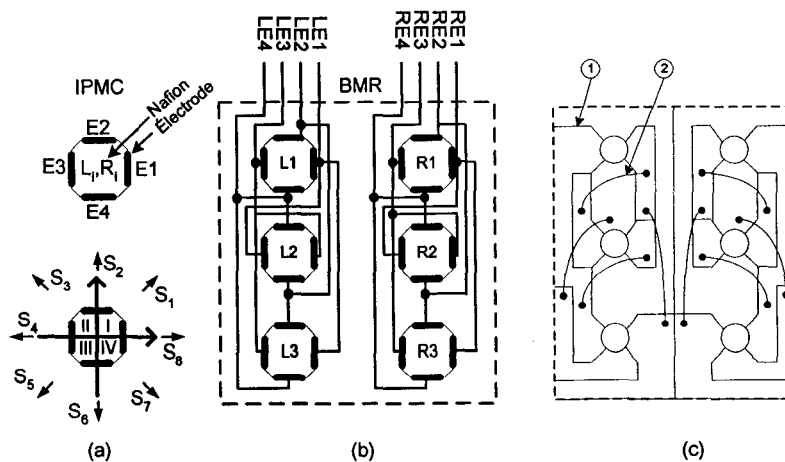


Figure 5.11 Configuration matérielle des micropattes

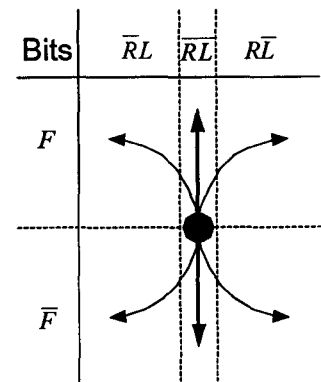


Figure 5.12 Directions du BMR

Seulement trois bits, enregistrés dans le registre LEG du microcontrôleur, sont utilisés pour contrôler la direction du robot (figure 5.12). Ces bits pourront être modifiés avec l'algorithme utilisateur.

Le module de contrôle de la sortie mixe le signal de la PWM à celui de la MEF avec douze portes AND (figure 5.13). La sortie doit pouvoir être active (niveau haut), haute impédance (inactive) et au niveau bas (retour de charge). Le code actuel ne permet pas de gérer une haute impédance en sortie. Pour maximiser l'angle de courbure de la patte lors de la propulsion, deux électrodes doivent être en haute impédance. Les deux autres opposés sont en configuration active et retour de charge. Lors du balancement de la patte (ou retour), chaque électrode possède une configuration particulière.

Le module de la PWM est conçu avec un compteur UP/DOWN (figure 5.14). Cette configuration nécessite deux registres, le premier contient la période de la PWM et le second contient le temps du niveau bas pour le rapport de cycle. Le calcul du rapport de cycle est présenté sur la figure 5.14c. Ceci permet d'avoir un seul paramètre à modifier, celui associé aux réflexes du BMR. Il est aussi associé à l'angle de courbure de l'actionneur α . Ce paramètre ne doit pas être accessible au code utilisateur pour préserver les notions des arcs réflexes. Un module indépendant doit donc être ajouté pour lier la vision et le contact de chaque patte avec le sol avec ce paramètre. Ce module peut aussi contenir un mécanisme de recherche pour déposer la patte sur une surface solide.

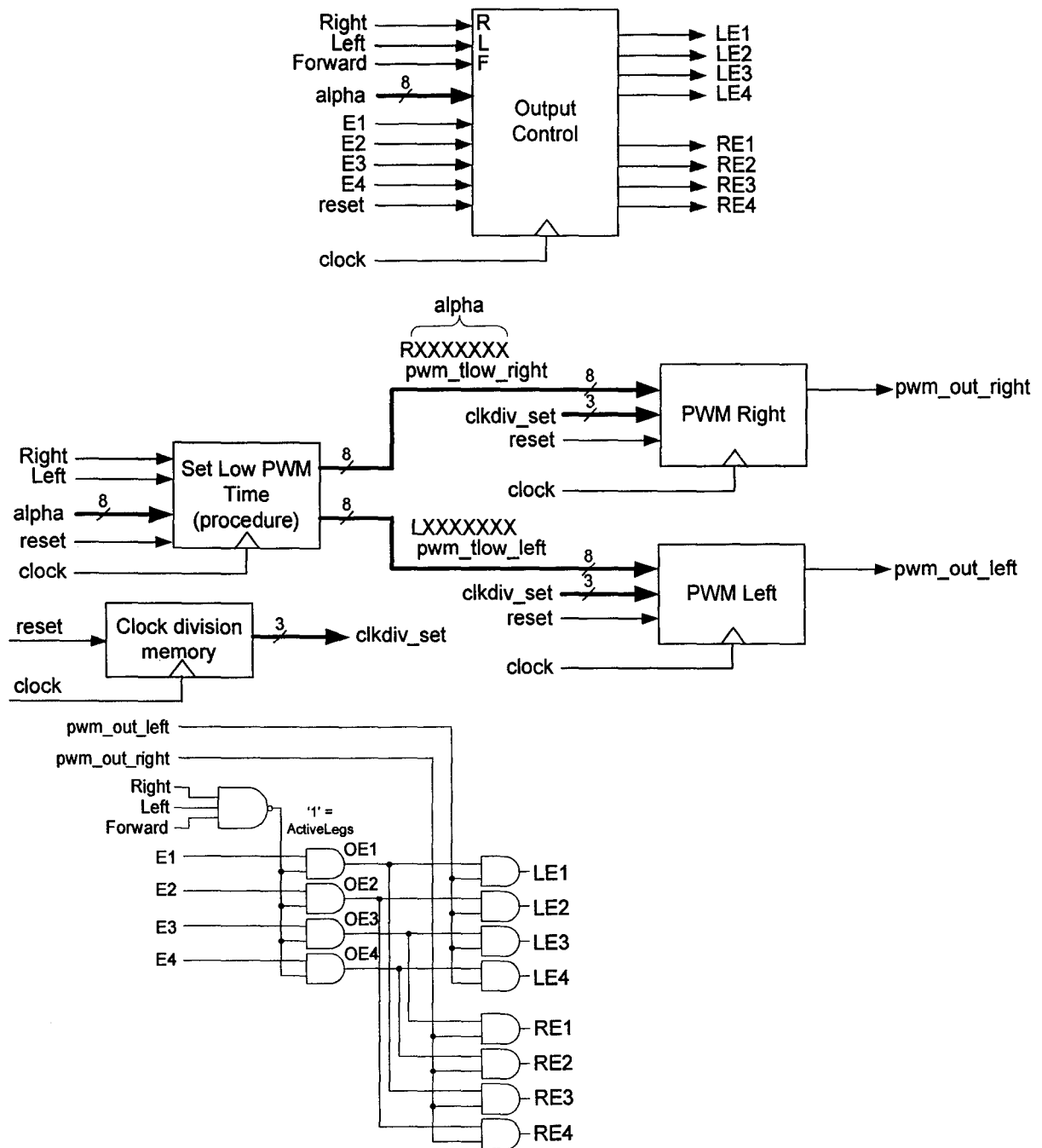


Figure 5.13 Module du contrôle de la sortie

Actuellement, la période de la PWM est fixée dans le module de la PWM. La figure 5.15 montre le signal provenant du FPGA sur les électrodes LE et la consommation de courant sur les électrodes opposées LE1 et LE3.

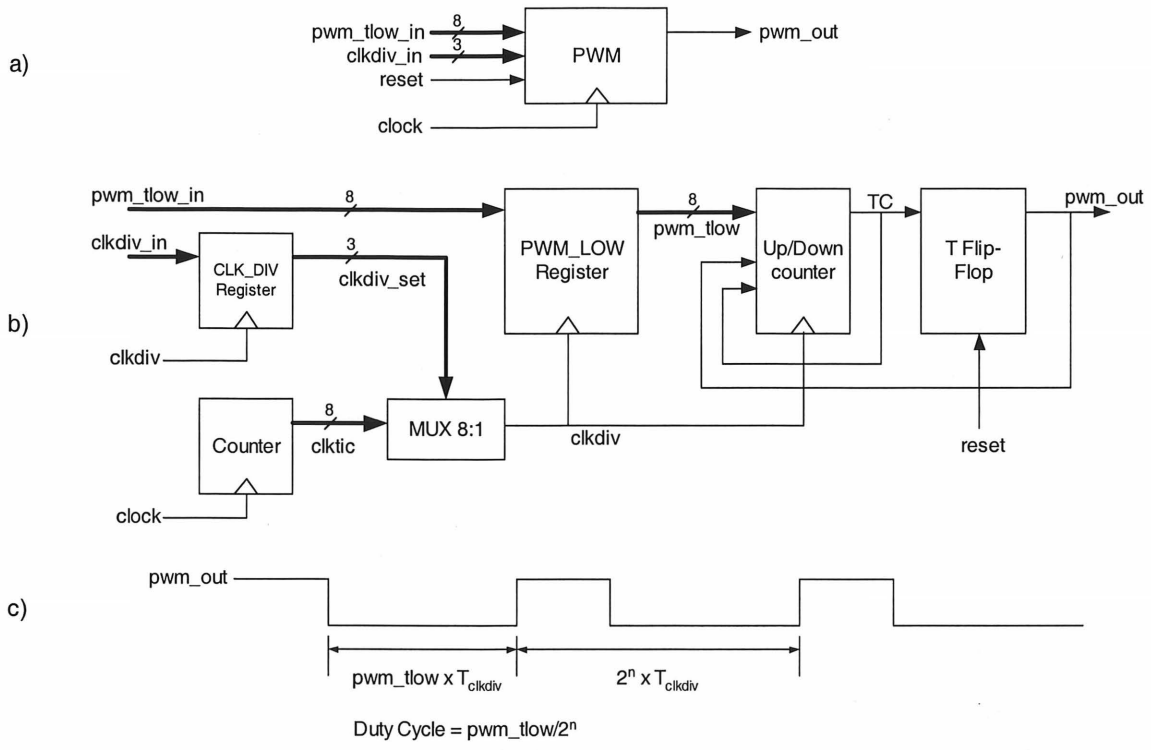


Figure 5.14 Module de la génération de la PWM

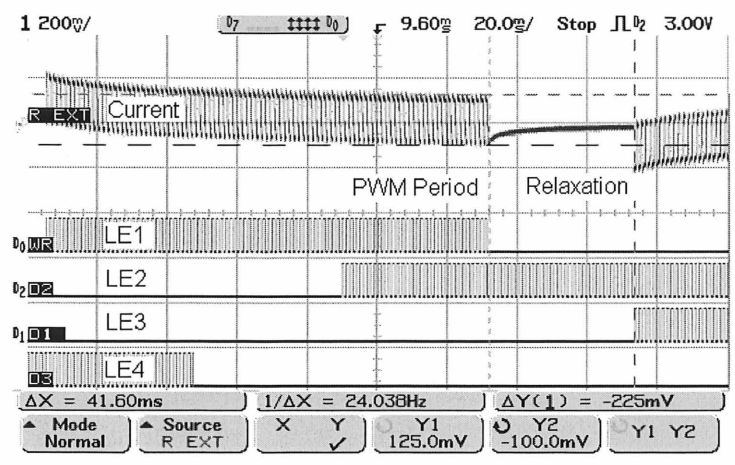


Figure 5.15 La PWM sur les électrodes LE et la consommation de courant

5.3. Conclusion

Ce chapitre présente un moyen pour contrôler les six micropattes du BioMicroRobot selon certaines caractéristiques utilisées par les insectes. Le système de contrôle bio-inspiré original utilise une astuce très particulière pour diriger le robot dans toutes les directions selon les contraintes des actionneurs et du port parallèle de huit bits du microcontrôleur.

La première partie du chapitre est consacrée tout particulièrement à l'étude de la dynamique lors de la démarche de l'insecte. Cette étude met en évidence les principaux paramètres à considérer pour actionner la micropatte. Les types de locomotions et les algorithmes neuronaux, comme le *Walknet*, sont également couverts.

Les limitations du microcontrôleur ne permettent pas une locomotion décentralisée, ce qui est un inconvénient majeur. Ceci empêche une locomotion de nage, quadripode, etc. De plus, le seul type de locomotion permis avec cet algorithme est tripode, reconnu comme le moins stable. Ces deux aspects devront être améliorés dans les prochaines études. Aussi, il faudra ajouter un système réflexe qui contient des récepteurs pour le contact de la patte sur le sol. L'intégration de ce système sera une tâche complexe considérant les dimensions du robot.

CONCLUSION

Le développement d'un moyen de propulsion pour un BioMicroRobot nécessite une investigation très spécifique dans plusieurs domaines d'études. Cet ouvrage décrit les différents aspects du développement d'un moyen de propulsion innovateur incluant la fabrication de l'actionneur, sa caractérisation et son contrôle par la PWM. Il est aussi question de la conception d'un système de contrôle bio-inspiré pour augmenter la qualité de cette recherche. La simplicité du système de propulsion, principalement due aux contraintes matérielles, limite la flexibilité des mouvements et les gestions des stimuli externes.

Le procédé de fabrication a nécessité des recherches pour la conception d'un montage de placage des électrodes et pour l'usinage de la micropatte avec le laser excimère. Le choix du matériel est très important puisque le procédé nécessite des acides et des bases très concentrés utilisés à des températures variant entre celle ambiante et celle d'ébullition. Considérant que les matériaux les plus avantageux ne sont pas disponibles, l'utilisation du Delrin limite les applications du montage.

Outre le côté de la fabrication, la caractérisation de l'actionneur est l'élément principal qui a permis de développer le système complet. En premier lieu, l'utilisation du Nafion-Pt ne procure pas un actionneur possédant des performances optimales. En effet, le Flemion-Au, avec des dendrites d'or à l'intérieur du polymère, possède une plus grande capacité d'échange d'ions, une meilleure conductivité surfacique, une plus grande capacité d'hydratation et une plus grande rigidité longitudinale comparativement au Nafion-Pt. Ceci permet donc au Flemion-Au d'avoir un angle de courbure plus prononcé pour la même tension appliquée sans relaxation [NEMAT-NASSER et coll. 2003]. De plus, toutes les mesures ont été effectuées avec un cation Li^+ . On note que l'utilisation combinée de plusieurs types de cations permettrait d'influencer la performance de l'actionneur de manière à ce que les avantages se superposent.

En deuxième lieu, selon la théorie et l'expérimentation, il est possible de réduire et même d'éliminer l'électrolyse de l'eau par l'utilisation de plusieurs méthodes. La première consiste à utiliser des ammoniums hydrophobes qui retardent la diffusion des molécules d'eau. La deuxième consiste à augmenter la fréquence d'actionnement au-dessus de 30 Hz avec une tension d'alimentation qui a une charge nette proche de zéro. Il est intéressant de noter que cette fréquence est proche de la fréquence de coupure du module dB (I/V). Ces résultats découlent de la mesure des défauts dans les hystérésis lors de la stimulation du IPMC avec une tension supérieure à celle de décomposition et d'une analyse fréquentielle du courant par rapport à la tension d'excitation. En effet, une augmentation de la fréquence permet d'éliminer la diffusion des molécules. Il serait aussi avantageux de contrôler la quantité de charge injectée avec une source de courant. Enfin, la dernière est d'utiliser une électrode fait de matériaux qui ont, ensemble, une surtension la plus élevée possible.

En troisième lieu, l'utilisation du laser vibromètre a permis de déterminer que l'utilisation de la PWM permet de contrôler l'angle de courbure d'un IPMC. En effet, lors de la prise de mesures, une caractéristique linéaire entre le rapport de cycle de la PWM et la vitesse de déplacement est évidente. Les paramètres électriques et mécaniques intrinsèques au composé IPMC expliquent ce comportement essentiel au développement d'une micropatte et de son algorithme de contrôle. Il a été aussi possible de déterminer théoriquement les premiers modes de vibration couplée avec un fluide lourd en fonction de la longueur et, en particulier, celui d'une micropatte de 4 mm de long.

Finalement, la fabrication du BMR pose un problème majeur. Cette recherche énumère deux moyens pour fabriquer le microrobot. Le premier consiste à fabriquer les pattes et le corps du robot indépendamment. Cette méthode est la seule qui a été investiguée en profondeur dans ce mémoire. Le deuxième consiste à développer les pattes et le corps dans le même procédé. Les deux méthodes ont leurs avantages et leurs inconvénients. La principale difficulté du procédé est de coller les pattes sur le corps du BMR sans sécher le IPMC au contact de l'air.

En définitive, à partir des nombreux résultats intéressants démontrés dans cette recherche, il a été possible de concevoir un algorithme de contrôle pour diriger le BMR dans toutes les

directions. L'algorithme est modélisé à partir d'un CPG représenté par une machine à états finis de type Mealy. La PWM est implantée dans un module de contrôle de la sortie qui agit comme les neuromoteurs. Le nombre d'électrodes de sorties est une contrainte majeure qui limite grandement les mouvements de l'insecte. D'ailleurs, avec huit bits, le mouvement de la patte doit être symétrique dans la phase de propulsion et de balancement.

Cet algorithme de contrôle bio-inspiré démontre une application fort intéressante pour les IPMC. Il a fallu beaucoup de temps et d'investigation pour arriver à atteindre cet objectif majeur. Cette recherche s'avère donc une base solide pour la conception et la réalisation complète d'un BioMicroRobot destiné à des fins médicales.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ARENA, P., FORTUNA, L., BRANCIFORTE, M. (février 1999) Reaction-diffusion CNN algorithms to generate and control artificial locomotion, *IEEE Trans. on Circuits and Systems-part I: Fundamental Theory and Application*, vol. 46 - no 2, p. 253-260.
- [2] ARENA, P., FORTUNA, FRASCA, M., MARCHESE, C. (2001) Multi-template approach to artificial locomotion control, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, vol. 2, p. 37-40.
- [3] ARENA, P., CRUSE, H., FORTUNA, L., FRASCA, M., PATANÉ, L. (2002) A cellular nonlinear approach to decentralized locomotion control of the stick insect, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, vol. 4, p. IV-165-168.
- [4] ARENA, P., FORTUNA, FRASCA, M., (2002) Attitude control in walking hexapod robots: an analogic spatio-temporal approach, *Int. J. Circ. Theor. Appl.*, vol. 30, p. 349-362.
- [5] ASAKA, K., FUJIWARA, N., OGURO, K., ONISHI, K., SEWA, S. (juin 2001) State of water and ionic conductivity of solid polymer electrolyte membranes in relation to polymer actuators, *Journal of Electroanalytical Chemistry*, vol. 505 - no. 1-2, p. 24-32.
- [6] ASM HANDBOOK (1987) *ASM International, Handbook Committee, Etats-Unis*, 9ème édition, vol. 13, Corrosion, Materials Park, 1415 p.
- [7] BAILLARGEON, G. (1996) *Méthodes statistiques de l'ingénieur*, Québec, Canada, vol. 2, Les Éditions SMG, 274 p.
- [8] BAILLARGEON, G. (1990) *Méthodes statistiques de l'ingénieur*, Québec, Canada, 3^{ème} édition, vol. 1, Les Éditions SMG, 686 p.
- [9] BAGLIO, S., BLOEMER, M.J., SAVALLI, N., SCALORA, M. (mars 2001) Development of active PBG structures for realizing novel MOEMS based on transparent metals, *Proc. SPIE - Int. Soc. Opt. Eng.*, Newport Beach, CA, USA, vol. 4334, p. 317-327.

- [10] BAGLIO, S.; CASTORINA, S.; FORTUNA, L.; SAVALLI, N. (mai 2002) Development of autonomous, mobile micro-electro-mechanical devices, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, Phoenix-Scottsdale, AZ, USA, p. IV-285-8.
- [11] BAO, X., BAR-COHEN, Y., LIH, S-S. (mars 2002) Measurements and macro models of ionomeric polymer-metal composites, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, San Diego, CA, USA, vol. 4695, p. 220-227.
- [12] BAR-COHEN, YOSEPH (2001) *Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles, Reality, Potential, and Challenges*, États-Unis, Washington, SPIE Press, 671 p.
- [13] BAR-COHEN, Y., SHERRIT, S., LIH, S. S. (mars 2001) Characterization of the electromechanical properties of EAP materials, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 4329, p. 319-327.
- [14] BAR-COHEN, Y., LEARY, S. (mars 2000) Electroactive polymers (EAP) characterization methods, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3987, p. 12-16.
- [15] BENZAOU, H., LEXCELLENT, C., CHAILLET, N., LANG, B., BOURJAUL, A. (juillet 1997) Experimental study and modeling of a TiNi shape memory alloy wire actuator, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 8 - no. 7, p. 619-629.
- [16] BIRCH, M.C., QUINN, R.D., HAHM, G., PHILLIPS, S.M., DRENNAN, B., BEER, R.D., XINYU YU, GARVERICK, S.L., LAKSANACHAROEN, S., POLLACK, A.J., RITZMANN, R.E. (2001) A miniature hybrid robot propelled by legs, *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Maui, HI, USA, p. 845-851.
- [17] BIRCH, M.C., QUINN, R.D., HAHM, G., PHILLIPS, S.M., DRENNAN, B., FIFE, A., VERMA, H., BEER, R.D (avril 2000) Design of a cricket microrobot, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, CA, USA, p. 1109-1114.
- [18] BONVILAIN, A., CHAILLET, N. (2001) Fabrication and experiment of microlegs for an insect-like microrobot, *Microrobotics and Microassembly III*, vol. 4568, p. 163-174.

- [19] BROWN, W.E., LEVINE, C.A. (janvier 1966) *Gaseous Fuel Cell and Process of Gaseous Fuel Cell Operation*, Brevet d'invention numéro 3228797, États-Unis, 9 p.
- [20] BRUMMER, S.B., ROBBLEE, L.S. (1983) Criteria for selecting electrodes for electrical stimulation: theoretical and practical considerations, *Annals New York Academy of Sciences*, p. 159-171.
- [21] CALIN, M., CHAILLET, N., AGNUS, J., BOURJAULT, A., BERTSCH, A., ZISSI, S., THIERY, L. (juin 1999) Shape memory alloy compliant microrobots, *9th IFAC Symposium Information Control in Manufacturing, Advances in Industrial Engineering*, Nancy-Metz, France, p. 241-248.
- [22] CAMPBELL, N.A., MATHIEU, R. (1995) *Biologie*, Canada, Saint-Laurent, Québec, Édition du renouveau pédagogique inc. (ERPI), 1190 p.
- [23] CARROZZA, M.C., LENCIONI, L., MAGNANI, B., DARIO, P., REYNAERTS, D., TRIVELLA, M.G., PIETRABISSA, A. (octobre 1996) A microrobot for colonoscopy, *Proceedings of the Seventh International Symposium on Micro Machine and Human Science*, Nagoya, Japan, p. 223-228.
- [24] CHAILLET, N. (1999) La microrobotique, un nouveau champ d'investigation pour la robotique, *J'automatise*, p. 31-36
- [25] CHO, S., RYEW, S., JEON, J., KIM, H., NAM, J., CHOI, H. (juillet 2001) Development of micro inchworm robot actuated by electrostrictive polymer actuator, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, vol. 4329, p. 466-474.
- [26] CRUSE, H., (1990) What mechanisms coordinate leg movement in walking arthropods ?, *Trends Neurosciences*, vol. 13-1, p. 15-21.
- [27] CRUSE, H., KINDERMAN, T., SCHUMM, M., DEAN, J., SCHMITZ, J. (1998) Walknet-a biologically inspired network to control six-legged walking, *Neural Network*, Vol. 11, p. 1435-1447.
- [28] DAVIS, J. R., ASM INTERNATIONAL HANDBOOK COMMITTEE (1998) *Metals Handbook*, États-Unis, Desk edition, 2ème édition, Materials Park, OH: ASM International, 1521 p.

- [29] EBEFORS, T., KALVESTEN, E., STEMME, G. (mai 1998) Dynamic actuation of polyimide V-groove joints by electrical heating, *Sensors and Actuators A: Physical*, Warsaw, Poland, vol. 67 - no. 1-3, p. 199-204.
- [30] EBEFORS, T., MATTSSON, J.U., KALVESTEN, E., STEMME, G. (septembre 2000) A robust micro conveyer realized by arrayed polyimide joint actuators, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, UK, vol. 10 - no.3, p. 337-349.
- [31] EISENBERG, A., YEAGER, H.L., EDS. (1982) *Perfluorinated Ionomer Membranes*, ACS Symposium series, États-Unis, 180 p.
- [32] ESASHI, M. (octobre 2000) Silicon bulk micromachining [medical diagnostic/therapeutic devices], *Proceedings of the First Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology*, Lyon, France, p. 5-12.
- [33] FUJIWARA, NAOKO, ASAKA, KINJI, NISHIMURA, YASUO, OGURO, KEISUKE, TORIKAI, EIICHI (mai 2000) Preparation of gold-solid polymer electrolyte composites as electric stimuli-responsive materials, *Chem. Mater.*, vol. 12 (6), p. 1750-1754.
- [34] FUJIWARA, N., NISHIMURA, Y., OGURO, K., TORIKAI, E. (janvier 1998) *Production of Gold-Ion Exchange Membrane Joined Body*, Brevet d'invention numéro 10-008285, Japon, 4 p.
- [35] FULL, R.J., BLICKHAN, R, TING, L.H. (1991) Leg design in hexapedal runners, *The Journal of Experimental Biology*, vol. 158 - no. 1, p. 369-390.
- [36] GEUNBAE, L., MINAMI, K., YAMAMOTO, K., SUGIHARA, M., UCHIYAMA, T.M., ESASHI, M. (septembre 1996) Multi-link active catheter snake-like motion, *Robotica*, UK, vol. 14 - no. 5, p. 499-506.
- [37] GILBERT, R.-J. (1988) *Vibration des structures – interaction avec les fluides – sources d'excitations aléatoires*, Paris, France, Éditions Eyrolles, 676 p.
- [38] GOODMAN, A., SHAHINPOOR, M. (février 2001) *Dynamic Fiber Optic Switch With Artificial Muscle*, Brevet d'invention numéro 6192171, États-Unis, 13 p.
- [39] GORMAN, D.J., (1975) *Free Vibration Analysis of Beams and Shafts*, Toronto, Canada, John Wiley and Sons, Inc., 386 p.

- [40] GRAY, JAMES (1968) *Animal Locomotion*, Great Britain, London and Beccles, The world naturalist/Editor: Richard Carrington, 479 p.
- [41] GRUBB, W.T. (avril 1959) Batteries with solid ion exchange electrolytes I. secondary cells employing metal electrodes, *J. Electrochem. Soc.*, vol. 106 – no.4, p. 275-278.
- [42] GUO, S., HASEGAW, Y., FUKUDA, T., ASAKA, K. (2001) Fish-like underwater microrobot with multi DOF, *Proceedings of the International Symposium on Micromechatronics and Human Science*, Piscataway, NJ, USA, p. 63-68.
- [43] GUO, S., NAKAMURA, T., FUKUDA, T. (décembre 1996) Micro active guide wire catheter system, *Proceedings of the IEEE International Conference on Industrial Technology*, Shanghai, China, p. 517-521.
- [44] HAN, R. P. S., XU, H., (mars 1996) A simple and accurate added mass model for hydrodynamic fluid-structure interaction analysis, *J. Franklin Inst.*, vol. 333b - no. 6, p. 929-945.
- [45] HEYDT, R., KORNBLUH, R., PELRINE, R., MASON, V. (août 1998) Design and performance of an electrostrictive-polymer-film acoustic actuator, *Journal of Sound and Vibration*, UK, vol. 215 - no. 2, p. 297-311.
- [46] HUNTER, I.W.; LAFONTAINE, S. (juin 1992) A comparison of muscle with artificial actuators, *IEEE Solid-State Sensor and Actuator Workshop*, Hilton Head Island, SC, USA, p. 178-185.
- [47] ISHIYAMA, K., SENDOH, M., YAMAZAKI, A., ARAI, K.I. (juin 2001) Swimming micro-machine driven by magnetic torque, *Proceedings of the 3rd European Conference on Magnetic Sensors and Actuators*, vol. 91 - no. 1-2, p. 141-144.
- [48] JARRY, M., OTIS, M., SEMMAOUI, H., FONTAINE, R. (juin 2003) Microcontroller architecture for autonomous biomicrorobots displacement control, *ReSMiQ's first Northeast Workshop on Circuits and Systems*, Montreal, Canada, p. 73-76.
- [49] JINDRICH, D.L., FULL, R.J. (1999) Many legged maneuverability: dynamics of turning in hexapods, *The Journal of Experimental Biology*, vol. 202, p. 1603-1623.

- [50] KATO, S., SHIRAKAWA, M. (octobre 1999) An ultra high-speed in-pipe microrobot movable in the small intestine of pigs, *The 30th International Symposium on Robotics*, Tokyo, Japan, p. 763-768.
- [51] KATO, T., TAMURA, K., YAMAMOTO, R. (avril 1999) Hexapod walking microrobot with actuator using shape memory alloy, *Research reports of Kogakuin university*, Japon, vol. 86, p. 5-10.
- [52] KLADITIS, P.E., BRIGHT, V.M. (mars 2000) Prototype microrobots for micro-positioning and micro-unmanned vehicles, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 80 - no.2, p. 132-137.
- [53] KIM, K.J., SHAHINPOOR, M. (janvier 2003) Ionic polymer-metal composite: II. manufacturing techniques, *Smart Materials and Structures*, UK, vol. 12, p. 65-79.
- [54] LAURENT, G., PIAT, D. (mai 2001) Efficiency of swimming microrobots using ionic polymer metal composite actuators, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seoul, South Korea, p. 3914-3919.
- [55] LEARY, S., BAR-COHEN, Y. (mars 1999) Electrical impedance of ionic polymeric metal composites, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3669, p. 81-86.
- [56] LIEBER, R.L. (mars 1999) Skeletal muscle is a biological example of a linear electro-active actuator, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3669, p. 19-25.
- [57] LIU, R., HER, W.H., FEDKIW, P.S. (janvier 1992) In situ electrode formation on a nafion membrane by chemical platinization, *J. Electrochem. Soc.*, vol. 139 - no. 1, p. 15-23.
- [58] LOBONTIU, N., GOLDFARB, M., GARCIA, E. (juin 1999) Elastodynamic analysis and design of an inchworm robotic insect, *Smart Structures and Materials: Smart Structures and Integrated Systems*, Newport Beach, USA, vol. 3668, p.724-735.
- [59] MALLAVARAPU, K., LEO, D. (mars 2001) Feedback control of bending response of ionic polymer actuators, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, USA, vol. 12 - no. 3, p. 143-155.

- [60] MARIEB, E.N. (1999) *Anatomie et physiologie humaines*, Canada, Saint-Laurent, Québec, 2ème édition, Édition du nouveau pédagogique inc. (ERPI), 1194 p.
- [61] MARTEL, S., KAUFMAN, J., HELM, C., FOFONOFF, T., BEVILACKA, J., DYER, R., LEVINE, J., AU, J., HUNTER, I. (novembre 2000) Nanorunner: a very small wireless robot with three piezo-actuated legs suited for design experimentations and validations through preprogrammed behaviors, *Proceedings of the SPIE*, Boston, MA, USA, vol. 4194, p. 149-156.
- [62] MARTEL, S., SARASWAT, A., HUNTER, I. (novembre 2000) Fundamentals of piezoceramic actuation for micrometer and submicrometer motions for the Nanowalker robot, *Proceedings of the SPIE*, Boston, MA, USA, vol. 4194, p. 82-93.
- [63] MARTEL, S., MADDEN, P., SOSNOWSKI, L., HUNTER, I., LAFONTAINE, S. (juin 1999) Nanowalker: a fully autonomous highly integrated miniature robot for nanoscale measurements, *Proceedings of the SPIE*, Munich, Germany, vol. 3825, p. 111-122.
- [64] MICHEL, F., EHRFELD, W. (novembre 1999) Mechatronic micro device, *Proceedings of the International Symposium on Micromechanics and Human Science*, Nagoya, Japan, p. 27-34.
- [65] MING-DONG, L., HAN-DO, X., JIN-DI, C., PEI-SUN, M., JUN-SHI, C. (octobre 2000) A micro/miniatre six legged robot driven by SMA wires, *Journal of Shanghai Jiaotong University*, China, vol. 34 - no. 10, p. 1426-1429.
- [66] NEMAT-NASSER, S. (mai 2003) Comparative experimental study of ionic polymer-metal composites with different backbone ionomers and in various cation forms, *Journal of Applied Physics*, vol. 93 - no. 9, p. 5255-5267.
- [67] OGURO, K., FUJIWARA, N., ASAKA, K., KAZUO, O., SEWA, S. (mars 1999) Polymer electrolyte actuator with gold electrodes, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3669, p. 64-71.
- [68] ONISHI, K., SEWA, S., ASAKA, K., FUJIWARA, N., OGURO, K. (décembre 2000) Morphology of electrodes and bending response of the polymer electrolyte actuator, *Electrochimica Acta*, vol. 46, p. 737-743.
- [69] ONISHI, K., SEWA, S., ASAKA, K., FUJIWARA, N., OGURO, K. (janvier 2001) The effect of counter ions on characterization and performance of a solid

polymer electrolyte actuator, *Electrochimica Acta*, vol. 46 - no. 8, p. 1233-1241.

- [70] ONISHI, K., SEWA, S., ASAKA, K., FUJIWARA, N., OGURO, K. (janvier 2000) Biomimetic microactuators based on polymer electrolyte/gold composite driven by low voltage, *Proceedings of the IEEE Thirteenth Annual International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Miyazaki, Japan, p. 386-390.
- [71] ONISHI, K.; SEWA, S.; ASAKA, K.; FUJIWARA, N.; OGURO, K. (mars 2000) Bending response of polymer electrolyte actuator, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3987, p. 121-128.
- [72] OTIS, M., JARRY, M., BERNIER, R., FONTAINE, R., MÉNARD, H., MASSON, P. (Juin 2003) 3D modelization of an hexapod BioMicroRobot propulsion system with IPMC actuators, *ReSMiQ's first Northeast Workshop on Circuits and Systems*, Montréal, Canada, p. 65-68.
- [73] PAK, C. (juin 1998) *Kidney Stones*, Lancet North American Edition, vol. 351 (9118), p. 1797-1801.
- [74] PEARSON, K. G. (1976) The control of walking, *Sci. Am.*, vol. 235 - no. 6, p. 72-86.
- [75] PEARSON, K. G. (1993) Common principles of motor control in vertebrates and invertebrates, *Annu. Rev. Neurosci.*, vol. 16, p. 265-297.
- [76] REYNERATS, D., PEIRS, J., BRUSSEL, V.H. (octobre 1999) Shape memory micro-actuation for a gastro intestinal intervention system, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 77 - no. 2, p. 157-166.
- [77] ROLLET, A.L., GEBEL, G., SIMONIN, J.P., TURQ, P. (mars 2001) A SANS determination of the influence of external conditions on the nanostructure of nafion membrane, *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, vol. 39 - no. 5, p. 548-558.
- [78] RYHANEN, J., SHABALOVSKAYA, S., YAHIA, L. (septembre 2001) Bioperformance of nitinol: in vivo biocompatibility, *Mater. Sci. Forum*, Kunming, China, vol. 394-395, p. 139-144.
- [79] SAADAT, S., SALICHS, J., NOORI, M., HOU, Z., DAVOODI, H., BAR-ON, I., SUZUKI, Y., MASUDA, A. (avril 2002) An overview of vibration and

seismic applications of NiTi shape memory alloy, *Smart Materials and Structures*, vol. 11 - no. 2, p. 218-229.

- [80] SALAMONE, J.C. (1998) *Concise Polymeric Materials Encyclopedia*, États-Unis, New-York, Boca Raton: CRC Press, 1706 p.
- [81] SAN DIEGO PLASTICS, INC. (s. d.) Distributor of plastics, <http://www.sdplastics.com/>.
- [82] SEWA, S., ONISHI, K., ASAKA, K., FUJIWARA, N., OGURO, K. (janvier 1998) Polymer actuator driven by ion current at low voltage, applied to catheter system, *Proceedings of the IEEE Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems, an Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems*, Heidelberg, Germany, p. 148-153.
- [83] SAWAI, N., NISHIMURA, Y., OGURO, K., TORIKAI, E. (mars 1997) *Production of Gold-Ion Exchange Membrane Joined Body*, Brevet d'invention numéro 09-087882, Japon, 4 p.
- [84] SAWYER, D. T., SOBKOWIAK, A., ROBERTS, J. L., (1995) *Electrochemistry for Chemists*, USA, New York, Seconde Éditions, John Wiley and Sons, Inc., 505 p.
- [85] SHAHINPOOR, M., KWANG, K. (août 2001) Ionic polymer-metal composite I. fundamentals, *Smart Materials and Structures*, vol. 10 - no. 4, p. 819-833.
- [86] SHAHINPOOR, M., KIM, K., SCHREYER, H.B. (mars 2000) Artificial sarcomere and muscle made with conductive polyacrylonitrile (C-PAN) fiber bundle, *Smart Structures and Materials: Electroactive Polymer Actuators and Devices*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3987, p. 243-251.
- [87] SHAHINPOOR, M., KIM, K.J. (août 2000) The effect of surface-electrode resistance on the performance of ionic polymer-metal composite (IPMC) artificial muscles, *Smart Materials and Structures*, vol. 9 - no. 4, p. 543-551.
- [88] SHAHINPOOR, M., MOJARRAD, M. (août 2000) *Soft Actuators and Artificial Muscles*, Brevet d'invention numéro 6109852, États-Unis, 18 p.
- [89] SHAHINPOOR, M., (mars 1999) Electro-mechanics of ionic-elastic beams as electrically-controllable artificial muscles, *Proceedings of the SPIE's 6th Annual International Symposium on Smart Structures and Materials*, Newport Beach, CA, USA, vol. 3669, p. 109-121.

- [90] SHAHINPOOR, M., BAR-COHEN, Y., SIMPSON, J.O., SMITH, J. (décembre 1998) Ionic polymer-metal composites (IPMCs) as biomimetic sensors, actuators and artificial muscles - a review, *Smart Materials and Structures*, vol. 7 - no. 6, p. R15-R30.
- [91] SHAHINPOOR, M. (mars 1992) Conceptual design, kinematics and dynamics of swimming robotic structures using ionic polymeric gel muscles, *Smart Materials and Structures*, vol. 1 - no. 1, p. 91-94.
- [92] SHIMOYAMA, I., YASUDA, T., MIURA, H., FUJISAWA, Y.K., EZURA, Y. (septembre 1996) Mobile microrobots, *Robotica*, UK, vol. 14 - pt. 5, p. 469-476.
- [93] SONG, C., CAMPBELL, P.A., FRANK, T.G., CUSCHIERI, A. (avril 2002) Thermal modelling of shape memory alloy fixator for medical application, *Smart Materials and Structures*, vol. 11 - no. 2, p. 312-316.
- [94] STEIN, P.S.G. (1978) Motor systems, with specific reference to the control of locomotion, *Ann. Rev. Neurosci.*, vol. 1, p. 61-81.
- [95] TAYLOR, S.R., GILEADI, E. (septembre 1995) Physical interpretation of the Warburg impedance, *Corrosion*, vol. 51, no.9, p. 664-671.
- [96] THIELICKE, E., OBERMEIER, E. (juin 2000) Microactuators and their technologies, *Mechatronics*, vol. 10 no. 4-5, p. 431-455.
- [97] TING, L-H, BLICKHAN, R, FULL, R-J. (1994) Dynamic and static stability in hexapedal runners, *Journal of Experimental Biology*, vol. 197 - no. 1, p. 251-269.
- [98] TONDU, B., LOPEZ, P. (avril 2000) Modeling and control of McKibben artificial muscles robot actuators, *IEEE Control Systems Magazine*, USA, vol. 20 - no. 2, p. 15-38.
- [99] UCHIDA, M., TAYA, M. (octobre 2001) Solid polymer electrolyte actuator using electrode reaction, *Polymer*, vol. 42 - no. 22, p. 9281-9285.
- [100] UCLA Medical Center's Department of Radiological Sciences, Department of urology, Section of Endourology, (mars 1997) *Clark Center Stone disease and Laparoscopic Surgery, Stone Treatment Center*, <http://www.radsci.ucla.edu:8000/gu/stones/Clark.Home.html>.

- [101] VU, S., CONRAD, J. (avril 2002) Racebot, a two-degree-of-freedom stiquito robot, *Circuit Cellar*, USA, vol. 141, p. 48-53.
- [102] WEBSTER, J. G. (1998) *Medical instrumentation application and design*, Toronto, Canada, troisième édition, John Wiley & Son, Inc., 691 p.
- [103] WILSON, D. M., (1972) Genetic and sensory mechanisms for locomotion and orientation in animals, *American Scientist*, vol. 60, p. 358-365.
- [104] WINTER, J. M. (2000) *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*, USA, New York, Springer, 683 p.
- [105] XIE, GANG, OKADA, TATSUHIRO (mai 1996) Pumping effects in water movement accompanying cation transport across nafion 117 membranes, *Electrochimica Acta*, vol. 41 - no. 9, p. 1569-1571.
- [106] YASUDA, T., SHIMOYAMA, I., MIURA, H. (1995) Microrobot locomotion in a mechanical vibration field, *Advanced Robotics*, Netherlands, vol. 9 - no. 2, p. 165-176.
- [107] YEH, R., HOLLAR, S., PISTER, K.J. (2002) Design of low-power silicon articulated microrobots, *J. Micromechatronics*, Netherlands, vol. 1 - no. 3, p. 191-203.
- [108] YEH, R., HOLLAR, S., PISTER, K.S.J. (janvier 2001) Single mask, large force, and large displacement electrostatic linear inchworm motors, *14th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems*, Interlaken, Switzerland, p. 260-264.
- [109] YEH, R., KRUGLICK, E.J.J., PISTER, K.S.J. (juin 1995) Microelectromechanical components for articulated microrobots, *Proceedings of the International Solid-State Sensors and Actuators Conference*, Stockholm, Sweden, p. 346-349.
- [110] ZAWODZINSKI, THOMAS A., DEROUIN, CHARLES, RADZINSKI, SUZAN, SHERMAN, RUTH J., SMITH, VAN T., SPRINGER, THOMAS E., GOTTESFELD, SHIMSHON (avril 1993) Water uptake by and transport through nafion 117 membranes, *J. Electrochem. Soc.*, USA, vol. 140 - no. 4, p. 1041-1047.
- [111] ZHOU, Y.S., QUAN, V.X., YOSHINAKA, K., IKEUCHI, K. (2001) A new medical microrobot for minimal invasive surgery, *Proceedings of the*

Institution of Mechanical Engineers, Part H (Journal of Engineering in Medicine), UK, vol. 215 - no. H2, p. 215-220.