

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

**SYSTÈME ÉLECTRONIQUE DE COMMANDE D'ACTIONNEURS MEMS
DÉDIÉS À UNE MICROPOMPE À USAGES BIOMÉDICAUX**

**JEAN-FRANÇOIS SAHEB
INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)**

AVRIL 2006

© Jean-François Saheb, 2006.



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: 978-0-494-17967-3

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-17967-3

NOTICE:

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

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

AVIS:

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

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

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

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

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

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


Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé:

SYSTEME ÉLECTRONIQUE DE COMMANDE D’ACTIONNEURS MEMS

DÉDIÉS À UNE MICROPOMPE À USAGES BIOMÉDICAUX

présenté par: SAHEB Jean-François

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

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

M. SAVARIA Yvon, Ph.D., président

M. SAWAN Mohamad, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. AUDET Yves, D.Sc.A., membre et codirecteur de recherche

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

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier mon directeur de recherche Monsieur Mohamad Sawan, professeur à l'École Polytechnique de Montréal qui m'a fortement inspiré par ses recherches sur les dispositifs médicaux intelligents et qui m'a permis de poursuivre mes rêves dans son équipe de recherche. Je souhaite aussi remercier mon co-directeur de recherche, Monsieur Yves Audet, lui aussi professeur à l'École Polytechnique de Montréal, pour m'avoir supporté tout au long de ma maîtrise. Je leur dois mon inspiration.

Mes remerciements vont aussi à Monsieur Yvon Savaria pour son déterminisme et ses précieux conseils en vue de réaliser le système présenté et les autres membres du jury d'examen de mon mémoire.

Je remercie ma famille et en particulier mon père décédé de mort soudaine au courant de ma maîtrise pour m'avoir supporté et encouragé au cours de ma vie de recherche scientifique et professionnelle.

Merci à l'équipe de DALSA Semiconducteur pour m'avoir accueilli et formé aux technologies CMOS haut voltage et MEMS et au support financier Micronet R&D et CRSNG.

RÉSUMÉ

La nécessité d'injecter des quantités infimes de fluide et en particulier des médicaments par micropompage devient une avenue de premier choix pour le traitement de pathologies comme le diabète et les douleurs éprouvées par des maladies chroniques. Un autre champ d'intérêt, la biologie cellulaire et moléculaire, requiert maintenant des systèmes de micropompage pour automatiser le processus d'échantillonnage automatique de l'ADN et effectuer la manipulation et la séparation de cellules par électrophorèse et électro-osmose en vue de trouver de nouvelles façon de pousser la recherche pharmaceutique à trouver de nouveaux médicaments ou favoriser de nouveaux traitements pour contrer la maladie.

Des systèmes microfluidiques comprenant des embouts, des valves, des pompes et des réservoirs micromachinés peuvent être utilisés pour une grande variété d'applications comme la diffusion de médicaments, la projection d'encre et le transport de gaz et de mixtures diverses. Les avantages des systèmes microfluidiques comparativement aux systèmes conventionnels relèvent de leur taille microscopique, leur faible coût, leur performance, leur faible consommation de puissance et de substances chimiques pour arriver aux mêmes résultats.

Pour réaliser de tels systèmes, nous avons recours aux MEMS (Systèmes MicroÉlectroMécaniques), de technologies de microfabrication s'inspirant de l'électronique moderne. Les principes d'activation par la force électrostatique et piézoélectrique pour le déplacement d'une mécanique à l'échelle microscopique sont choisis pour la conception de nouvelles micropompes performantes. Les nouveaux actionneurs de micropompes MEMS requiert des tensions d'opération élevées et une intégration accrue. De plus, la nécessité de contrôler de multiples actionneurs MEMS devient un objectif important en vue de concevoir divers systèmes plus versatiles.

La plupart des actionneurs électrostatiques et piézoélectriques MEMS ont des requis spécifiques pour leur alimentation (10-300V), courant d'activation (1 μ A to 5mA) et vitesses de commutation dépendant de leur charge et fonctionnalité. Les actionneurs MEMS à haut voltage ont plusieurs caractéristiques qui font en sorte que le design de la circuiterie et de l'électronique de puissance les contrôlant devient d'intérêt primordial. En outre, le désir d'achever un système MEMS avec une électronique intégrée peut introduire un fardeau supplémentaire sachant que la circuiterie de contrôle demeure souvent conçue pour une application spécifique et que l'électronique permettant d'atteindre des hauts voltages risque de dominer l'aire du système par sa taille.

Nous démontrons dans le cadre de ce projet qu'il est possible de jumeler diverses familles de circuits intégrés pour arriver à piloter de multiples actionneurs électrostatiques ou piézoélectriques en utilisant un module (Core) programmable. La possibilité de reconfigurer le système demeure un atout très attrayant sachant que la plupart des MEMS commerciaux comportent des circuits intégrés dédiés à leur application pour des charges et des tensions d'opération fixes.

Un système intégré pour commander des actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques pour des applications biomédicales est présenté. Le système inclut un microcontrôleur programmable, un convertisseur DC/DC programmable, une interface à haut voltage à sorties multiples et des actionneurs MEMS. Le système génère de hauts voltages programmables (15-300V) et peut contrôler une grande variété de charges MEMS capacitives (1 à 50 pF) et résistives (>1M Ω) en combinant diverses technologies. Le système prouve que des technologies comme le CMOS de différents procédés, des DMOS pour le haut voltage et des MEMS peuvent interagir, communiquer et même être combinés dans un système intégré en paquet (SIP), réduisant significativement la taille et les coûts du système. Le système proposé a été programmé pour commander de multiples actionneurs électrostatiques et piézoélectriques de micropompes. Le convertisseur DC/DC a été fabriqué à partir de composants de technologies hybrides et deux interfaces

CMOS à haut voltage de technologie DALSA semiconducteur à 0.8 μm . Un prototype du système global a été construit et testé.

ABSTRACT

The necessity to inject small amounts of fluid by micro-pumping various drugs is a key to control pathologies like diabetes or to reduce pain for patients that are subject to chronic diseases. Another field of interest of micro-pumping is in cell biology where automated DNA sampling, electrophoresis and electro-osmosis to manipulate cells are the new weapons in the war against diseases.

Microfluidic systems comprising nozzles, pumps, reservoirs, mixers and valves can be used for a variety of applications including drug dispensing, ink-jet printing and general transport of liquid, gases and their mixtures. Advantages of microfluidics compared to conventional fluidic systems are low fabrication cost, enhancement of analytical performance, low power budget and low consumption of chemicals.

To implement such systems, MEMS (MicroElectroMechanical System) microfabrication technologies can be used. Electrostatic and piezoelectric actuation principles to make micromechanics moving at the micrometer range are chosen in the new micropumps. These new MEMS micropump actuators require high voltage supplies and signals to operate. In addition, the necessity to control multiple MEMS actuator devices is becoming an important issue for a variety of micropumping applications. MEMS devices are implemented through batch microfabrication or micromachining techniques that have evolved from those used to fabricate integrated circuits.

Most MEMS electrostatic and piezoelectric actuators have specific requirements for their power supplies (10-300V), activation current (1 μ A to 5mA) and switching speed, depending on their loads and functionality. MEMS high voltage actuators have a number of characteristics that make the design of control circuitry and power electronics for these devices challenging. Furthermore, the desire to achieve system-level miniaturization can

introduce an additional burden as control circuitry can only be dedicated to a single application and as the power electronics often dominates the overall system size.

The system presented demonstrates that different hybrid technologies can be merged to drive multiple electrostatic and piezoelectric actuators by using a programmable microcontroller core. The possibility to fully customize the system is very appealing, since most commercial MEMS sensors or actuators consist of dedicated application specific integrated circuits (ASIC) designed for fixed loads and fixed supply operating voltage.

An integrated system for high voltage electrostatic and piezoelectric MEMS actuators for biomedical application is introduced. The system includes a programmable microcontroller, a programmable DC/DC converter, a multi output high voltage interface and electrostatic MEMS actuators. The system produces high output voltages (15-300 V) and can control a large variety of MEMS capacitive (1 to 50 pF) and resistive ($>1\text{M}\Omega$) loads by combining diverse technologies. This system proves that technologies, such as low voltage CMOS of different processes, high voltage DMOS and MEMS, can interact, communicate and even be integrated as a System In Package (SIP), providing significant size and cost reductions. The system was programmed to control electrostatic and piezoelectric MEMS micropump actuators. The DC/DC converter was made from components of different technologies and two addressable high voltage CMOS interfaces were fabricated with DALSA Semiconductor's 0.8 μm high voltage process. A prototype of the global system has been built and tested.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	iv
RÉSUMÉ	v
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIÈRES	x
LISTE DES FIGURES	xiv
LISTE DES TABLEAUX	xviii
LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES	xix
LISTE DES ANNEXES	xxi
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
1.1 Traitements de maladie via des médicaments injectables.....	1
1.2 Technologies MEMS	2
1.2.1 Des technologies des semiconducteurs CMOS aux technologies MEMS.....	2
1.2.2 Matériaux MEMS	3
1.2.3 Systèmes électroniques de contrôle et de traitement de données MEMS.....	3
1.3 Impact social et économique des systèmes MEMS	4
1.4 Système électronique pour Micropompes.....	6
CHAPITRE 2 SYSTEME MEMS MICROFLUIDIQUE.....	10
2.1 Introduction aux systèmes microélectromécaniques	10
2.2 Système de contrôle de la micropompe MEMS proposé.....	11
2.3 Spécifications et contraintes	14
2.4 Microvalves électrostatiques et piézoélectriques.....	15
2.4.1 Constitution d'un actionneur électrostatique	17
2.4.1.1 Peigne électrostatique MEMS.....	18
2.4.2 Schéma équivalent d'un actionneur piézoélectrique.....	19
2.5 Exemple de micropompe	21
2.6 Système de micropompe à actionneurs et valves multiples.....	22

2.7. Composants du système électronique de contrôle de la micropompe MEMS.....	23
2.7.1 DC/DC	23
2.7.2 Microcontrôleur	23
2.7.3 Interface HV.....	24
CHAPITRE 3 REVUE DES SYSTEMES DE CONTROLE D’ACTIONNEURS	
MEMS ELECTROSTATIQUES ET PIEZOELECTRIQUES.....	25
3.1 Introduction.....	25
3.2 ASIC CMOS pour l’activation d’un micromoteur MEMS.....	25
3.3 Système microfluidique intelligent pour la diffusion de médicaments	28
3.4 Interface PWM haute tension bipolaire pour le contrôle d’une matrice de micromiroirs.....	30
3.5 Système de microactuateurs à contrôleurs intégrés.....	32
3.6 Interface à haut voltage CMOS Supertex pour des matrices MEMS	33
3.7 Microrobot hybride miniature.....	34
3.8 Pilote d’écran plat versatile intelligent à basse consommation dans une technologie CMOS 0.7 μm à 100V.	35
3.9 Circuit MEMS à commutation pour un implant médical.....	36
3.10 Système de laboratoire sur puce (Lab-on-chip) contrôlant une micropompe MEMS	37
3.11 Spécifications du système de contrôle de micropompe MEMS présenté.....	39
CHAPITRE 4 DESCRIPTION DU SYSTEME DE CONTROLE DE LA	
MICROPOMPE	41
4.1 Introduction.....	41
4.2 Schéma équivalent des charges MEMS à piloter.....	42
4.2.1 Charge équivalente d’un actionneur électrostatique	43
4.2.2 Charge équivalente d’un actionneur piézoélectrique	44
4.3 Patrons des impulsions à haut voltage générées par le système	45
4.3.1 Modulation de la largeur de l’impulsion.....	46
4.3.2 Modulation de la fréquence du signal	46

4.3.3 Largeur d'impulsion non séquentielle	47
4.3.4 Amplitude variable du signal	48
4.3.5 Correspondance entre les types d'impulsion et les fonctions mécaniques de la micropompe	49
4.4 Éléments du système	50
4.4.1 Description du convertisseur DC/DC	50
4.4.1.1 Configuration du DC/DC	55
4.4.1.2 Pompe de charge Dickson	61
4.5 Interface à Haut Voltage	62
4.5.1 Mode de contrôle	64
4.5.1.1 Mode parallèle	64
4.5.1.2 Mode sériel	66
4.5.2 Limitation de la dissipation de puissance	67
4.5.3 Dessins de masque et puces finales	67
4.6. Microcontrôleur	69
4.6.1 Description des entrées et sorties	69
4.6.2 Génération des impulsions PWM	71
4.6.3 Dimensions du microcontrôleur	71
4.6.4 Interactions du microcontrôleur	72
CHAPITRE 5 SIMULATIONS ET DONNEES EXPERIMENTALES DU SYSTEME DE CONTROLE DE LA MICROPOMPE	73
5.1 Introduction	73
5.2 Simulation et résultats du convertisseur DC/DC	74
5.2 Logique de transmission des commandes à l'interface HV	75
5.2.1 Logique de test du système comportant l'interface à haut voltage, le microcontrôleur et le convertisseur DC/DC.	75
5.2.1.1 Mode adressable (parallèle)	76
5.2.1.2 Mode sériel	78
5.3 Résultats de fonctionnement du système de commande	79

5.3.1 Fonctionnement à divers voltages (mode parallèle)	79
5.3.2 Résultats du mode sériel	83
5.3.3 Caractéristiques AC	84
5.3.4 Interface utilisant la technologie haut voltage à 300V	88
5.3.5 Charge équivalente et charge réelle	89
5.3.6 Assemblage	92
CHAPITRE 6 CONCLUSION	94
BIBLIOGRAPHIE	98
ANNEXES	103

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1. Vue de profil d'une tête d'imprimante MEMS Epson [4].....	5
Figure 1.2. Parts de marché des MEMS selon leur application 2002 [13]	6
Figure 1.3. Revenu total des MEMS 2002-2007 [13].....	6
Figure 2.1. Schéma bloc des divers éléments du système de pilotage d'actionneurs MEMS.....	12
Figure 2.2. Schéma du système global de diffusion des médicaments.....	13
Figure 2.3. a) exemple d'une valve passive « nozzle-diffuser », b) exemple d'une valve activée par un actionneur piézoélectrique (déplacement proportionnel à la tension appliquée).....	15
Figure 2.4. Valve NC-1500 Fluistor™ à opération électrique de la compagnie Redwood Microsystems	16
Figure 2.5. Représentation de l'activation par électrostatique.....	17
Figure 2.6. Géométrie d'un peigne (Straight Comb)	18
Figure 2.7. (a) Activateur en peigne vu de haut, (b) Circuit électrique équivalent [5]...	19
Figure 2.8. Déformation d'un matériau piézoélectrique à l'application d'un voltage [23]	19
Figure 2.9. Déformation d'un matériau piézoélectrique laminaire suite à un voltage [18]	20
Figure 2.10. Schéma d'une micropompe utilisée pour la diffusion de médicaments [3]	22
Figure 3.1. Description du système de contrôle du micromoteur [9]	26
Figure 3.2. Photographie de l'ASIC de 2 mm par 2 mm [9]	27
Figure 3.3. Schéma bloc de l'interface [9].....	27
Figure 3.4. Deux pulses consécutifs sur 2 différentes sorties [9]	28
Figure 3.5. a) Variation de l'impulsion en fréquence et en tension b) Déformation de l'actionneur piézoélectrique sous une haute tension [33].....	29
Figure 3.6. Schéma bloc du système de diffusion de médicaments [33].....	29

Figure 3.7. Formes d'onde PWM générées par la puce haut voltage [10].....	32
Figure 3.8. Mouvement du convoyeur MEMS selon des fronts haut voltage montants et descendants (lorsque le voltage est appliqué, saisie de l'objet (a) et (c) et le MEMS retrouve sa position initiale lors du changement de polarité (b) et (d)) [21]	33
Figure 3.9. Interface à haut voltage interagissant avec un microcontrôleur pour commander une matrice de MEMS [31].....	34
Figure 3.10. Schéma bloc électrique du microrobot [2]	35
Figure 3.11. Schéma bloc électrique pilote [8]	35
Figure 3.12. Implant électronique permettant la commande d'actionneurs MEMS électrostatiques [20]	37
Figure 3.13. Schéma bloc du système de contrôle des MEMS pour une micropompe [17]	38
Figure 4.1. Schéma bloc du système proposé utilisant diverses technologies.....	42
Figure 4.2. Charge d'un actionneur électrostatique	43
Figure 4.3. Schéma électrique équivalent d'un actionneur piézoélectrique	44
Figure 4.4. Temps d'impulsion du signal aux actionneurs	46
Figure 4.5. Temps d'impulsion du signal aux actionneurs	47
Figure 4.6. Largeur d'impulsion non séquentielle	47
Figure 4.7. Amplitude variable du signal.....	48
Figure 4.8. Vue de coupe d'un transistor DALSA HV LDMOSFET [25]	51
Figure 4.9. Étage d'une sortie de l'interface à haut voltage [25].....	51
Figure 4.10. Étage d'une sortie de l'interface à haut voltage [12].....	52
Figure 4.11. Courbe I_D Vs V_D du transistor HVNMOS de l'inverseur de sortie pour des tensions V_{GS} de 1 à 6 V	53
Figure 4.12. Courbe I_D vs V_D du transistor HVP MOS de l'inverseur de sortie pour des tensions V_{GS} de -1 à -6 V	54
Figure 4.13. Schéma bloc du convertisseur MAX5025 [19]	55
Figure 4.14. Pompe de charge Dickson [11].....	56
Figure 4.15. Schéma bloc du convertisseur de tension DC/DC suggéré [26].....	57

Figure 4.16. Rétroaction de tension du convertisseur DC/DC.....	60
Figure 4.17. Schéma bloc du potentiomètre numérique [7].....	61
Figure 4.18. Schéma de la pompe de charge Dickson à 10 étages	61
Figure 4.19. Schéma bloc de l'interface avec le l'unité logique de contrôle et la micropompe	63
Figure 4.20. Schéma bloc de l'interface à haut voltage (technologie DALSA)	64
Figure 4.21. Mode de contrôle parallèle	65
Figure 4.22. Mode de contrôle sériel	66
Figure 4.23. Photographie de l'interface à haut voltage DALSA Semiconducteur (100V maximum).....	68
Figure 4.24. Dessins de masques et photographie de l'interface à haut voltage DALSA Semiconducteur (300V maximum).....	68
Figure 4.25. Schéma d'interconnexions entre le microcontrôleur et l'interface HV	70
Figure 4.26. Fonctionnement du PWM rapide.....	71
Figure 4.27. Communication entre le microcontrôleur et l'interface HV afin de générer les formes d'ondes	72
Figure 5.1. Temps de montée théorique du convertisseur DC/DC	74
Figure 5.2. Temps de montée maximal pratique du convertisseur DC/DC	75
Figure 5.3. Chronogramme des entrées et de la sortie de l'interface à haut voltage pour le mode adressable	77
Figure 5.4. Histogramme des entrées et de la sortie de l'interface à haut voltage pour le mode sériel.	79
Figure 5.5.a. Régulation du voltage à 50V en mode adressable	80
Figure 5.5.b. Régulation du voltage à 70V en mode adressable.....	80
Figure 5.5.c. Régulation du voltage à 80V en mode adressable	81
Figure 5.5.d. Régulation du voltage à 90V (début de décrochage).....	81
Figure 5.6. Phénomène de «Latch up» suite à une tension d'alimentation dépassant le seuil.....	82
Figure 5.7. Décrochage suite à une tension d'alimentation dépassant le seuil et à une	

température excessive de la puce à haut voltage.	82
Figure 5.8. Fonctionnement du mode sériel.....	83
Figure 5.9. Trois sorties alternées en simultané en mode sériel	84
Figure 5.10. Délais de propagation des transitions de 0 à HV et de HV à 0	87
Figure 5.11. Sortie PWM à 300V	88
Figure 5.12. Temps de montée du système avec l'interface à 300V	89
Figure 5.13. Validation du système à l'aide de tubes à gaz inerte.....	89
Figure 5.14. Profil d'un substrat SOI.....	90
Figure 5.15. Géométrie du peigne électrostatique et circuit équivalent pour un doigt.....	91
Figure 5.16. Déplacement du peigne d'environ 1µm produit par une tension appliquée de 80 V.....	91
Figure 5.17. Montage du système.....	92
Figure A.1. Échelle de pression selon le type d'actionneur.....	104
Figure A.2. Temps de réponse d'une valve en fonction de son type d'actionneur.....	104
Figure A.3. Différents types de valves [22].....	105
Figure A.4. Densité d'énergie pour différents actionneurs [22]	106
Figure A.5. Types de micropompes en fonction du principe d'activation.....	108
Figure A.6. Électrode en disque et ses caractéristiques (Morgan piezoceramics).....	110
Figure B.1. Graphique des tensions de sortie programmables du système.....	118
Figure C.1. Fiche des caractéristiques des tubes à gaz inerte	119

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1. Évolution de la technologie des MEMS	2
Tableau 2.1. Propriétés de différentes micropompes.....	14
Tableau 2.2. Équations d'un piézoélectrique laminaire suite à un voltage [18]	20
Tableau 3.1. Caractéristiques de l'interface HV [10]	31
Tableau 3.2. Paramètres du système proposé	40
Tableau 4.1. Description des fonctions fluidiques en relation avec les fonctions mécaniques d'une micropompe MEMS.....	49
Tableau 5.1. Variables correspondantes au fonctionnement de l'interface en mode adressable.....	77
Tableau 5.2. Variables correspondantes au fonctionnement de l'interface en mode sériel	78
Tableau 5.3. Caractéristiques théoriques de l'interface à haut voltage.....	85
Tableau 5.4. Caractéristiques expérimentales de l'interface à haut voltage	86
Tableau 5.5. Caractéristiques du substrat SOI utilisé pour fabriquer les peignes de l'actionneur MEMS électrostatique	90
Tableau A.1. Types d'activation des microvalves	103
Tableau A.2. Caractéristiques du disque piézoélectrique utilisé pour la fabrication d'une micropompe (Morgan piezoceramics)	110
Tableau B.1. Tension de sortie en fonction de la résistance de comparaison programmable	112

LISTE DES NOTATIONS ET DES SYMBOLES

ADMI	Automatic Delay Management System
A/S	Addressable / Serial
ASIC	Application Specific Integrated Circuit
BICMOS	Bipolar Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
CAM	Content Addressable Memory
CMOS	Complementary Metal-Oxide-Semiconductor
CRSNG	Conseil de Recherche en Science Naturelles et en Génie du Canada
DC/DC	Direct Current to Direct Current
DNA	DeoxyriboNucleic Acid
EDP	Ethylene-Diamine Pyrocatechol
EEPROM	Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory
ESD	Electro-Static Discharge
FLASH	Fast Low-Latency Access with Seamless Handoff
FPGA	Field Programmable Gate Array
HNA	Hydrofluoric, Nitric, Acetic etching mixture
HV	High Voltage
LDMOS	Laterally Diffused Metal-Oxide-Semiconductor
LUS	Level Up Shifter
LV	LowVoltage
KOH	Hydroxyde de potassium
MEMS	MicroElectroMechanical System
MPVD	MultiPhase Voltage Doubler
NMOS	N-type Metal-Oxide-Semiconductor
PWM	Pulse Width Modulation
PMOS	P-type Metal-Oxide-Semiconductor
PMMA	PolyMethyl MethAcrylate

RMS	Root Mean Square
SIP	System In Package
SOI	Silicon On Insulator
SRAM	Static Random Access Memory
TMAH	TetraMethyl Ammonium Hydroxide
TPVD	Two-Phase Voltage Doubler
TWI	Two Wire Interface
USI	Universal Serial Interface

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE A	ACTIONNEURS MEMS	103
ANNEXE B	TENSIONS DE SORTIE PROGRAMMABLES DU SYSTEME.....	112
ANNEXE C	CARACTERISTIQUES DES TUBES A GAZ INERTE.....	119

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

La nécessité d'injecter des quantités infimes de fluide et en particulier des médicaments par micro-pompage devient une avenue de premier choix pour le traitement de pathologies comme le diabète et les douleurs éprouvées par des maladies chroniques. Un autre champ d'intérêt, la biologie cellulaire et moléculaire, requiert maintenant des systèmes de micro-pompage pour automatiser le processus d'échantillonnage automatique de l'ADN et effectuer la manipulations et la séparation de cellules par électrophorèse et électro-osmose en vue de trouver de nouvelles façon de pousser la recherche pharmaceutique à trouver de nouveaux médicaments ou favoriser de nouveaux traitements pour contrer la maladie.

1.1 Traitements de maladie via des médicaments injectables

L'invention de la première seringue à injection en 1853 par l'orthopédiste français Charles Gabriel Pravaz, marque un point culminant dans l'histoire du traitement par injection et de l'analyse sanguine en laboratoire. Sans utiliser la chirurgie, l'homme est maintenant capable d'entrer en contact avec le système sanguin humain pour y injecter des médicaments. Depuis, leur début, les seringues ont bien évolué et elles deviennent de plus en plus petites et utilisent diverses technologies de fabrication et d'usinage. Avec les progrès croissants en génomique, protéomique et la découverte de nouveaux médicaments, le contrôle microscopique du transport des fluides est devenu crucial. Véhiculer d'infimes quantités de fluides est rendu indispensable pour arriver à traiter diverses maladies, faire le séquençage de l'ADN, calculer des concentrations de substances biologiques et de toxines chez l'humain. On fabrique maintenant des matrices de micro-aiguilles capables de se fixer aux parois de la peau et aux vaisseaux sanguins [14,24]. Divers systèmes d'administration de médicaments ont aussi vu le jour. Certaines médications peuvent être automatisées par le biais de pompes électroniques comme la

nouvelle pompe (GemStar®) pour narcotiques, analgésiques et autres médicaments intraveineux d'Abbott Laboratories. On peut maintenant injecter des médicaments comme l'insuline par le biais d'une pompe de la taille d'un télé-avertisseur situé à l'extérieur du corps [28] et relié à une canule sous cutané afin de contrôler le dosage en fonction du besoin corporel.

1.2 Technologies MEMS

1.2.1 Des technologies des semiconducteurs CMOS aux technologies MEMS

Les systèmes micro électromécaniques (MEMS) ont pris naissance à partir des méthodes de fabrication des circuits intégrés suite à des idées de systèmes miniaturisés dans les années 1960. Après près de 15 ans de travail ardu pour les développer, on voit apparaître les premiers capteurs MEMS et les premières têtes d'imprimante à jet d'encre (Tableau 1.1).

Tableau 1.1. Évolution de la technologie des MEMS

1950	1960	1970	1980	1990	2000
Circuits intégrés	Capteurs en silicium Piézorésistifs (Honeywell)	Capteurs de pression (Honeywell) Chromatographes à phase gazeuse	Micromachinage de surface de polysilicium Micromoteurs en polysilicium	Accéléromètre commercial (Analog Devices) Digital Mirror Display (TI) Interrupteur de réseau optique (Lucent) Gyroscope en silicium (Draper Labs)	Micropompe haute performance en silicium (Debiotech) Puce d'ADN Microelectronique (Nanogene) (Motorola)
Matériaux sacrificiels	Gravures HNA et EDP	Gravure au KOH	Collage de gaufre de silicium (Silicon Wafer bonding) LIGA	Gravure au TMAH Gravure réactive ionique (Deep Reactive Ion Etching -DRIE)	Lab-on -a -chip

Le volume de production des MEMS ne cesse de croître et la maîtrise de leur fabrication devient mieux contrôlée. Alors que l'intérêt des MEMS à ses débuts était modéré, aujourd'hui on voit l'impact des MEMS dans la vie de tous les jours. Les produits MEMS ont une croissance commerciale accrue dans l'automobile avec les capteurs de pression, les accéléromètres et les gyroscopes, dans l'impression avec les têtes d'imprimantes à jet d'encre, dans l'audiovisuel avec les « digital signal processors » (DSP), les microphones, etc. Les MEMS sont aussi beaucoup envisagés pour les systèmes microfluidiques permettant l'injection de médicaments, la détection d'agents biologiques toxiques, la détection de concentrations en ions (capteurs biologiques), le dépistage de maladies par échantillonnage et le séquençage de l'ADN par microcanaux et pour générer la réaction en chaîne de polymérase (Polymerase Chain Reaction- PCR).

1.2.2 Matériaux MEMS

À l'addition du silicium, divers matériaux sont utilisés tels le verre, les oxydes, le quartz, la céramique, les résines, le parylène, le PMMA, le platine et l'or. De nouveaux matériaux prennent de la popularité dans le domaine. Les facteurs amenant la diversité des matériaux utilisés sont les propriétés électromécaniques, les propriétés mécaniques, les propriétés thermoélectriques, la biocompatibilité, les propriétés physico-chimiques, le coût, l'optimisation de grosseur etc. La fabrication MEMS se base sur la photolithographie, le micromachinage, les techniques de collage et de coupage de gaufres ainsi que les technologies « flip-chip ».

1.2.3 Systèmes électroniques de contrôle et de traitement de données MEMS

Les MEMS nécessitent des systèmes électroniques capables de les commander et de traiter leurs informations pour remplir les tâches voulues. Le fonctionnement des MEMS repose souvent sur des concepts physiques nécessitant une électronique à haute densité et de l'électronique à haut voltage (de l'ordre de centaines de volts). Les relations

physiques d'électrostatique et de piézoélectricité permettant de faire bouger des éléments de l'ordre de nanomètres à quelques microns. Le mouvement obtenu est en fonction de la tension appliquée aux bornes de l'élément constituant l'actionneur. Les MEMS sont des puces qui comportent des parties interagissant mécaniquement. Ils peuvent être de circuits analogiques ou numériques et ils agissent à certaines fréquences et temps de cycle dépendant de l'application voulue. Par exemple, l'injection d'un médicament peut se faire une fois par seconde (1 Hz), l'oreille perçoit les sons à une fréquence maximale de 25 kHz, l'œil distingue le balayage d'un écran d'ordinateur à partir de 65 Hz, etc. Les limites à repousser sont au niveau de la tension maximale à générer (plus on applique une haute tension, plus le mouvement des parties micro-machinées sera important pour les actionneurs de type électrostatiques ou piézoélectriques). Elles sont aussi à l'intégration du système électronique numérique avec l'électronique à haut voltage aux MEMS. L'électronique des MEMS demeure, dans la majorité des cas, dédiée au système. Des compagnies comme Analog Devices et Texas Instruments se sont dotées à la fois de la propriété intellectuelle et des usines de fabrication des MEMS et de l'électronique pour en faire un système fonctionnel. Le fonctionnement de leurs systèmes reste de leur ressort et la propriété intellectuelle protégée.

Des matériaux tel l'or et le verre sont incompatibles à la technologie CMOS, ce qui crée un autre problème au point de vue des systèmes électroniques MEMS. Les éléments d'électronique du système doivent souvent être séparés du MEMS et leur intégration sur une même puce est impossible.

1.3 Impact social et économique des systèmes MEMS

Les MEMS font partie de deux grandes classes: les actionneurs et les capteurs. Les actionneurs MEMS permettent la propulsion de divers éléments physiques. Les têtes d'imprimantes à jet d'encre (MEMS microfluidiques) (Figure 1.1) permettent de projeter des quantités minimales d'encre dans l'ordre du picolitre [32]. D'autre part, les «Digital

Light Processors» (MEMS optiques), matrices de micro miroirs MEMS inventés par Texas Instruments, permettent de réfléchir la lumière pour générer les tons de gris. Ils sont utilisés dans tous les nouveaux projecteurs numériques et voient maintenant le jour dans le domaine cinématographique. La majorité des actionneurs MEMS sont basés sur des principes physiques nécessitant des tensions d'activation de l'ordre de centaines de Volts.

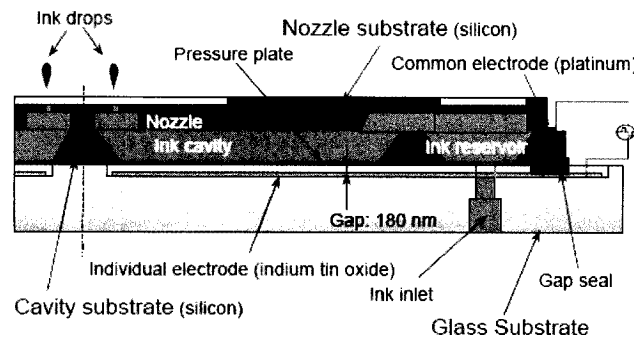


Figure 1.1. Vue de profil d'une tête d'imprimante MEMS Epson [4]

D'autre part, les capteurs permettent l'échantillonnage de divers paramètres mécaniques. Dans le monde de l'automobile, nous retrouvons différents capteurs MEMS. Dans les coussins gonflables, on retrouve des accéléromètres donnant des données sur la force de l'impact subit. Ces derniers permettent le déclenchement de l'air dans le coussin lorsqu'un impact critique est atteint. D'autres accéléromètres et gyroscopes MEMS nous donnent des informations sur la stabilité de l'automobile; des capteurs de pression pour les pneus indiquent leur bon état et sont devenus obligatoires sur les véhicules américains en 2005. Par exemple, la BMW 740i possède au-delà de 70 capteurs MEMS. Les capteurs MEMS par opposition aux actionneurs MEMS peuvent être opérés à de très faibles tensions.

La part de marché des MEMS est distribuée selon la Figure 1.2 et des prédictions de revenus total générés par les MEMS sont fournis par la Figure 1.3. Les actionneurs MEMS sont la plupart du temps des puces pour le traitement des fluides (MEMS

microfluidiques), optiques (MEMS optiques) et de radio fréquence (MEMS RF), alors que les capteurs sont des MEMS inertiels (Capteurs inertiels), et des capteurs de pression (Capteurs de pression).

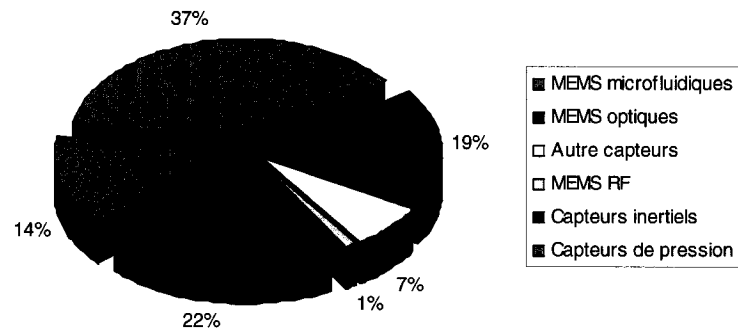


Figure 1.2. Parts de marché des MEMS selon leur application 2002 [13]

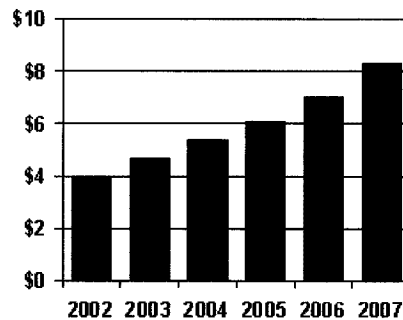


Figure 1.3. Revenu total des MEMS 2002-2007 [13]

1.4 Système électronique pour Micropompes

Contrairement aux autres applications MEMS, les micropompes possèdent une grande variété de principes d'opération. Les nombreuses procédures pharmaceutiques, chimiques et biologiques requièrent souvent des dispositifs qui peuvent distribuer des

quantités infimes et précises de liquides, gaz ou poudres. Certains médicaments injectables nécessitent d'être diffusés périodiquement dans le corps humain de personnes atteintes de maladies chroniques tels le diabète, l'ostéoporose et les hépatites B et C. Les injections de tels médicaments doivent s'effectuer à répétition. Le dosage du médicament est basé en fonction des besoins corporels au moment de l'injection. Ceci engendre une problématique complexe : l'échantillonnage de la substance à contrôler doit être effectué afin d'injecter la bonne quantité de médicaments. Un système de distribution électronique automatique de médicaments est envisageable pour arriver à palier à ce problème courant.

L'injection du médicament se fait soit sous-cutané, soit par intraveineuse soit par intramusculaire à l'aide de seringues ou des pompes [29] externes de taille variable. Aujourd'hui, on parvient à administrer le médicament à l'aide d'injections sous cutanées ou par le biais d'une pompe externe encombrante et diffusant en continue une quantité fixe d'insuline programmée par le patient. À titre d'exemple, 151 millions de personnes sont atteintes de diabète dans le monde et cette maladie constitue les coûts les plus élevés de soins de santé aux États-Unis avec 92 milliards de dollars américains investis (IDF-International Diabetes Federation).

Certaines compagnies se sont donc penchées sur les nouvelles technologies MEMS qui permettent la conception de pompes miniaturisées basées sur les techniques de microfabrication directement tirées des techniques traditionnelles de circuits intégrés à très grande échelle (Very Large Scale Integration - VLSI) pour la fabrication de circuits électroniques.

La génération d'impulsions à haut voltage et la création d'un système de contrôle deviennent une nécessité pour faire fonctionner les diverses nouvelles micropompes. Les systèmes logiques de contrôle nécessitent une grande densité de transistors de faible taille tandis que l'électronique haut voltage nécessite moins de transistors mais de taille beaucoup plus grande. Actuellement l'intégration de systèmes électroniques de contrôle

à haut voltage sur la puce MEMS sont en phase de développement et une telle technologie peut conférer un avantage compétitif dans le continuel combat pour traiter diverses maladies nécessitant de multiples injections régulières [35] et pour les diverses recherches de médicaments (échantillonnage automatique de l'ADN et manipulation de cellules). Avec l'avancement fulgurant de l'électronique, des MEMS (systèmes microélectromécaniques) et des procédés de microfabrication s'y rattachant, des systèmes intégrés complexes microscopiques peuvent maintenant voir le jour. Ces derniers ne cessent de révolutionner plusieurs domaines d'applications tels la médecine, l'aérospatial, les télécommunications et l'automobile.

L'impact social d'un nouveau système de diffusion miniaturisé portable est énorme [13]. Pour prendre l'exemple du diabète, au Canada, 4.5% des canadiens de 18 ans et plus, soit environ 1.1 millions de personnes, étaient atteints du diabète en 2001-2002 (Statistiques Canada, 2003). Le diabète est la 4^e cause de mortalité dans les pays développés et est la première cause de cécité et de problèmes visuels [34]. Un système de commande de micropompes MEMS est une nouveauté envisageable pour diffuser les médicaments et faire des analyses et manipulations de molécules.

Il s'agit, dans ce présent mémoire de maîtrise, de concevoir un système permettant de générer et de régler les impulsions à haut voltage appropriées afin de commander des actionneurs à haut voltage de micropompes MEMS. Les nouvelles micropompes [16] et les réseaux de micropompes nécessitent plusieurs actionneurs qui pourront être activés par le biais du système. Ce système comporte des circuits de contrôle à basse tension et à haute densité permettant de commander une interface électronique à haut voltage alimentée par un convertisseur de tension DC/DC alimenté par une batterie permettant de faire l'activation des différentes parties de la micropompe.

Nous enchaînons maintenant avec le premier chapitre consistant en une revue de littérature sur les systèmes à haut voltage pour la commande d'actionneurs MEMS. Nous

y évaluerons les caractéristiques et les limites de chacun des systèmes et nous décrirons les caractéristiques voulues du système MEMS présenté.

CHAPITRE 2

SYSTÈME MEMS MICROFLUIDIQUE

2.1 Introduction aux systèmes microélectromécaniques

Les MEMS (Micro-Electro-Mechanical-Systems) sont des dispositifs microélectromécaniques. Un MEMS est un dispositif micromachiné, la plus part du temps dans un substrat de silicium. Basé sur des procédés de fabrication exploités pour la fabrication de l'électronique standard, les MEMS se fabriquent à partir de silicium, de polysilicium dopé, de métaux déposés et de diélectriques sous forme de résines et d'oxyde. Pour les construire, on peut faire appel à des gravures liquides profondes (KOH et TMAH), à des gravures sèches au plasma (DRIE), à la déposition de matériaux par CVD ou PECVD, au placage électrolytique ou sans électrode. Les étapes de fabrication font appel à la conception du système selon les spécifications électriques et mécaniques voulues. Par exemple, on peut vouloir fabriquer un micromoteur tournant à une vitesse donnée, ayant une force maximale et une dimension donnée. On utilisera donc des principes de physique électromécanique pour arriver à générer les caractéristiques voulues. On établira, par la suite, la tension nécessaire d'alimentation du MEMS et les caractéristiques de charge de ce dispositif. Finalement, nous serons en mesure de calculer sa demande en courant et sa puissance dissipée.

Un design est alors établi et dessiné à l'échelle micrométrique et nanométrique pour ensuite passer à l'étape de fabrication des masques, de la photolithographie, de la gravure et de la déposition du métal. Le silicium et les résines comportent des propriétés électromécaniques intéressantes. Sous l'application d'une forte différence de potentiel, de l'ordre de centaines de Volts, deux paquettes de silicium se déforment et subissent un déplacement microscopique. Aussi sous l'application d'une telle tension, il est possible d'obtenir des déformations de même valeur à l'aide d'un matériau piézoélectrique qui,

selon la relation de Curie, se déforme en fonction de la tension appliquée. Le système biomédical présenté dans ce mémoire utilise ces propriétés pour faire opérer les parties amovibles d'une micropompe à l'échelle microscopique.

2.2 Système de contrôle de la micropompe MEMS proposé

La nécessité d'obtenir de hautes tensions en utilisant des circuits de taille minimale est une caractéristique nécessaire du système. De plus, le système sera aussi capable de générer des formes de signal carrées modulées (Pulse Width Modulation - PWM) à haut voltage (HV) variables en fréquence et en tension. Ces impulsions à haute tension permettent de faire commuter les actionneurs micromachinés de la micropompe grâce à une largeur d'impulsion, une fréquence et une tension programmable. Le système peut commander plusieurs sorties à la fois, en groupe ou individuellement, pour dicter l'ouverture et de la fermeture de nombreuses valves. Il permet la commutation de l'élément actif de la pompe, élément propulsant le fluide à l'extérieur de la pompe (Figure 2.1.).

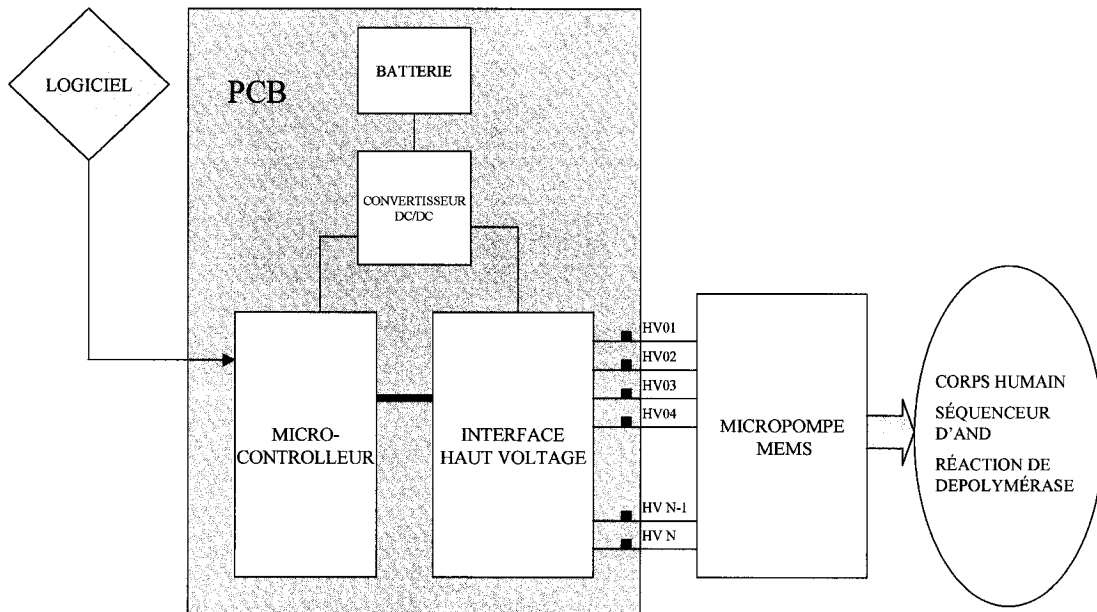


Figure 2.1. Schéma bloc des divers éléments du système de pilotage d'actionneurs MEMS

Les MEMS utilisés pour effectuer des tâches à l'échelle microscopique nécessitent de grandes tensions d'alimentation pour le fonctionnement des actionneurs qui. Ceux-ci permettent de faire bouger les structures mécaniques de la pompe de quelques micromètres. Dans ce système, les actionneurs choisis donnent la force nécessaire au pompage du fluide au travers d'une micropompe MEMS et constituent les éléments à contrôler pour l'ouverture et de la fermeture des valves. La micropompe consiste en de multiples microvalves actives ou passives et en un réservoir de fluide changeant de volume selon la tension d'activation (Figure 2.2.). Le système intégré à multiples sorties à hautes tensions permettra de contrôler les valves et le volume de la cavité de la pompe. Le principe d'activation de la membrane de la pompe et des valves repose sur la déformation des matériaux piézoélectriques pour les actionneurs piézoélectriques et sur les principes de base d'électrostatique pour les actionneurs électrostatiques (voir Annexe

A). Le système comporte une unité de contrôle logique, une unité permettant d'interfacer et de piloter les charges des actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques ainsi qu'une pompe de charge, et un convertisseur DC/DC. Ce convertisseur permet de pomper la charge d'une pile de 3 V à une charge d'activation MEMS de 10 à 300V. Les différentes charges variables des actionneurs MEMS sont caractérisées et le système sera en mesure de les piloter en vue du contrôle de la micropompe. Avec une commande en tension et des formes d'ondes programmable, diverses fonctions pourront être accomplies telles la fermeture des valves et la commutation d'une ou de plusieurs membranes de la micropompe pour arriver à évacuer le fluide à l'intérieur de sa cavité (Figure 1.2.).

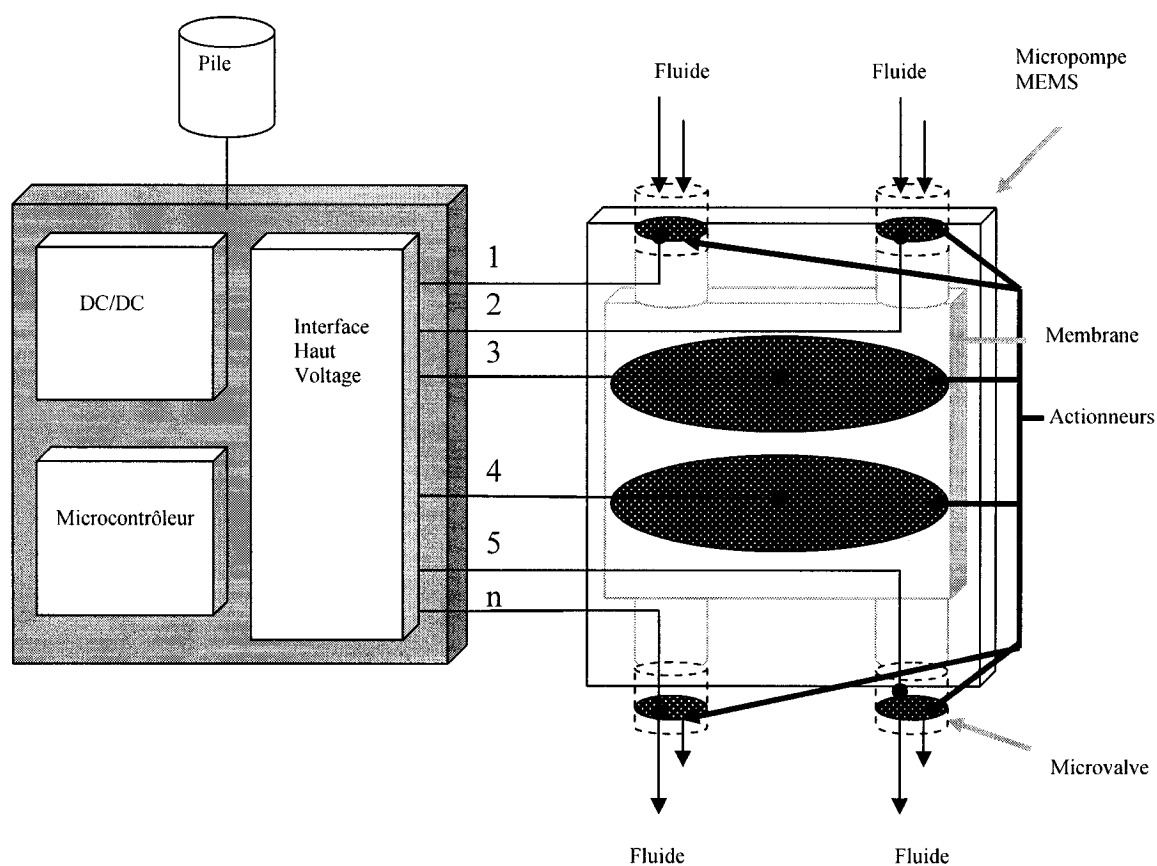


Figure 2.2. Schéma du système global de diffusion des médicaments

2.3 Spécifications et contraintes

Les spécifications du système reposent sur les éléments d'une micropompe MEMS; soit ses valves actives et ses membranes de commutation pour le pompage du fluide. L'impédance des valves et l'impédance des membranes de commutation doivent être définies selon les principes d'activation appropriés. Les hautes tensions variables à générer aux sorties, les courants de sortie voulus, les fréquences d'opération et les formes d'onde sont primordiales pour assurer le bon fonctionnement de la pompe. Selon la littérature, le système permet de contrôler les micropompes MEMS ayant les caractéristiques indiquées dans le Tableau 2.1.

Tableau 2.1. Propriétés de différentes micropompes

Principe d'activation de la pompe	Tension de commutation [V]	Fréquence	Onde d'activation	Nombre d'actionneurs	Référence
Électrostatique	75	100 Hz	Carrée	Matriciel (9 et +)	[22]
Piézoélectrique	100	< 1 KHz	Carrée	1-3	[15]
Électrostatique	26.5	< 20 KHz	Carrée	128	[32]
Électrostatique	140	60 Hz	Onde	6	[36]
Piézoélectrique	-40 /+100	0-0.2 Hz	Carré	1	[16]

Un aperçu des deux types d'actionneurs des microvalves et de la micropompe est élaboré. Le système a la capacité d'adapter ces différents types d'actionneurs et la force du système présenté réside dans sa grande flexibilité d'utilisation en ayant la possibilité de faire varier la charge de sortie.

2.4 Microvalves électrostatiques et piézoélectriques

Selon la littérature examinée des micropompes MEMS, les actionneurs les plus propices pour le fonctionnement d'une telle pompe reposent sur les principes de piézoélectricité et les principes de l'électrostatique. Dans un système microfluidique, tout comme dans un système véhiculant des fluides à grands débits, la présence de valves demeure essentielle. Seulement, ces valves sont microfabriquées et portent le nom de microvalves. Il existe plusieurs façons de concevoir une microvalve et deux principes de valves sont possibles : les microvalves passives et les microvalves actives. Les microvalves passives ont pour rôle d'empêcher le liquide de revenir dans la cavité du canal fluidique (Figure 2.3 a)). Les microvalves actives s'apparentent plus à un robinet ou à un transistor. Elles ont un élément mécanique en mouvement qui, suite à l'application d'un signal de contrôle, modifie le débit dans un canal.

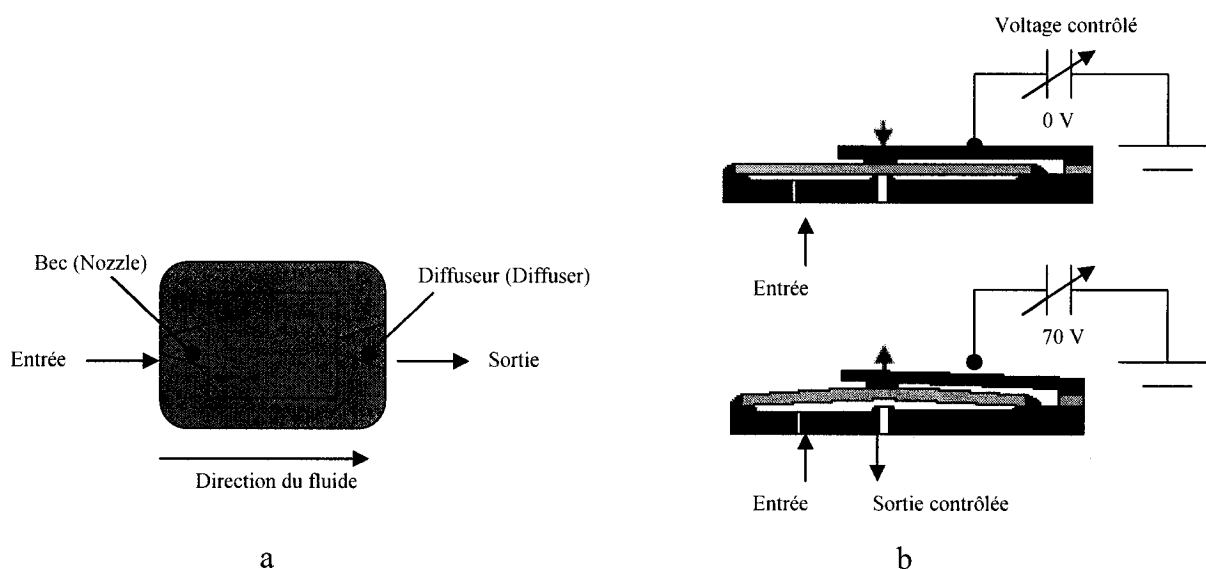


Figure 2.3. a) exemple d'une valve passive « nozzle-diffuser », b) exemple d'une valve activée par un actionneur piézoélectrique (déplacement proportionnel à la tension appliquée).

Les valves actives sont composées principalement de trois parties. Un substrat, une membrane et un actionneur qui réagit par une déformation en fonction d'un stimuli électrique (Figure 2.3. b)). Le type de valve est associé au type d'actionneur. L'actionneur peut bouger par le biais d'impulsions électriques à haut voltage, de changements de pression, de variation de température, de l'application de champ électrique ou de champ magnétique. Le système présenté traite de deux types d'actionneurs permettant le pompage d'un médicament liquide, soit les actionneurs électrostatiques et piézoélectriques. Le type de microvalve utilisé se dessine en fonction du débit, du temps de réponse, de la force de fermeture, des fuites et de la fiabilité voulue (Annexe A).

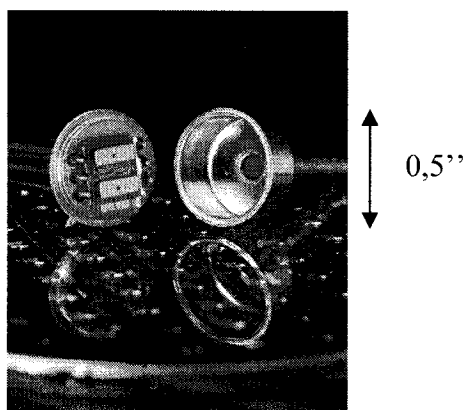


Figure 2.4. Valve NC-1500 FluistorTM à opération électrique de la compagnie Redwood Microsystems

2.4.1 Constitution d'un actionneur électrostatique

Pour pomper le fluide à l'intérieur d'une cavité, une micropompe peut être munie d'une membrane de silicium ou d'autres matériaux qui forment une capacité variable. Les forces électrostatiques permettent le mouvement des plaques ou des éléments microfabriqués (Figure 2.5.).

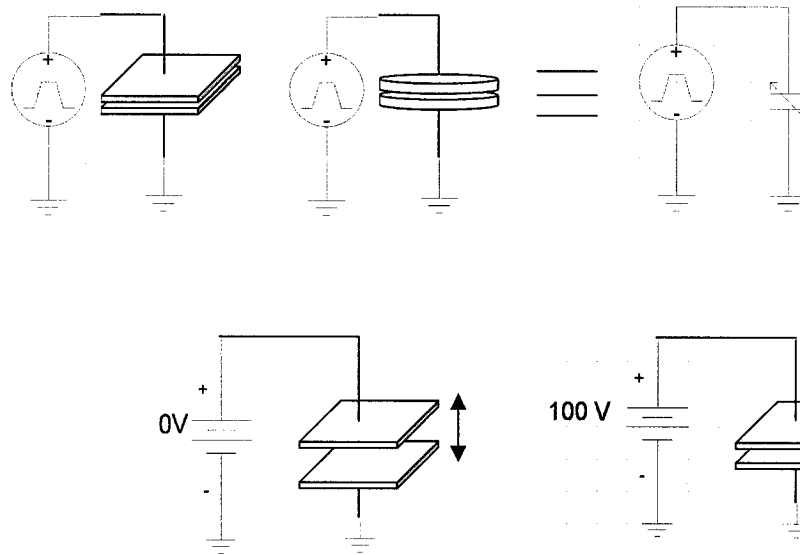


Figure 2.5. Représentation de l'activation par électrostatique

La force entre les deux plaques peut être obtenue approximativement par l'équation simple suivante :

$$F = \frac{1}{2} \epsilon_r \epsilon_0 A \left(\frac{V}{d} \right)^2 \quad (1)$$

où ϵ_0 est la permittivité du vide ($\epsilon_0 = 8.85418 \times 10^{-12} \text{ F/m}$) et ϵ_r la permittivité du diélectrique entre les deux plaques. A représente l'aire de la plaque, V le voltage appliqué et d la distance entre les deux plaques. On remarque que plus on augmente la tension aux bornes de l'actionneur MEMS, plus on obtient une force importante permettant l'ouverture et la fermeture des valves ainsi que la commutation de la pompe.

2.4.1.1 Peigne électrostatique MEMS

Un type d'actionneur MEMS utilisé communément est le peigne électrostatique (Straight Comb). Ce dispositif utilise aussi le principe précédent et consiste en une multitude de plaques en parallèle. Ceci permet d'obtenir une force plus importante à la fin mais suggère une capacité totale plus élevée étant donné que les capacités en parallèle s'additionnent. Ce dispositif est utilisé dans les applications fluidiques comme actionneur de valves ou pour construire un micromoteur servant à propulser un fluide. Les peignes électrostatiques peuvent être utilisés pour la détection de position longitudinale, latérale, verticale et hors de plan. Des matrices de peignes (voir Figure 2.6) peuvent être placées pour générer diverses forces proportionnelles au nombre de peignes utilisés selon l'équation (1). Chaque peigne a généralement deux électrodes: l'électrode du bas et l'électrode du haut. La Figure 2.7 (a) montre les différentes connexions : F (voltage du doigt fixe), M (voltage du doigt amovible), Eb (électrode du bas), Et (électrode du haut). La Figure 2.7 (b) montre le schéma électrique équivalent qui constitue un réseau de capacités variables résultant des quatre contacts électriques.

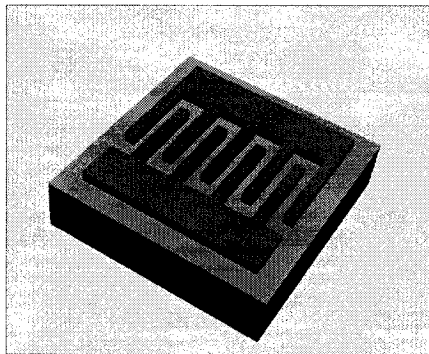


Figure 2.6. Géométrie d'un peigne (Straight Comb)

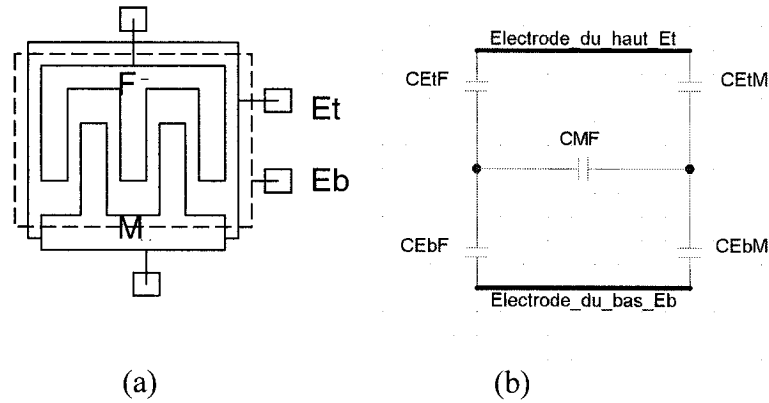


Figure 2.7. (a) Activateur en peigne vu de haut, (b) Circuit électrique équivalent [5]

2.4.2 Schéma équivalent d'un actionneur piézoélectrique

Un autre type de dispositif fréquemment utilisé dans les systèmes de micropompes est l'actionneur piézoélectrique. Ce dernier comporte d'importantes caractéristiques comme une grande vitesse de commutation et une grande densité d'énergie (Annexe A).

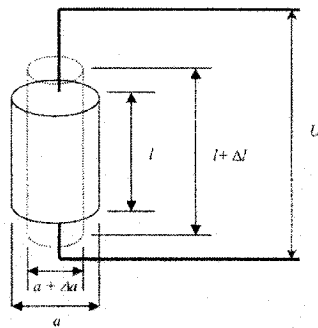


Figure 2.8. Déformation d'un matériau piézoélectrique à l'application d'un voltage [23]

Les équations qui régissent la déformation du matériau piézoélectrique en fonction de la tension appliquée sont les suivantes.

$$\Delta l = d_{33} \cdot U = d_{33} \cdot \frac{U}{l} \cdot l = d_{33} \cdot E \cdot l \quad (2)$$

$$\Delta a = d_{31} \cdot U = d_{31} \cdot \frac{U}{a} \cdot a = d_{31} \cdot E \cdot a \quad (3)$$

Ici, d_{33} et d_{31} sont des constantes propres au matériau piézoélectrique utilisé et sont des données fournies par le manufacturier. U représente le voltage appliqué au diélectrique. Un matériau plus performant à des constantes d_{33} et d_{31} plus élevées. Par exemple, si on utilise un matériau piézoélectrique Piezotite® de la compagnie muRata nous avons pour le P-7B, $d_{33}=603 \times 10^{-12} \text{m/V}$ et $d_{31}=303 \times 10^{-12} \text{m/V}$. Donc, pour avoir un déplacement longitudinal de quelques micromètres, par exemple $2 \mu\text{m}$, il faut appliquer :

$U = \frac{\Delta l}{d_{33}} = \frac{2 \times 10^{-6}}{603 \times 10^{-12}} = 3316 \text{ V}$. Pour la compagnie Morganelectroceramics, une division de Philips, nous avons des piézoélectriques compacts, les PXE5, avec des constantes d_{33} et d_{31} de respectivement $500 \times 10^{-12} \text{m/V}$ et $-215 \times 10^{-12} \text{m/V}$.

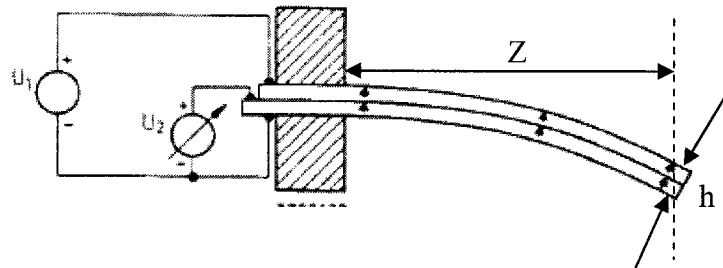


Figure 2.9. Déformation d'un matériau piézoélectrique laminaire suite à un voltage [18]

Tableau 2.2. Équations d'un piézoélectrique laminaire suite à un voltage [18]

deflection (m/V)	$9 \times 10^{-10} L^2 / h^2$
bending (m/N)	$7 \times 10^{-11} L^3 / W h^3$
resonant frequency (Hz)	$400 h / L^2$
charge output (C/N)	$8 \times 10^{-8} L^2 / h^2$
capacitance (F)	$8 \times 10^{-8} L_1 W / h$
voltage output (V/N)	$10^{-2} \times L^2 / h L_1 W$

Vu les valeurs de tension très élevées pour un déplacement donné correspondant approximativement au déplacement voulu, on utilisera, pour concevoir la micropompe, le piézoélectrique sous forme de lamelle ou de disque bimorphe. Par l'équation de déflexion du Tableau 2.2., et en fixant la longueur L du porte à faux du piézoélectrique à 5mm et sachant que nous avons une épaisseur h du piézoélectrique de 600 μ m, nous aurons besoin de générer une tension U de :

$$U = -\frac{m}{9 \times 10^{-10} \times \frac{L^2}{h^2}} = \frac{5 \times 10^{-6}}{9 \times 10^{-10} \times \frac{0.005^2}{0.0006^2}} = 80 \text{ V} \quad (4)$$

La fréquence de résonance sera de 9.6 kHz et la force de compression F qui sera de 8.1×10^{-6} N permettra de contrer la pression sanguine (Annexe A).

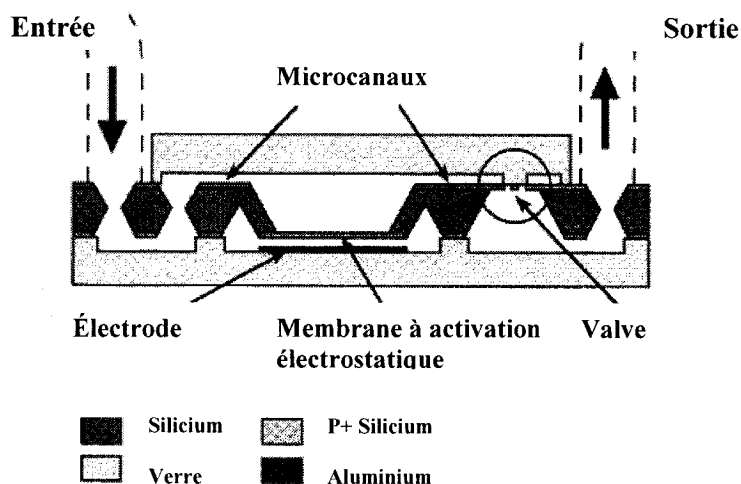
Les effets inductifs seront négligeables aux fréquences d'opération voulues de 0,1-1kHz car l'on opère à une fréquence bien inférieure à la fréquence de résonance. En ce qui concerne la capacité, nous la trouvons aussi à partir de l'équation du Tableau 2.2..

$$C = 8 \times 10^{-8} L_1 W / h = \frac{8 \times 10^{-8} \times 5 \times 6 \times 10^{-6}}{0.6 \times 10^{-3}} = 4 \text{ nF} \quad (5)$$

Selon la littérature, le système devra être en mesure de fournir entre 10 et 300 V pour arriver à faire commuter les valves et les membranes.

2.5 Exemple de micropompe

Une micropompe électrostatique pour la diffusion de médicaments est donnée en exemple pour montrer le principe de fonctionnement.



© 1997 IOP Publishing Ltd

Figure 2.10. Schéma d'une micropompe utilisée pour la diffusion de médicaments [3]

En mode de pompage, le condensateur actif (entre l'électrode et la membrane) est polarisé par la tension appliquée et provoque la déflexion de la membrane qui cause un écoulement de fluide de l'entrée à la cavité de la micropompe. La valve reste fermée à cause de la différence de pression. Pendant le mode de ravitaillement, le voltage est à 0 V. La membrane est ainsi relâchée et elle revient à sa première position, sa position d'équilibre et en même temps le volume de fluide est éjecté. Il est à noter que le liquide peut s'échapper par l'entrée ou la sortie. Une différence de dimension de microcanaux entre la sortie (micro canaux plus larges) et l'entrée (micro canaux plus étroits) permet un écoulement du fluide de gauche à droite par différence de résistance.

2.6 Système de micropompe à actionneurs et valves multiples

On vise à créer un système re-programmable pour piloter une micro pompe plus complexe constituée de plusieurs actionneurs fonctionnant à des hautes tensions variables, à des fréquences variables et des largeurs d'impulsion variables.

Le système présenté est constitué d'un microcontrôleur, d'un convertisseur à haute tension et d'un convertisseur DC/DC qui permet de contrôler des charges MEMS consistant en une micropompe fabriquée avec des membranes activatrices ou de micropeignes de silicium. L'entrée et la sortie de la micropompe comporte des valves micromachinées capables de contrer la pression sanguine spécifique à l'endroit d'implantation.

2.7. Composants du système électronique de contrôle de la micropompe MEMS

Les composants permettant de concevoir le système consistent en une unité capable de pomper les charges, une unité logique et une interface haute tension.

2.7.1 DC/DC

Le système comprend un convertisseur DC/DC permettant de pomper les charges d'une pile à des tensions pouvant atteindre des dizaines à des centaines de volts. Le convertisseur DC/DC est programmable pour permettre à tous les actionneurs d'obtenir une tension d'activation appropriée. Il doit aussi être en mesure de piloter les charges de sortie en fournissant des courants appropriés pour chaque sortie. Il se doit aussi d'être de petite taille pour la portabilité du système.

2.7.2 Microcontrôleur

Le microcontrôleur est l'unité logique du système, son centre de contrôle. Il se doit d'être compact, de consommer peu d'énergie et doit être en mesure de régler la tension des sorties en programmant le convertisseur DC/DC et contrôler la commutation des actionneurs en fournissant des signaux PWM bas voltage (voltage de la logique) variables

en fréquence. Selon un algorithme reprogrammable dans ce microcontrôleur, les signaux de commandes sont envoyés à l'interface HV (haut voltage). L'utilisateur peut programmer le système de délivrance de médicament en écrivant un code correspondant à l'algorithme voulu dans le microcontrôleur.

2.7.3 Interface HV

Cette unité doit être en mesure de supporter les hautes tensions administrées aux sorties et doit arriver à adapter les charges MEMS de sortie. Intégrée sur une seule puce, cette interface utilise un procédé CMOS spécial, le procédé $0.8\mu\text{m}$ de DALSA Semiconducteur. Il permet d'interfacer les charges MEMS électrostatiques et piézoélectriques, les actionneurs utilisés pour les valves et la cavité de la micropompe. Cette puce comporte une logique de contrôle et des pilotes à haute tension fabriqués à l'aide de transistors haut voltage (HV). Cette puce est aussi de très faible taille (de l'ordre du microcontrôleur et de la charge MEMS) pour permettre l'intégration du système. Elle reçoit les tensions variables du convertisseur DC/DC, les signaux PWM et les adresses du microcontrôleur pour piloter les charges MEMS en grand nombre à sa sortie. On peut, à l'aide d'instructions du microcontrôleur, alimenter les MEMS en groupe, individuellement ou selon une logique donnée. Les divers modes de fonctionnement du système s'avèrent très importants pour les pompes péristaltiques qui nécessitent une synchronisation de leurs multiples actionneurs présents dans sa cavité.

On pourra donc, à l'aide de ce système programmable, ouvrir les valves d'entrée pour laisser entrer le fluide dans la cavité, pour ensuite activer la pompe ouvrir les valves de sortie selon un algorithme donné.

CHAPITRE 3

REVUE DES SYSTÈMES DE CONTRÔLE D’ACTIONNEURS MEMS ÉLECTROSTATIQUES ET PIÉZOÉLECTRIQUES

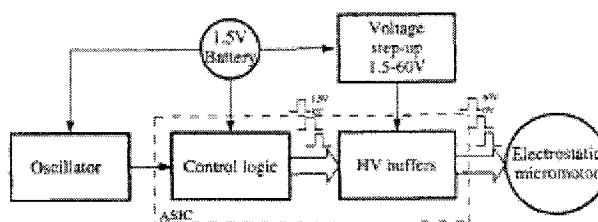
3.1 Introduction

Ce chapitre présente un bref aperçu des systèmes permettant de contrôler les actionneurs MEMS à haute tension. Plusieurs auteurs ont développé avec leurs équipes de recherche des systèmes permettant de contrôler de nombreux actionneurs MEMS à des tensions d’activation élevées. La description de leurs systèmes et de leurs caractéristiques permet de situer le sujet du système présenté. En général les systèmes existants permettent de générer des impulsions à haut voltage de l’ordre de dizaines à de centaines de volts à l’aide d’une logique de contrôle, d’une partie électronique servant d’interface à haute tension et d’un convertisseur DC/DC permettant de pomper les charges de bas voltage à haut voltage. La dimension des systèmes est une issue importante compte tenu que le système de diffusion doit être portatif dans le cas présenté. D’autres caractéristiques consistent en la variété des formes d’onde générées, à la fréquence d’opération, au temps de montée et de descente des impulsions et au nombre d’actionneurs à contrôler.

3.2 ASIC CMOS pour l’activation d’un micromoteur MEMS

Le premier système [9] consiste en une puce ASIC CMOS alimentée à 1.5 V pour l’activation d’un micromoteur électrostatique. Cette approche innovatrice fait appel à une circuiterie CMOS haut voltage à l’aide d’une technologie standard compatible à 5V. Le procédé utilisé est un procédé 2 μ m avec des tensions de claquage de 120 V pour les NMOS et de 80 V pour les PMOS. Le micromoteur fonctionne à l’aide du signal carré

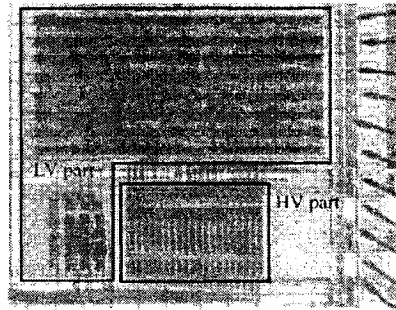
obtenu de la puce HVASIC. Le système opère à un voltage logique de 5V et fournit des signaux d'impulsion carrée qui sont par la suite amplifiés et transmis au moteur par le biais de transistors de sortie haut voltage tampons (HV buffers) comme l'indique la Figure 3.1. Le système consiste en un circuit intégré principal comportant une unité de contrôle logique et une unité de pilotes à haut voltage permettant d'interfacer les charges capacitatives MEMS du micromoteur. L'oscillateur est externe et génère l'horloge du circuit de contrôle. Un convertisseur de tension DC à DC permet d'alimenter les transistors HV à 60 V en pompant la charge de 1.5 V de la batterie.



© IEEE 1997

Figure 3.1. Description du système de contrôle du micromoteur [9]

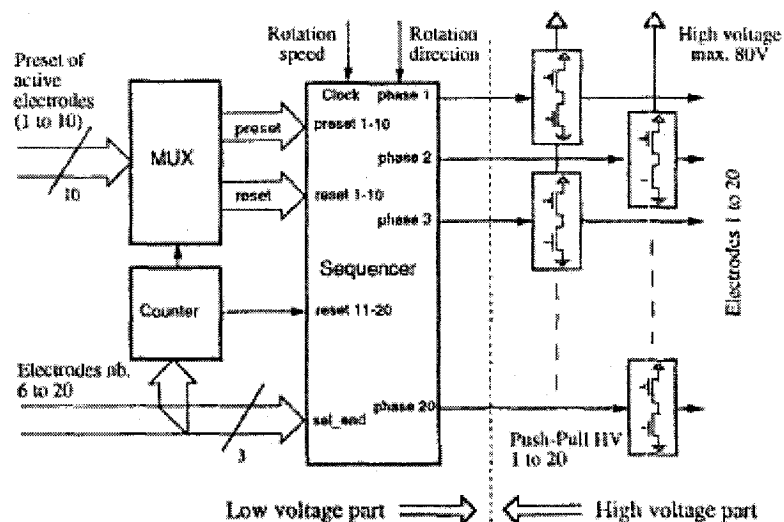
La Figure 3.2. montre la puce avec la partie à basse tension (LV) et la partie à haute tension (HV). La puce fait 4 mm^2 sans l'oscillateur, le circuit de conversion DC/DC et la batterie. Elle possède 20 sorties contrôlables pour activer jusqu'à 20 phases du stator. La tension maximale de sortie correspond à la tension de claquage des PMOS. L'auteur utilise un circuit pour passer de 1,5 à 60 V à l'aide de capacités commutées mais ne fait pas mention de l'aire de la puce. On remarque que la partie haut voltage occupe une aire environ 4 fois moindre que la partie basse tension.



© IEEE 1997

Figure 3.2. Photographie de l'ASIC de 2 mm par 2 mm [9]

La partie logique à basse tension permet de réguler la vitesse de rotation du moteur et la direction de rotation à l'aide d'un séquenceur permettant de distribuer la haute tension à chacune des électrodes correspondant aux phases. Les sorties sont munies de «Push Pulls» comportant deux transistors à haut voltage permettant d'alimenter les charges MEMS capacitives.

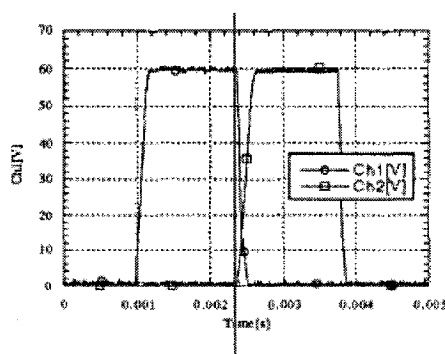


© IEEE 1997

Figure 3.3. Schéma bloc de l'interface [9]

Les charges capacitives MEMS pour tester le système sont de l'ordre d'une vingtaine de, pF. La fréquence maximale d'opération est de 1200 Hz. Les temps de montée et de

descente sont de d'environ 0,2 ms (Figure 3.4.). On remarque aussi que le deuxième pulse est lancé aussitôt que la première sortie est remise à 0. Une limitation de ce système est de ne pas pouvoir lancer une impulsion à plus d'une sortie à la fois.

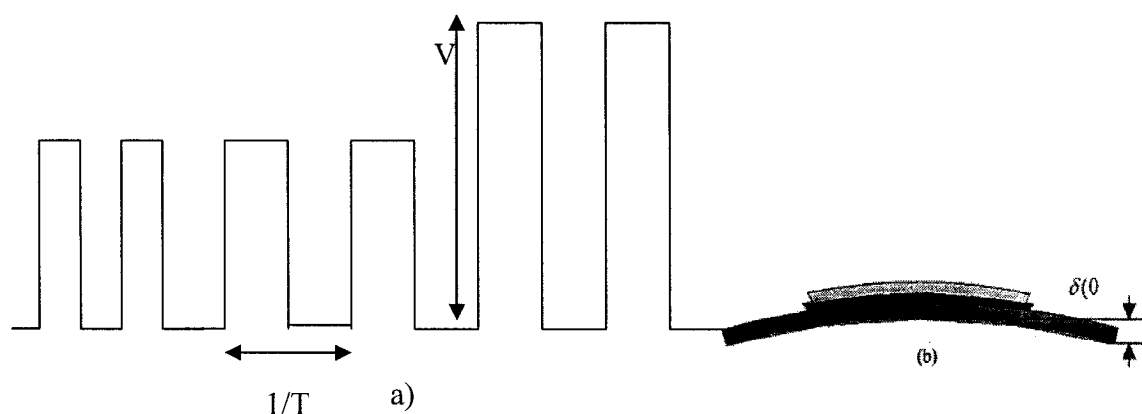


© IEEE 1997

Figure 3.4. Deux pulses consécutifs sur 2 différentes sorties [9]

3.3 Système microfluidique intelligent pour la diffusion de médicaments

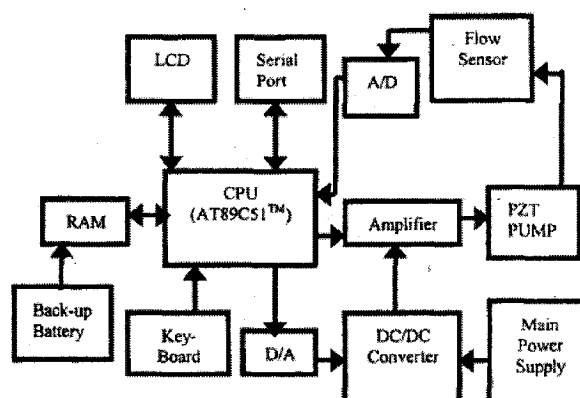
Le système développé par Tay [33], permet la génération de signaux à une micropompe piézoélectrique à diaphragme pour la diffusion de médicaments liquides. Un transformateur avec un régulateur de tension permet de monter la charge des batteries jusqu'à 200V. Un microcontrôleur permet la génération d'impulsions carrées pour alimenter la micropompe. Il existe deux modes de contrôle: le mode de contrôle en fréquence et le mode de contrôle en voltage. Ces deux derniers paramètres permettent de contrôler le débit de la pompe et la capacité d'empêcher l'entrée de fluide où capacité de contrer la pression extérieure communément appelé « pump head ». Le système comporte seulement une sortie à haute tension et permet de programmer la membrane seulement compte tenu que les valves utilisées pour cette pompe sont passives et ne comportent aucun actionneur programmable.



© IEEE 2000

Figure 3.5. a) Variation de l'impulsion en fréquence et en tension b) Déformation de l'actionneur piézoélectrique sous une haute tension [33]

La deuxième partie de la Figure 3.5. représente la déformation de l'élément piézoélectrique de la pompe suite à la tension appliquée sous forme d'une onde carrée permettant le pompage du fluide.



© IEEE 2000

Figure 3.6. Schéma bloc du système de diffusion de médicaments [33]

Comme le montre la Figure 3.6., un microcontrôleur contrôle le système entier. Ce dernier permet d'envoyer les impulsions respectives à la micropompe. Un port de

communication sériel permet de communiquer avec un ordinateur pour changer le programme de la micropompe. Le contrôle du débit de la micropompe se fait en variant la fréquence d'activation du signal et sa tension. La tension d'alimentation du microcontrôleur est de 6 V. Un convertisseur DC/DC muni d'un régulateur est utilisé pour monter le voltage au delà de 100V, qui représente la tension minimale d'activation de l'élément piézoélectrique pour assurer le bon fonctionnement de la micropompe. Un DAC (Digital Analog Converter) permet de faire fonctionner le convertisseur DC/DC. En ce qui concerne les résultats expérimentaux, lorsque la pompe est activée par un signal carré de 180 V d'amplitude positive et de 60 V d'amplitude négative, le débit augmente linéairement en fréquence jusqu'à 160Hz. Au-delà de cette fréquence, le débit commence à diminuer, d'où l'importance d'avoir de basses fréquences de commutation pour l'activation d'une future micropompe utilisant les mêmes principes d'activation de la membrane que cette dernière. Le microcontrôleur, unité centrale du système, est un AT89C51 de la compagnie ATMEL permettant de contrôler le voltage et la fréquence du signal de la pompe. La micropompe MEMS comporte une céramique piézoélectrique PXE5 de la compagnie PHILIPS.

3.4 Interface PWM haute tension bipolaire pour le contrôle d'une matrice de micromiroirs

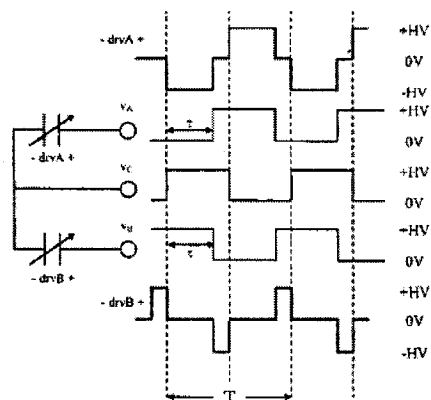
La création d'une interface haute tension bipolaire permettant de générer des sorties PWM haute tension pour l'alimentation de micromiroirs MEMS est le sujet d'une autre publication. Le système utilise trois niveaux d'impulsions. La matrice de pilotes HV est implémentée avec une architecture à deux puces basée sur des transistors CMOS, bipolaires et DMOS : une puce permettant d'exécuter la logique (Content Addressable Memory (CAM)) et une puce permettant de supporter les hautes tensions injectées aux actionneurs. Cette puce, soudée à un PCB, permet de contrôler une matrice de micromiroirs MEMS électrostatiques. La tension RMS (root mean square) de sortie est de 200V. Le système génère des fréquences d'impulsion de l'ordre de 10 fois la

fréquence de résonance de la structure MEMS pour éviter qu'elle entre en résonance. Le système permet de générer une résolution de 15 octets de niveaux de voltage pour une déflexion accrue des actionneurs électrostatiques. L'aire totale des pilotes HV est de l'ordre de l'aire totale des actionneurs MEMS soit de $650\text{ }\mu\text{m}$ par $1000\text{ }\mu\text{m}$. Le système se présente sous la forme d'un MCM (Multi Chip Module). Le voltage maximum d'opération du système est de 200V à une fréquence maximum de 36.6 kHz. Les performances sont résumées dans le tableau ci-dessous.

Tableau 3.1. Caractéristiques de l'interface HV [10]

Paramètres	Caractéristiques de l'interface HV
Fréquence de l'horloge	10-60kHz
Temps de montée / descente	< 280ns, charge de 4pF
Délais de propagation (50%-10%)	< 120 ns, charge de 4 pF à 200V
Voltages de sources	60-200V et 11.5-12.5V
Niveaux logiques	0.5 V max. LO, 4V min. HI
Température d'opération	0-85 °C

La Figure 3.7 montre les possibilités PWM du système. Le système permet de contrôler le cycle de pulse (duty cycle) et la fréquence mais ne permet pas de contrôler la tension de sortie HV qui demeure constante. Autrement dit, le système ne génère que des sorties positives et négatives correspondant à une logique numérique à trois états (-HV, 0, +HV).



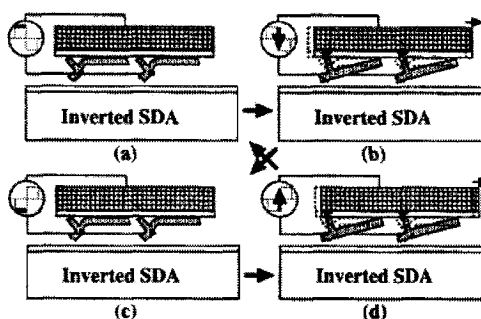
© IEEE 2003

Figure 3.7. Formes d'onde PWM générées par la puce haut voltage [10]

La taille du système de 12 par 40 actionneurs occupe un espace de 36 par 52 mm ou 1872 mm². Le système ne comprend pas de logique générique de contrôle tel un microprocesseur ou un FPGA (Field Programmable Gate Array).

3.5 Système de microactuateurs à contrôleurs intégrés

Un autre système a été décrit comme un MEMS intelligent (smart MEMS) [21]. Le système intègre des actionneurs, des capteurs et des microprocesseurs. Ce système utilise plusieurs processeurs à faible capacité pour contrôler des ensembles de MEMS. L'interface HV est construite à partir de la technologie CMOS HV 0.8μm de la compagnie Austria Microsystems à l'aide du service multi-chip. Le système opère à 90V à une fréquence de 10 kHz. Le système matriciel d'actionneurs électrostatiques permet le mouvement des objets à déplacer. La force résultante obtenue est en fonction du voltage appliqué.



© IEEE 1999

Figure 3.8. Mouvement du convoyeur MEMS selon des fronts haut voltage montants et descendants (lorsque le voltage est appliqué, saisie de l'objet (a) et (c) et le MEMS retrouve sa position initiale lors du changement de polarité (b) et (d)) [21]

La Figure 3.8. montre que le système, en générant des ondes carrées PWM permet de faire avancer l'objet. Lorsque l'on applique un haut voltage, les plaques de silicium se rapprochent par effet électrostatique sur le front montant du signal et lorsque l'on coupe la tension appliquée, les plaques se séparent sur le front descendant du signal, provoquant le mouvement de marche. Les lamelles sont collées lorsqu'une haute tension continue est appliquée (a), sur le front descendant de tension, les lamelles se séparent du substrat ce qui provoque un mouvement de propulsion vers l'avant. Lorsque le voltage devient à haute tension négative le même phénomène se reproduit; les lamelles se collent au substrat pour ensuite être relâchées, cette fois-ci sur un front montant du signal.

3.6 Interface à haut voltage CMOS Supertex pour des matrices MEMS

La compagnie Supertex, spécialisée dans l'électronique CMOS à haut voltage a développé récemment une interface à haut voltage pour les MEMS. La puce consiste en un module échantillonneur bloqueur suivi d'un amplificateur analogique à haut voltage. Le système comporte 32 sortie haut voltage analogiques à une tension maximale de sortie de 295V et un slew rate de 2.2 V/ μ s. La charge maximale de sortie est de 3000 pF. Le

procédé de fabrication utilisé est le procédé Supertex HVCMOS de 0.8 μ m. Le système suggéré comporte un microcontrôleur à DAC intégré qui adresse la puce en mode parallèle seulement et ne permet pas de contrôler les tensions de sortie (Figure 3.9.).

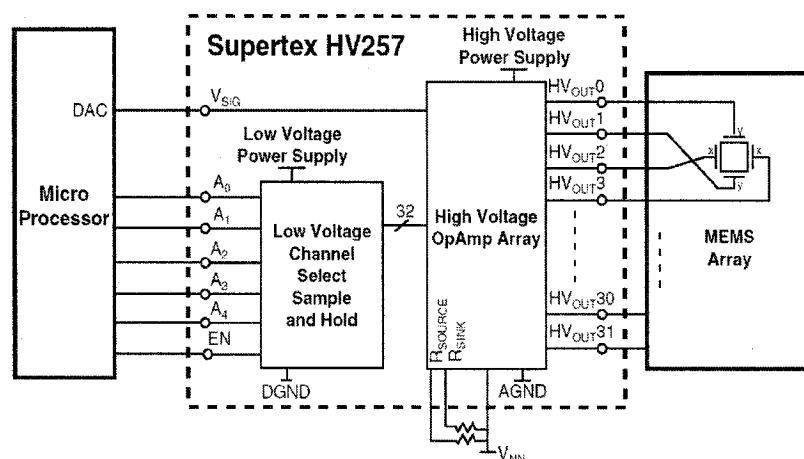
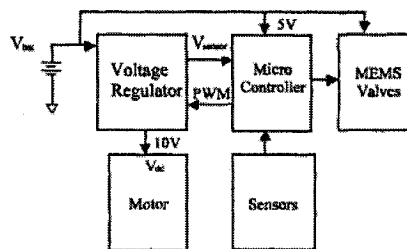


Figure 3.9. Interface à haut voltage interagissant avec un microcontrôleur pour commander une matrice de MEMS [31]

3.7 Microrobot hybride miniature

Les travaux décrits dans [2] se rapportent à un MEMS biorobotique. Le système consiste en un robot propulsé par des microvalves pneumatique MEMS. Celui-ci comporte un microcontrôleur permettant de contrôler à la fois une matrice d'actionneurs de valves MEMS et le moteur permettant la mobilité du microrobot. Le microcontrôleur PIC18C252 de la compagnie MICROCHIP commande à la fois un moteur DC à une tension de 10 V et les valves MEMS selon un réseau de neurones. Le système fonctionne à l'aide de deux piles 3V CR-2. Chaque valve MEMS tire 100mA à 5V.

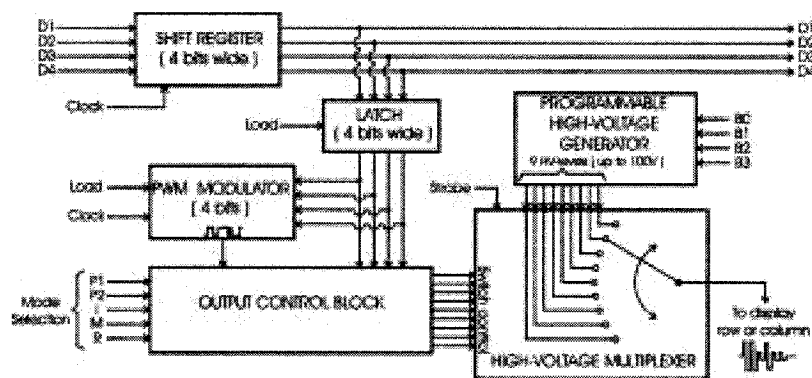


© IEEE 2002

Figure 3.10. Schéma bloc électrique du microrobot [2]

3.8 Pilote d'écran plat versatile intelligent à basse consommation dans une technologie CMOS 0.7 μm à 100V.

La puce conçue consiste en une interface à haut voltage de technologie CMOS 0.7 μm à 100V de la compagnie Alcatel. Elle permet le contrôle de pixels d'écrans plats nécessitant un voltage de 100 V et une basse consommation. Les signaux de contrôle sont de 3 à 5 V. Des circuits de conversion de bas voltage à haut voltage « Level up shifter » permettent une consommation de 1 à 2 μW par sortie. Une unité de contrôle sur puce permet un adressage des sorties et la génération de signaux à multi niveaux. Le design est conçu pour être alimenté par le biais de piles.



© IEEE 2001

Figure 3.11. Schéma bloc électrique pilote [8]

Le système contient un registre pour l'adressage des sorties (shift register) une bascule (latch) à 4 bits permettant la sortie de l'information correspondant à l'adresse voulue, un modulateur PWM permettant la génération de la forme d'onde de sortie (Figure 3.11.). Finalement, un générateur de haute tension programmable à 9 niveaux permet d'amplifier les signaux selon les commandes reçues à son entrée.

3.9 Circuit MEMS à commutation pour un implant médical

La constitution d'un nouveau dispositif médical implantable basé sur les technologies MEMS a été déposé récemment comme brevet à l'international [20]. Ce brevet: «MEMS switching circuit and method for an implantable medical device» décrit un système permettant d'implanter un circuit de commutation MEMS dans un implant médical. Des implants médicaux pour générer une stimulation électrique aux tissus existent comme par exemple: les pacemakers et les défibrillateurs cardiaques. D'autres implants permettent la stimulation des muscles et des nerfs ou d'autres tissus. Le système présenté comporte une unité de contrôle programmable pour commander soit des actionneurs électriques, soit des actionneurs électrostatiques, soit des actionneurs électromagnétiques par des impulsions de tension. Le circuit d'interface avec les actionneurs MEMS peut être un circuit à haut voltage.

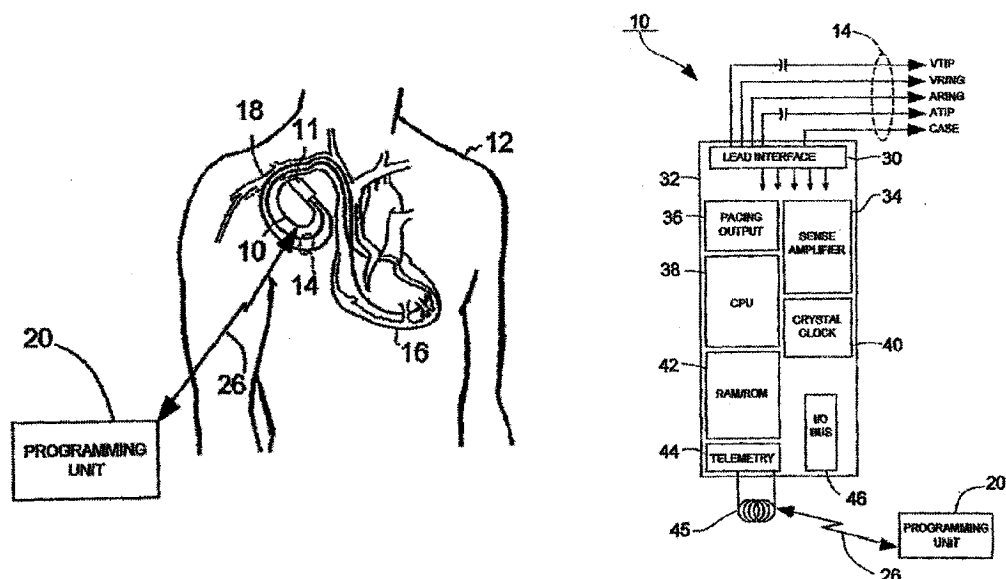


Figure 3.12. Implant électronique permettant la commande d'actionneurs MEMS électrostatiques [20]

Le système comporte aussi une pompe de charge pour générer de hautes tensions à l'aide d'une pile comme dans le cas du défibrillateur implantable (Figure 3.12.). Le système programmable correspond par télémétrie au circuit contrôlant la matrice de MEMS. Les actionneurs MEMS sont en forme de peignes électrostatiques. Un circuit de contrôle permet de générer les ondes carrées d'activation des MEMS. Le système comporte aussi un circuit de protection pour les hautes tensions et les ESD (Electro-Static Discharge).

3.10 Système de laboratoire sur puce (Lab-on-chip) contrôlant une micropompe MEMS

Ce système, breveté récemment, s'intitule: «Lab-On-Chip System and Method and Apparatus for Manufacturing and Operating Same» [17]. Le brevet consiste en une interface de communication entre une unité de contrôle logique et un MEMS destiné à une application microfluidique pour des études sur les biofluides. Le système, représenté à la figure 3.13, consiste à pouvoir contrôler un laboratoire sur puce ou communément

appelé « Lab-On-Chip ». Le système de contrôle peut être implanté à l'aide d'un microcontrôleur ou d'un circuit dédié ASIC, d'une interface et est alimenté à l'aide d'un circuit passif qui peut tirer son énergie d'un lien inductif.

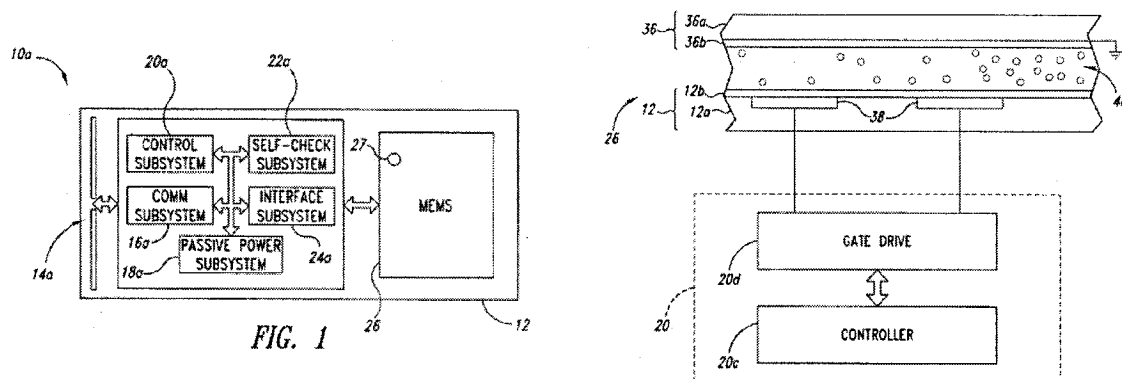


Figure 3.13. Schéma bloc du système de contrôle des MEMS pour une micropompe [17]

Le système (Figure 3.13.) comporte une unité de contrôle (Control SubSystem), une unité de communication (Comm SubSystem), une unité de vérification (Self Check SubSystem), une interface MEMS (Interface SubSystem) qui peut consister à des pilotes appropriés pour adapter les charges d'une micropompe MEMS, et finalement, un bloc d'alimentation (Passive Power SubSystem). Le MEMS est représenté par une micropompe. Les actionneurs piézoélectriques de la micropompe MEMS sont représentés par les éléments 58 a et 58b de la figure 2.14. Les éléments 56a et 56b représentent l'entrée en bec (Nozzle) et le diffuseur de sortie (Diffuser).

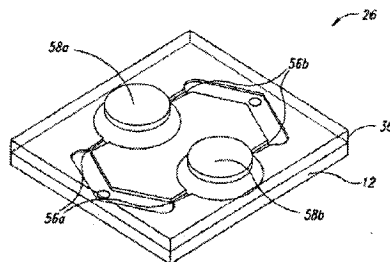


Figure 3.14. Schéma d'une micropompe à deux actionneurs piézoélectriques utilisés dans le système [17]

3.11 Spécifications du système de contrôle de micropompe MEMS présenté

Cette revue de littérature est indicatrice des différents systèmes nécessaires pour contrôler une matrice d'actionneurs MEMS nécessitant de hauts voltages d'activation qui peuvent être programmés pour varier dans le temps selon une onde carrée variable en cycle et une fréquence donnée pouvant être elle même modifiée.

Le système présenté sera en mesure de contrôler des matrices d'actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques. De plus, la tension d'alimentation de base du système devra tirer sa source de piles et arriver à générer des tensions variables, programmables allant de 10V jusqu'à 300V. On pourra aussi générer des signaux PWM et les faire varier en fréquence de l'ordre de quelques Hz à quelque kHz. De plus, on saura ajuster le rapport cyclique du signal (duty cycle) pour obtenir un fonctionnement précis des actionneurs du système de la micropompe. Ce système reprogrammable pourra être ajusté pour parvenir à accomplir diverses tâches biomédicales nécessitant le micropompage de fluides que ce soit pour la diffusion de médicament, pour le séquençage d'ADN ou autres.

La technologie CMOS HV de 0.8 μm de DALSA Semiconducteur est envisagée pour la création de l'interface à haut voltage. Un microcontrôleur est envisagé comme unité de

contrôle. Un convertisseur DC/DC capable de pomper les charges provenant d'une pile afin d'atteindre des centaines de volts est envisagé pour le système présenté.

Tableau 3.2. Paramètres du système proposé

Paramètres	Caractéristiques du système
Fréquence du signal de sortie	0.1-1 MHz
Fréquence de l'horloge	0.1-2 MHz
Fréquence du microcontrôleur	1-8 MHz
Temps de montée / descente 300V	< 10 μ s, charge de 30 pF 300V
Temps de montée / descente 100V	< 2 μ s, charge de 30 pF 100V
Délais de propagation (50%-10%)	< 10 ns, charge de 30 pF à 100V
Voltages d'alimentation du système	3V
Voltage de sortie du système	échelons 10-300V*
Niveaux logiques	0.3 V max. LO, 2V min. HI
Température d'opération	0-85 °C
Temps de cycle PWM sortie	0-100% *
Nombre de sorties pour actionneurs MEMS	0-16**

* Programmable sur 256 niveaux

** Possibilité d'en ajouter plus (32, 64, 80, 96, 112, 128,...) et de sélectionner les sorties individuellement ou en groupe

CHAPITRE 4

DESCRIPTION DU SYSTÈME DE CONTRÔLE DE LA MICROPOMPE

4.1 Introduction

Après avoir fait la revue des différents systèmes existants et les technologies utilisées, ce chapitre présente les différents éléments du système de contrôle d'une micropompe MEMS pour usages biomédicaux. Ce système hybride allie diverses technologies électroniques (voir Figure 4.1.). Il permet d'arriver à faire la preuve de concept de parvenir à allier de multiples technologies CMOS à bas voltage (1.8 V –5 V) avec une technologie CMOS à haut voltage (10-300V) et divers éléments discrets pour commander des MEMS. Les charges à commander consistent à des actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques et sont premièrement définies dans ce présent chapitre. Les formes d'ondes à haut voltage à générer pour le contrôle des actionneurs sont ensuite abordées pour montrer les divers paramètres de commande des actionneurs MEMS. La description du système s'enchaîne ensuite en débutant par le module de conversion de basse tension DC à haute tension DC, communément appelé pompe de charge. L'interface à haut voltage construite à l'aide d'une technologie particulière CMOS à 0.8 μm sera ensuite décrite. Cette interface CMOS HV, alimentée par la pompe de charge, servira à interfacer les actionneurs électrostatiques et les actionneurs piézoélectriques et d'en adapter leurs charges. Finalement, nous parlerons de l'unité de logique de contrôle ; unité centrale du système. Cette unité logique à basse tension consiste en un microcontrôleur permettant de faire le contrôle des tensions de sortie, de l'adressage des actionneurs et de leurs générations de signaux appropriées. Ce microcontrôleur économique, alimenté à bas voltage, permet de générer toutes les formes d'onde voulues. Il possède une mémoire de stockage permettant d'introduire des algorithmiques considérables pour programmer des systèmes asservis biomédicaux.

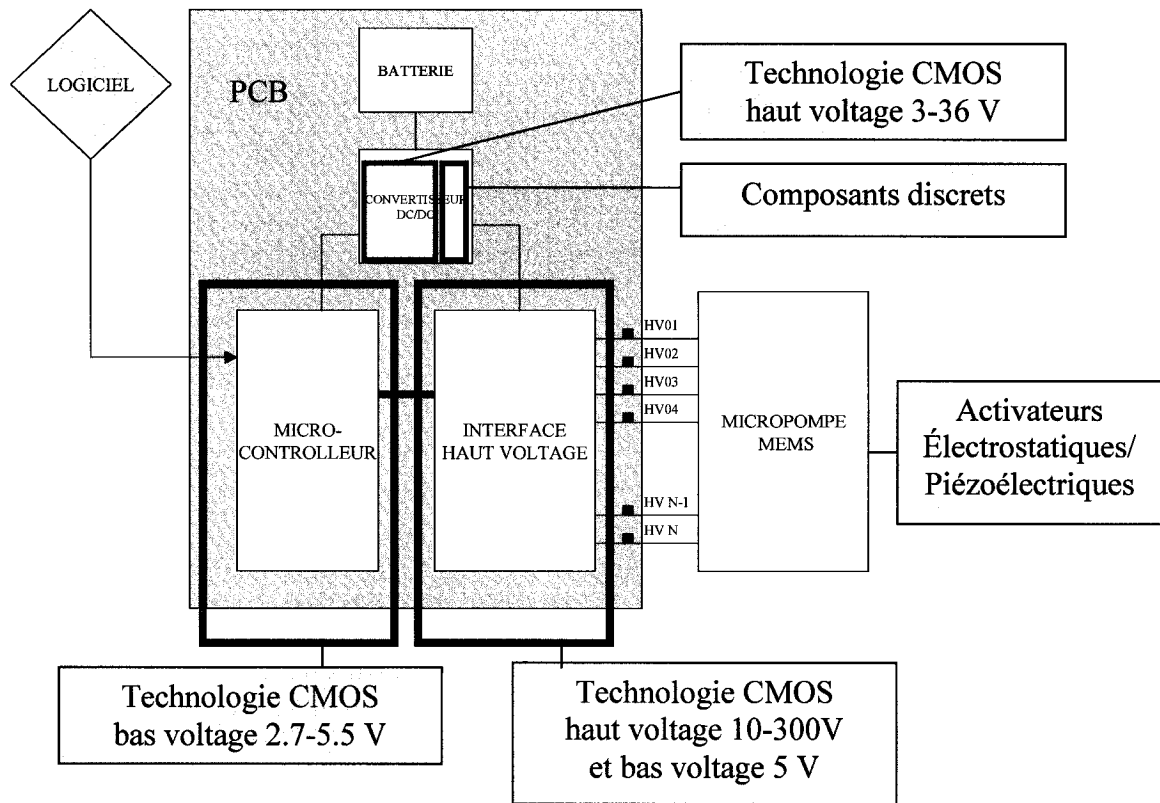


Figure 4.1. Schéma bloc du système proposé utilisant diverses technologies

4.2 Schéma équivalent des charges MEMS à piloter

Les charges équivalentes des actionneurs MEMS se doivent d'être définies pour arriver à concevoir le système de commande. Cette partie décrit les charges équivalentes électriques des actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques.

4.2.1 Charge équivalente d'un actionneur électrostatique

La charge équivalente d'un actionneur électrostatique est principalement définie par une ou plusieurs capacités tout dépendant de la grosseur de l'actionneur. La charge capacitive équivalente est fonction de l'aire des plaques formant l'actionneur. Ces dernières, lorsqu'elles se déplacent, forment une capacité variable passant de C_0 à C_1 (Figure 4.2). Il est bon de noter que plus H diminue, plus la capacité se verra augmenter. C'est pourquoi, le système doit pouvoir adapter une charge capacitive variable et être aussi capable de contrôler la tension de sortie pour éviter un collage de la membrane.

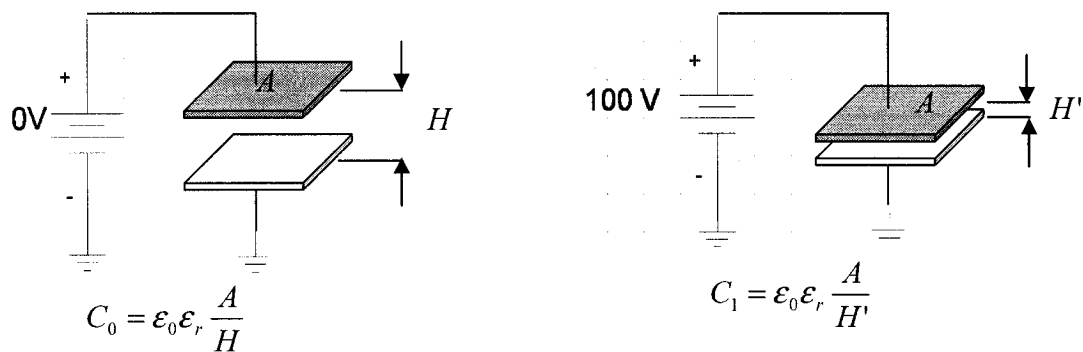


Figure 4.2. Charge d'un actionneur électrostatique

Selon les données de charge des micropompes MEMS, on peut constater que la charge de ces actionneurs est de l'ordre de 1 à 50pF et que celle-ci varie en fonction de la tension appliquée suite au déplacement mécanique. On peut ainsi retrouver un réseau capacitif variable lorsque l'on utilise le peigne électrostatique comme actionneur.

4.2.2 Charge équivalente d'un actionneur piézoélectrique

La charge équivalente d'un actionneur piézoélectrique est différente de la charge d'un actionneur électrostatique par l'introduction d'une résistance. La charge d'un actionneur piézoélectrique est représentée principalement par la capacité formée par la céramique piézoélectrique se trouvant entre les deux couches conductrices où la tension est appliquée (Figure 4.3.). Selon la littérature, la capacité d'un actionneur bimorphe est d'environ 100 pF à 1500 pF tout dépendamment de son épaisseur et de sa surface. La résistance représente la perte diélectrique de l'actionneur lors du fonctionnement. Cette résistance varie en fonction de la fréquence d'opération et fluctue, pour la plupart des actionneurs piézoélectriques, de 1 à 10 M Ω

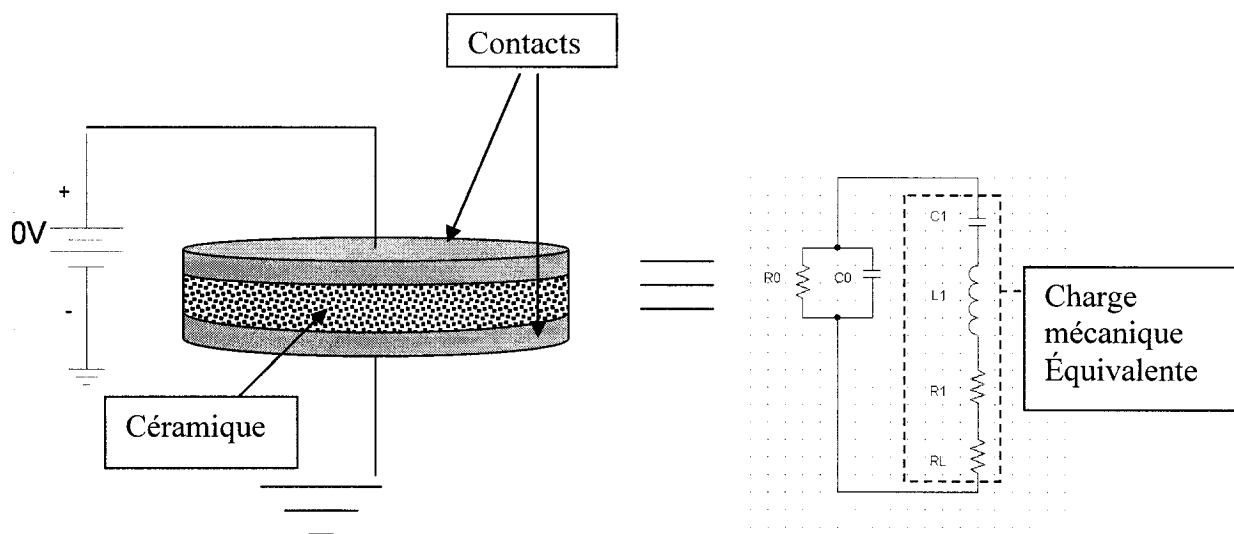


Figure 4.3. Schéma électrique équivalent d'un actionneur piézoélectrique

4.3 Patrons des impulsions à haut voltage générées par le système

Afin de commander les actionneurs MEMS et de permettre le maximum de flexibilité pour le contrôle de la micropompe, les formes d'onde générées ont des caractéristiques particulières. Ces ondes consistent en des impulsions variables PWM (Pulse Width Modulation). Elles ont la possibilité d'être programmées de façon à pouvoir faire varier leur largeur d'impulsion, ce qui permet d'ajuster le temps de cycle. (Figure 4.4.). Ce temps de cycle représente la mise en fonction mécanique des valves ou des membranes de la cavité de la micropompe car la montée de tension provoquera une déformation mécanique pour un temps de cycle donné. Ainsi, lorsque le temps de cycle est plus long, on peut arriver à obtenir une fermeture des valves ou une compression de la membrane plus longue ou vis versa pour les structures MEMS à logique négative. Les signaux générés à la sortie pourront aussi être modifiés en fréquence ce qui permettra de moduler la vitesse de commutation des actionneurs de la micropompe. L'utilisateur peut donc maintenant réguler le débit de la micropompe en fonction de la fréquence de commutation des actionneurs MEMS à la sortie du système. D'autre part, il sera aussi important d'offrir la possibilité au système de pouvoir varier électroniquement les tensions de sortie du système. En effet, un déplacement microélectromécanique par effet électrostatique ou piézoélectrique est directement fonction de la tension appliquée. Plus la tension est grande, plus la structure mécanique MEMS se déforme. Donner la possibilité de pouvoir changer les tensions de sortie est un atout important du système puisque certaines micropompes peuvent comporter des actionneurs différents nécessitant un voltage maximal différent ou combiner plusieurs types d'actionneurs. Aussi, cette option permet de contrôler la déformation mécanique du MEMS électrostatique et piézoélectrique de façon logique et peut se baser sur un algorithme donné permettant de mieux contrôler le débit de sorti, ménager les structures mécaniques, éviter de claquer les membranes de silicium,...etc. Ce système constitue donc le premier système MEMS électronique à haute tension à pouvoir réguler à la fois la largeur de l'impulsion (temps de cycle), la fréquence et le voltage de sortie précisément et par programmation,

indépendamment pour chacune des sorties matricielles. On peut aussi effectuer un regroupement de plusieurs sorties préprogrammées.

4.3.1 Modulation de la largeur de l'impulsion

À la base, le système est capable de générer une impulsion réglable de type PWM. Le rapport cyclique (duty cycle) est donnée par le temps pour lequel l'impulsion est à un voltage positif en fonction du temps total du cycle. Cette caractéristique du signal est souvent donnée en pourcentage pour obtenir le pourcentage d'efficacité du signal ou « % duty cycle ». Le système présenté programmable permet à l'utilisateur de régler le pourcentage d'efficacité du signal afin de contrôler à sa guise le temps de commutation des actionneurs de la pompe.

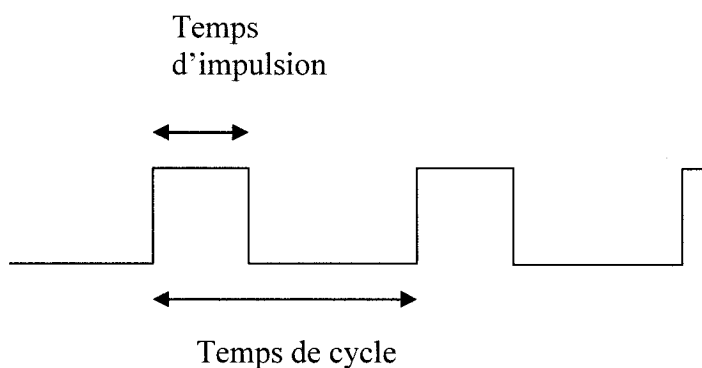


Figure 4.4. Temps d'impulsion du signal aux actionneurs

4.3.2 Modulation de la fréquence du signal

La fréquence du signal PWM est donnée par l'inverse du temps de cycle. Cette fréquence est limitée par la fréquence maximale de l'unité de contrôle. Dans le cas du système présenté, la limitation de fréquence sera évaluée. Pour arriver à faire commuter les

actionneurs de micropompes, une fréquence de 0.1 Hz à des dizaines de kHz est nécessaire. Plus la fréquence augmente, plus les commutations sont rapides. Il est bon de noter qu'un temps minimal d'impulsion haut voltage est nécessaire pour arriver à activer les actionneurs piézoélectriques ou électrostatiques afin qu'ils puissent avoir le temps de se déformer d'un déplacement voulue. Les réglages du temps d'efficacité de l'impulsion du signal et de sa fréquence vont de paire.

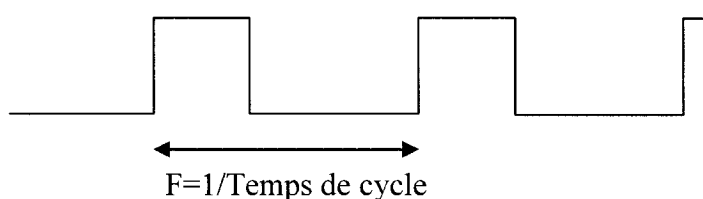


Figure 4.5. Temps d'impulsion du signal aux actionneurs

4.3.3 Largeur d'impulsion non séquentielle

Il se peut que pour un système donné, les impulsions soient distribuées de façon non séquentielle ou avec une relation qui ne rencontre pas les caractéristiques d'un PWM. Dans de tels cas, l'utilisateur a la flexibilité de régler lui-même la largeur d'impulsion au moment donnée par le biais d'algorithmes comme le montre la Figure 4.6..

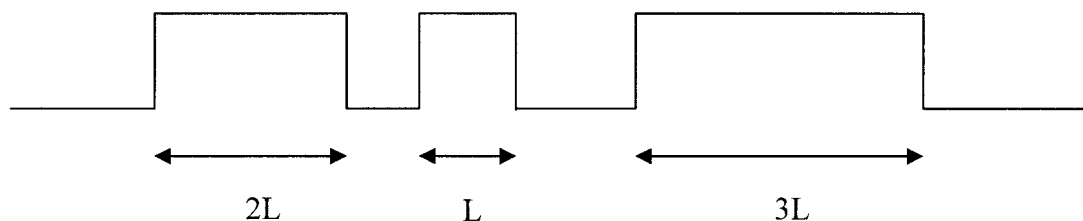


Figure 4.6. Largeur d'impulsion non séquentielle

4.3.4 Amplitude variable du signal

Les actionneurs se déforment plus ou moins en fonction de la tension qui leur est appliquée. Plus la tension augmente plus la déformation est importante. C'est pourquoi on utilise des tensions de plus en plus élevées, repoussant ainsi les limites de conception des circuits CMOS à haut voltage. Des impulsions allant jusqu'à 300V peuvent être émises, comme le montre la Figure 4.7. Le système présenté représente le seul système existant permettant de faire varier les tensions de 15 à 100V régulé. Un système plus évolué comportant une interface CMOS allant jusqu'à 300 V est aussi présenté. Il s'agit, pour arriver à obtenir des déplacements plus ou moins grands de membranes et des fermetures de valve ayant des forces plus ou moins élevées, de programmer le système afin qu'il puissent changer l'amplitude des impulsions de sortie. En effet, l'unité logique de contrôle permet ainsi de régler la tension de sortie en fonction de l'application ou de la fonction de l'actionneur MEMS commandé.

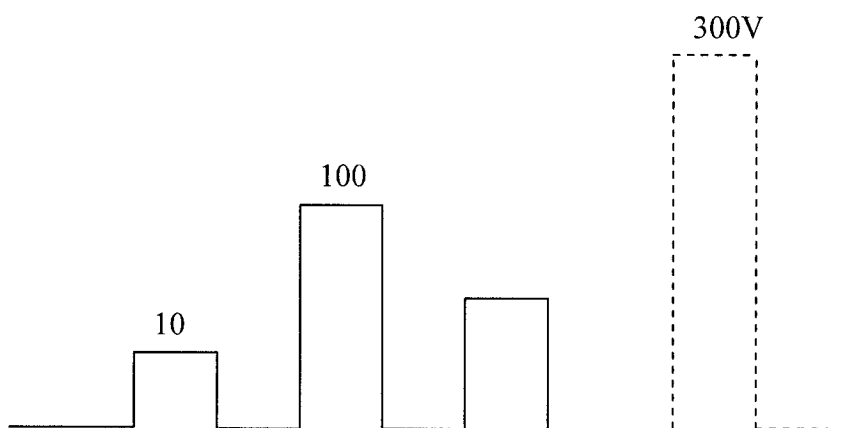


Figure 4.7. Amplitude variable du signal

4.3.5 Correspondance entre les types d'impulsion et les fonctions mécaniques de la micropompe

La corrélation du type d'impulsion avec la micromécanique de la pompe se résume comme suit:

Tableau 4.1. Description des fonctions fluidiques en relation avec les fonctions mécaniques d'une micropompe MEMS

Type de signal	Fonction mécanique	Fonction fluidique
Pourcentage du temps d'impulsion PWM	Temps de commutation plus ou moins grand de la membrane ou de la partie micromachinée.	Modifier le débit de pompage du fluide.
	On peut jouer sur la largeur d'impulsion pour contrôler la distance du mouvement de la partie micromachinés. Par exemple, une impulsion plus courte pourrait ne pas permettre une déflexion maximale de la membrane.	Contrôler le débit en permettant la non fermeture complète des valves. Éviter de créer un court circuit entre une membrane et une électrode (cas de l'actionneur électrostatique).
Fréquence (augmentation)	Commutation plus rapide des éléments mécaniques. Fatigue plus rapide des éléments mécaniques.	Augmenter le débit moyen.
Voltage (augmentation)	Déplacement ou déformation plus important de la structure mécanique selon la relation d'électrostatique pour les actionneurs électrostatiques ou de Curie pour les actionneurs piézoélectriques	Augmenter la force de fermeture des valves ou permettre l'ouverture des valves. Meilleure résistance à la pression externe à contrer.

4.4 Éléments du système

Pour parvenir à générer les types de signaux élaborés ci-haut, les différents blocs du système (Figure 4.1.) doivent être conçus avec des éléments d'électronique de diverses technologies. Le système présenté est un système électronique hybride comportant une unité permettant de transformer de faibles tensions (tension d'une batterie) en de grandes tensions de l'ordre de centaines de volts. D'autre part, une interface à haut voltage permet le transfert des hautes tensions aux différents actionneurs MEMS. Un microcontrôleur permet de générer les signaux logiques à basse tension permettant de générer les sorties de l'interface ainsi que les diverses formes d'onde voulues.

4.4.1 Description du convertisseur DC/DC

Pour arriver à pomper les charges d'une ou de deux batteries, un module électronique doit être établi. Une pompe de charge doit être utilisée et son efficacité doit être évaluée selon les besoins voulus. Dans le cas du système présenté, on doit alimenter la charge de l'interface à haut voltage qui elle même interface avec les actionneurs MEMS. Plus précisément, l'interface à haut voltage étant séparée en deux modules : le module logique à 3 à 5 V et le module haut voltage qui comporte les transistors haut voltage formant le pilote à haute tension.

Les transistors à haut voltage utilisés pour construire l'interface à haut voltage sont de type LDMOS (Lateral Double-diffused Metal Oxide Semiconductor) (Figure 4.8.). Ces transistors ont la capacité de pouvoir supporter des voltages drain source V_{DS} élevés de l'ordre de centaines de volts tout en étant fabriqués à partir d'un procédé compact (0.8 μ m). Par contre, ces transistors ont certaines limitations dont la limitation de tension grille-source V_{GS} pouvant au maximum atteindre 5 V. On doit donc incorporer un circuit

de type « level-up shifter » (Figure 4.9.) pour monter la tension logique de la grille des transistors pilotes à haut voltage de l'étage de sortie afin de contrer ce problème.

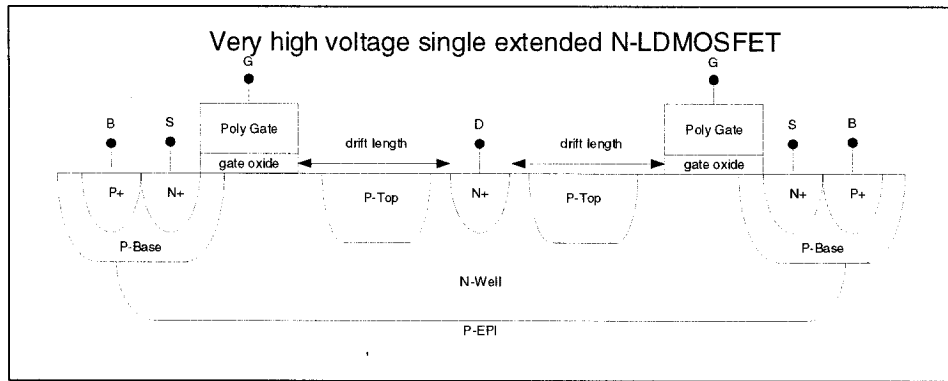


Figure 4.8. Vue de coupe d'un transistor DALSA HV LDMOSFET [25]

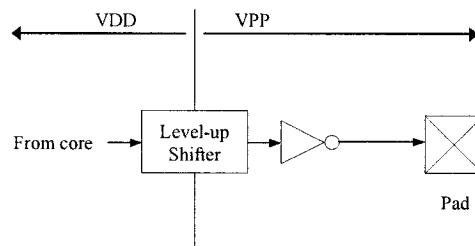


Figure 4.9. Étage d'une sortie de l'interface à haut voltage [25]

Un schéma du pilote à haute tension pour une sortie de l'interface à haut voltage est présenté à la Figure 4.10. Ce pilote a la même fonction qu'un étage de sortie ordinaire mais utilise un « level up shifter » pour arriver à faire passer la tension de grille du transistor M5 à $V_{pp}-5V$ pour la conduction de M5. Le courant passant dans le transistor M2 étant modélisé et constant sur toute la plage d'opération linéaire, une chute de potentiel aux bornes de R d'environ 5 V est requise.

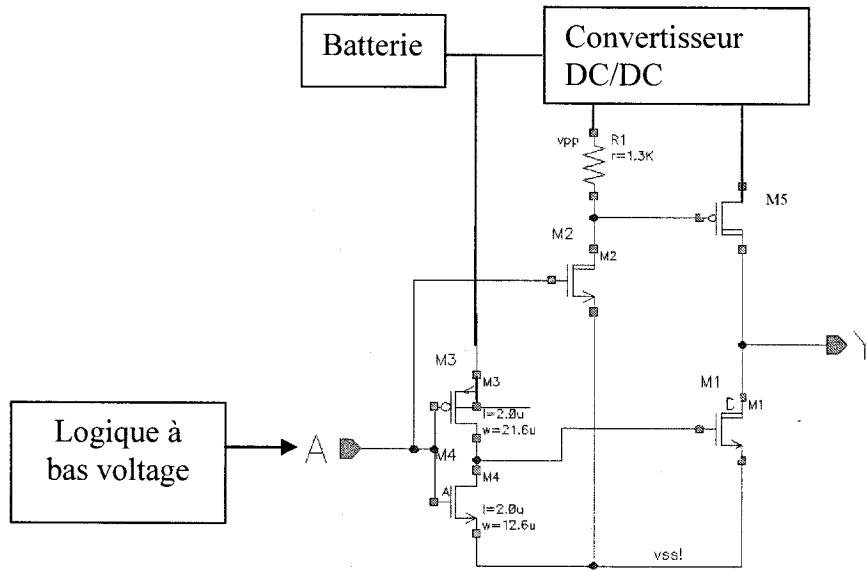


Figure 4.10. Étage d'une sortie de l'interface à haut voltage [12]

L'impédance vue par la source correspondant dans ce cas-ci au convertisseur DC à DC est la suivante pour les 16 sorties:

$$R = (1300 + R_{DS}M2) \parallel (R_{DS}M5 + R_{DS}M1). \quad (6)$$

Afin de trouver les résistances équivalentes, il est bon d'analyser la réponse des transistors appropriés en fonction de la tension de grille V_G .

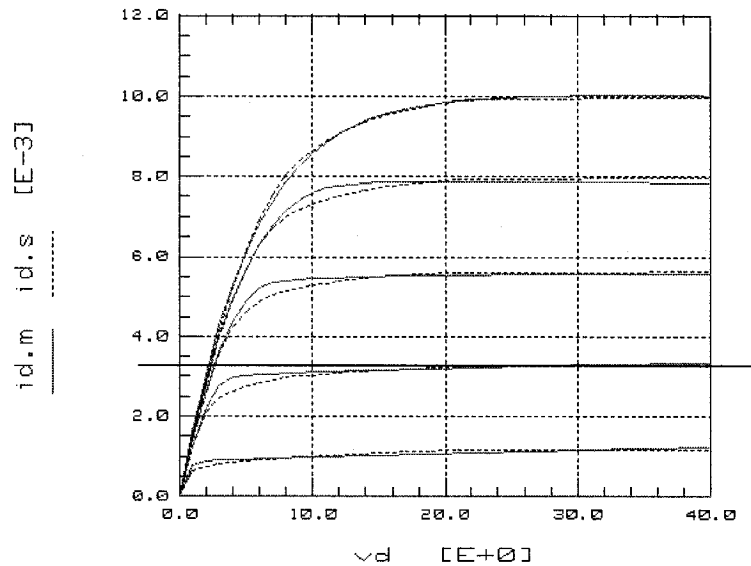


Figure 4.11. Courbe I_d Vs V_d du transistor HVNMOS de l'inverseur de sortie pour des tensions V_{GS} de 1 à 6 V

Pour une tension logique au point A de 3V, on obtient un courant I_D de 3,5mA. Par $V=RI$ on obtient la perte de tension nécessaire à faire conduire le transistor M5, cette dernière égalant 4,55V. Lorsque le transistor M5 conduit, ce dernier aussi consomme un certain courant venant de la source. À partir d'une tension d'alimentation V_{pp} de 20V, le courant passant dans le transistor est d'environ 5,5mA. La source consistant au convertisseur DC/DC doit fournir, pour chacune des 16 sorties de l'interface à Haut Voltage, un courant maximal de 9mA par sortie lorsque ces dernières sont hautes.

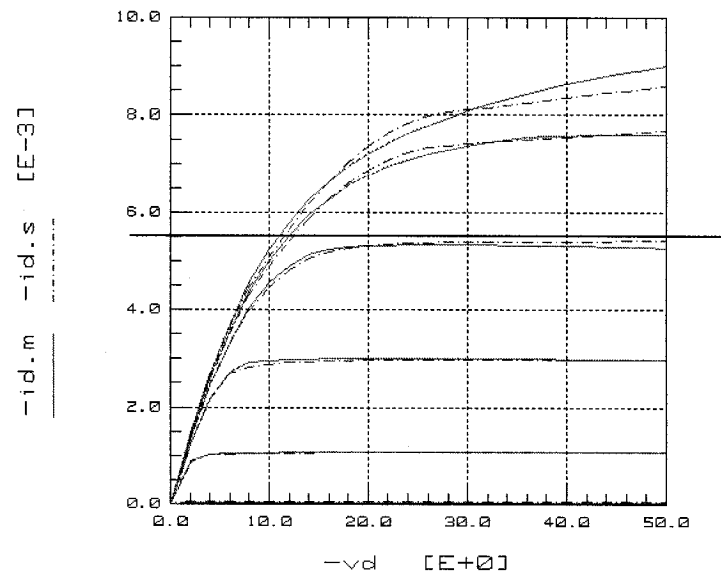


Figure 4.12. Courbe I_D vs V_D du transistor HVP MOS de l'inverseur de sortie pour des tensions V_{GS} de -1 à -6 V

En ce qui concerne la demande en courant lorsque la sortie est nulle, on considère seulement le transistor M1 pour le calcul du courant à fournir par le convertisseur. Pour la tension logique de 3V, on considère la quatrième courbe de I_D sur le graphique de la Figure 4.12. pour trouver une consommation de courant de 3mA lors de la décharge de la charge alimentée.

4.4.1.1 Configuration du DC/DC

Plusieurs types de configurations peuvent être utilisés pour concevoir un convertisseur DC/DC. Le choix du type de convertisseur repose sur sa capacité de générer le courant requis pour la charge à alimenter, son temps de charge, le nombre de composants utilisés et sa simplicité (certains convertisseurs nécessitent de nombreuses horloges qui doivent être parfaitement synchronisées pour fonctionner correctement). Pour mettre en oeuvre le convertisseur du système présenté, plusieurs technologies différentes ont été utilisées. Premièrement, un composant de technologie BICMOS (Bipolar CMOS) de la compagnie Maxim Integrated Products Inc. fut utilisé comme convertisseur « Boost » DC/DC pour monter la tension d'une valeur de 3V produite par la batterie à 36V [19].

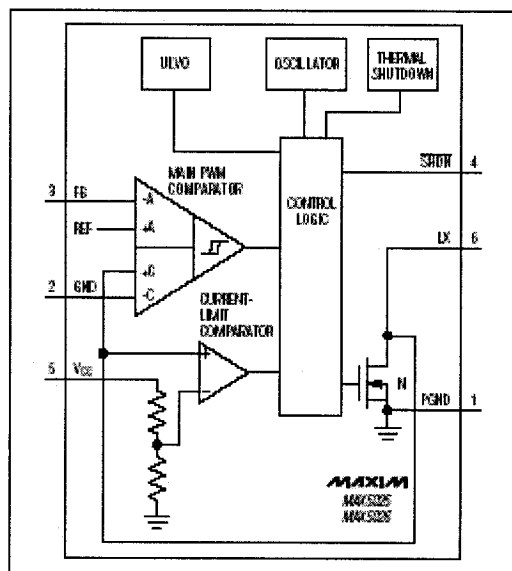


Figure 4.13. Schéma bloc du convertisseur MAX5025 [19]

Cette puce utilisée comporte un PWM opérant à une fréquence de 500kHz et elle permet une sortie DC de 36 V. La puce comprend un transistor de sortie LDMOS à 40V (voir Figure 4.13.) comme interrupteur interne permettent d'alimenter la charge jusqu'à 36V.

Un comparateur de courant permet de prévenir des décharges de courants trop élevés. Le comparateur PWM permet de comparer un signal (FB) avec un signal de référence (REF) de 1,25V. Lorsque le signal de rétroaction FB atteint 1,2V, la logique de contrôle ferme le PWM à la sortie et aucune charge n'est pompée lors de cette période de temps. La puce compte 265 transistors et opère à une fréquence de 500kHz ce qui est une fréquence considérable et par ce fait même, désirable pour les circuits à pompe de charge ou une fréquence d'horloge élevée permet de diminuer les pertes.

À sa sortie, un autre convertisseur a été ajouté pour permettre la génération de tensions de sortie allant jusqu'à 400V. Le convertisseur utilisé repose sur les principes de doubleur de tensions. Le choix s'arrête sur le principe de la pompe de charge Dickson. Ce doubleur de tension prend la tension DC à son entrée pour en ressortir le double à sa sortie. Les caractéristiques de ce type de convertisseur sont les plus favorables au système. En effet, la pompe de charge Dickson (voir Figure 4.14.) possède un temps de montée plus faible, une meilleure puissance de sortie et un meilleur gain de tension pour la même aire de circuit utilisée que des doubleurs de tensions comparables (Makovski, MPVD, TPVD) [30].

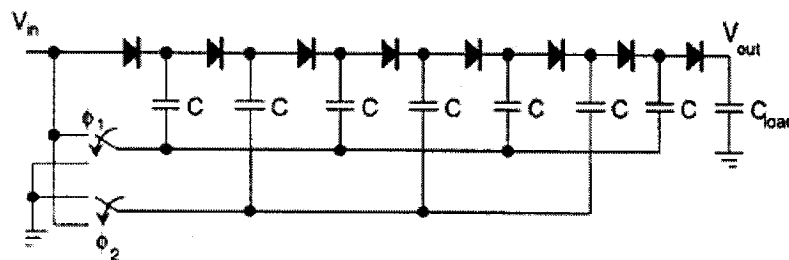


Figure 4.14. Pompe de charge Dickson [11]

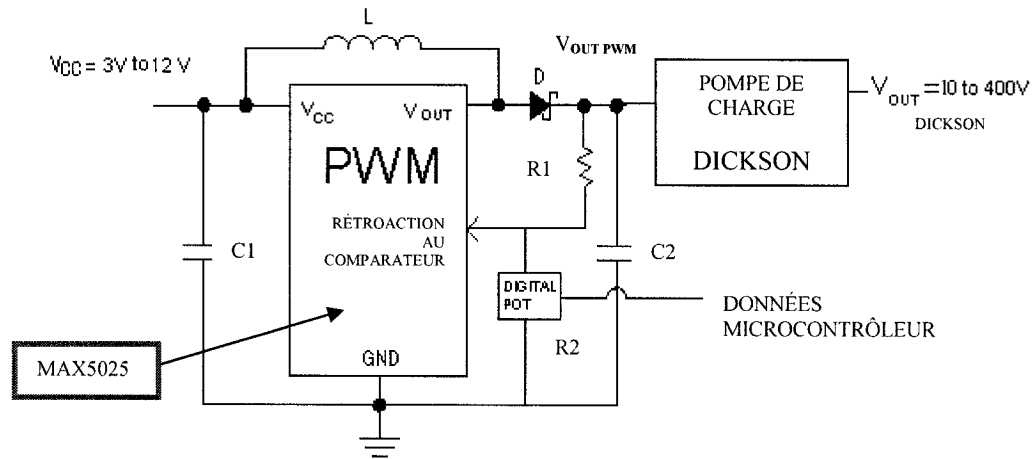


Figure 4.15. Schéma bloc du convertisseur de tension DC/DC suggéré [26].

Le convertisseur fonctionne à l'aide des impulsions générées par le PWM à 36V, 500kHz. L'inductance L permet l'apport de courant nécessaire à la sortie du PWM. Ce dernier se branche directement à la source de tension bas voltage qui consiste en une pile. Selon la loi de Lenz, il est possible de calculer l'impédance nécessaire du circuit pour fournir le courant désiré (environ 10mA) de 16sorties*10mA = 160mA. On doit connaître le voltage d'entrée, le voltage de sortie, la fréquence d'impulsions PWM et le mode d'opération du convertisseur (continu ou non-continu). À l'aide de la formule de Lenz :

$$V = L \cdot \frac{\Delta I}{\Delta T} \quad (7),$$

où ΔI est la variation de courant maximale, ΔT le temps d'efficacité, L l'inductance minimale pour demeurer en mode continu et V , la tension aux bornes de l'inductance. On peut trouver la valeur minimale de l'inductance pour assurer le bon fonctionnement du convertisseur DC/DC.

On calcule la différence de potentiel maximal aux bornes de l'inductance :

$$V = 36 - 3 = 33 \text{ V} \quad (8)$$

On calcule le courant maximal à fournir à l'interface et le temps d'efficacité du PWM.

$$\Delta I = 2I_{\text{out min}} = 2 \cdot 160 \text{ mA} = 320 \text{ mA} \quad (9)$$

$$\Delta T = \text{temps d'efficacité du PWM/fréquence} = 0.5/500\text{kHz} = 1 \cdot 10^{-6} \text{ s} \quad (10)$$

Avec la loi de Lenz, nous trouvons l'inductance.

$$L = V \cdot \frac{\Delta T}{\Delta I} = 9,375 \mu\text{H} \quad (11)$$

On choisit une inductance de $47 \mu\text{H}$ capable d'assurer la bonne linéarité et une puissance suffisante du signal. Les capacités C1 et C2 utilisées pour le premier DC/DC sont des capacités de découplage. La diode Zener sert de redresseur de signal. Le convertisseur de tension comporte une rétroaction qui permet d'interrompre la génération des impulsions PWM lorsque le voltage fixé par le diviseur de tension est atteint. Le potentiomètre digital est utilisé comme résistance variable permettant de changer le seuil de tension de sortie. La tension de sortie peut alors être réglée par le biais des instructions du microcontrôleur. Lorsque l'on veut un changement de la tension de sortie, le microcontrôleur est programmé pour envoyer les données nécessaires au réglage de la résistance du potentiomètre digital comportant une mémoire et un protocole de communication TWI (Two Wire Interface). On fixe la valeur de la résistance du potentiomètre digital en fonction de la tension de sortie désirée par le biais de l'équation suivante :

$$V_{\text{out}} = \frac{1,25(R1 + R2)}{R2} \quad (12)$$

On fixe R1 à $147\text{k}\Omega$ et R2 est déduit en conséquence. Par exemple, pour un signal de 30V à la sortie du PWM, on doit fixer la résistance à $6,34\text{k}\Omega$.

Contrairement à l'application suggérée par le fabricant [19], le convertisseur présenté n'utilise pas le signal de sortie à haute tension directement ($V_{OUT \text{ DICKSON}}$) en entrée du diviseur de tension. Effectivement, si l'on procède de cette façon, pour limiter la dissipation de puissance, on doit augmenter la valeur de $R1$ (pour une application avec sortie de 100V) à $10M\Omega$ pour avoir un courant de rétroaction de $10\mu A$. Cependant, cette résistance est difficilement intégrable pour un usage futur sur silicium car elle occuperait une aire beaucoup trop grande. D'autre part le comportement de ce module est décrit par l'équation suivante :

$$R2 = \frac{R1}{\left(\frac{V_{out}}{1,25V} - 1\right)} \quad (13)$$

Avec $R1$ ayant une valeur de $10M\Omega$, on remarque que si l'on veut faire varier V_{OUT} à des tensions plus basses, on doit pouvoir faire varier la résistance $R2$ de $31,35k\Omega$ (pour une sortie de 400V) à $1,429M\Omega$ (pour une sortie de 10V) ce qui est impossible à réaliser avec un potentiomètre digital intégré. Dans le convertisseur suggéré, on effectue la rétroaction à la sortie du PWM directement ($V_{OUT \text{ PWM}}$) avec une résistance variable $R2$ d'un maximum de $100k\Omega$ (un seul potentiomètre digital (DS1845-100) compte tenue que le facteur de multiplication de la pompe de charge Dickson devra être constant et égal à 10 pour une sortie maximale de 360V (36×10). Pour être en mesure d'avoir la tension voulue et d'utiliser un seul potentiomètre numérique, la résistance $R1$ devra être égale à $25k\Omega$ et la résistance $R2$ variable de $3,14k\Omega$ à $96,86k\Omega$ pour permettre une sortie $V_{OUT \text{ PWM}}$ de 1,61V à 36V avec 256 échelles de tension. L'échelle de sortie des tensions variera donc de 16 à 360V.

Les équations du potentiel numérique sont données comme suit :

$$R2 = position \times \left(\frac{R_{POT}}{255 - 1} \right) \quad (14)$$

$$RH = R_{POT} - R2 \quad (15)$$

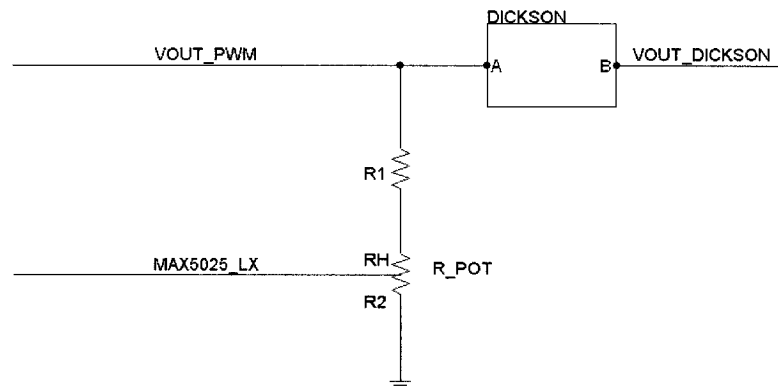


Figure 4.16. Rétroaction de tension du convertisseur DC/DC

On utilise le deuxième potentiomètre de la puce DS1845-100 qui comporte une résistance de 100kΩ et 256 positions. Par le biais de l'interface TWI, on programme la position du curseur pour modifier la résistance de la position 10-247. Un EEPROM à 256 octets sert de mémoire. 1 octet est dédié au potentiomètre 0 (F9h), un autre octet est dédié au potentiomètre 1 (F8h), 6 octets sont réservés (FAh et FFh). Les tensions pour chacune des positions sont calculées (Annexe B).

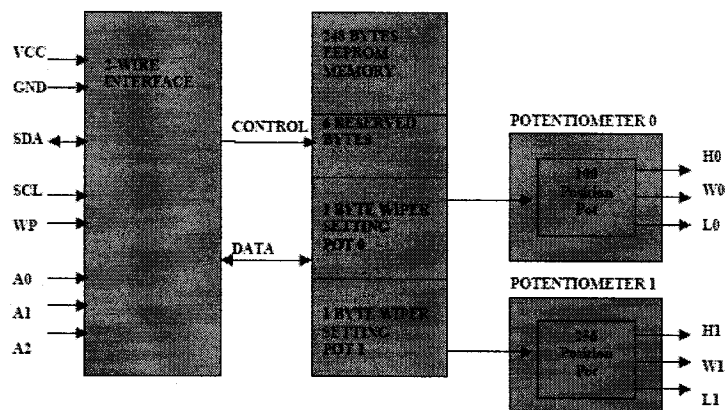


Figure 4.17. Schéma bloc du potentiomètre numérique [7].

4.4.1.2 Pompe de charge Dickson

Pour arriver à multiplier par 10 la tension de sortie du convertisseur à rétroaction de tension précédent, il faut calculer le nombre d'étages de multiplicateurs à utiliser. Le système présenté utilise la configuration suivante de pompe de charge Dickson:

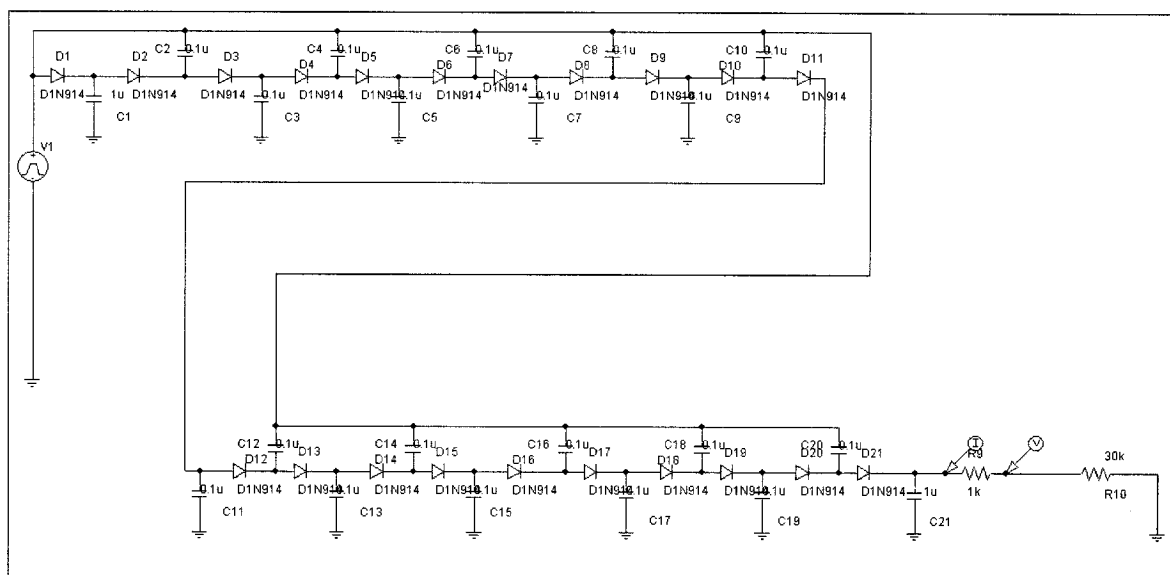


Figure 4.18. Schéma de la pompe de charge Dickson à 10 étages

On remarque que l'horloge générée à l'entrée consiste à la sortie du générateur PWM de 1,61V à 36V asservie. Selon la relation des pompes de charge Dickson :

$$V_{out} = V_{PWM} + N(V_{PWM} - V_d) - V_d \quad (16)$$

où V_d représente la chute de tension dans les diodes, On remarque pour une sortie de 360V, on doit incorporer $N = 9.19$, soit 10 étages. La conception de cette pompe de charge a été conçue à l'aide de composants discrets mais elle pourrait faire l'objet d'une puce intégrée dans un ouvrage ultérieur.

4.5 Interface à Haut Voltage

L'interface à haut voltage sert à faire l'adaptation des actionneurs MEMS. Elle est alimentée par deux alimentations différentes. Une source de tension logique de 3 à 5 V alimente son unité de mémoire et une source de tension à haut voltage fournit une tension de l'ordre de centaines de Volts à la partie haut voltage de la puce. La partie haut voltage comprend des pilotes à haut voltage permettant d'interfacer avec les actionneurs MEMS (Figure 4.19.). L'interface est fabriquée à l'aide de transistors à bas voltage et à haut voltage de la technologie DALSA HV 0.8 μ m. La source de tension à haut voltage accepte des tensions fluctuant de 10 à 100V pour la première version de l'interface et de 10 à 300V pour la deuxième version. La source de tension à bas voltage peut être de 2,7 à 5V.

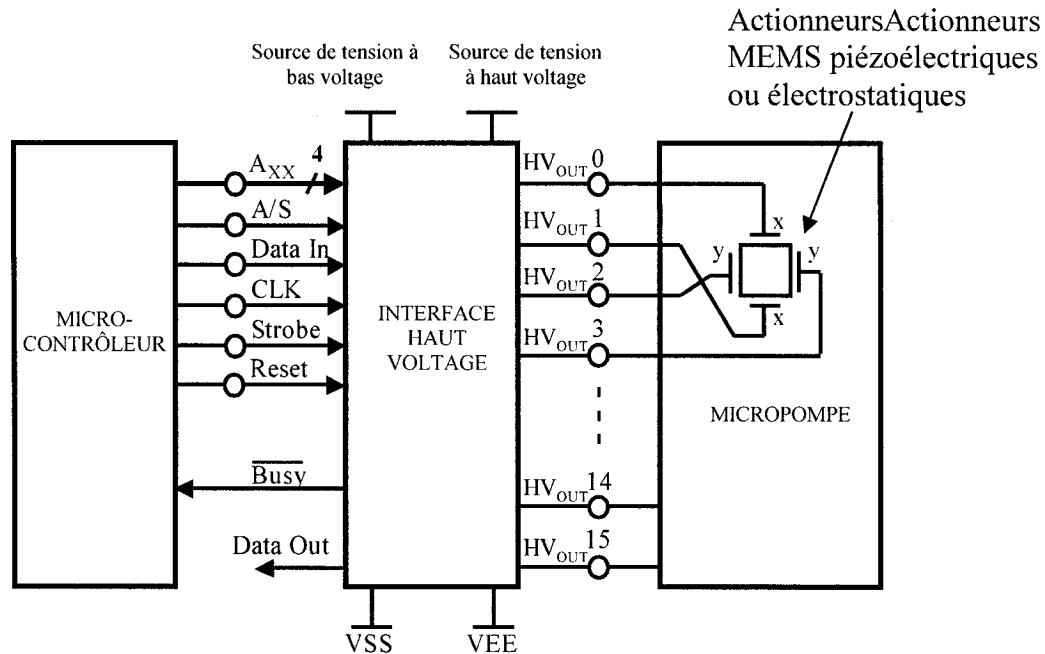


Figure 4.19. Schéma bloc de l'interface avec l'unité logique de contrôle et la micropompe

L'interface est conçue pour être contrôlée par une logique externe qui permet d'envoyer les informations sur les adresses des actionneurs à contrôler (AXX) sur 4 bits dans le cas du mode d'adressage parallèle, le mode d'adressage à utiliser ((A/S) choix entre sériel et parallèle)), les données à envoyer (Data_In). On envoie les PWMs variables en fréquence et en largeur de l'impulsion (efficacité du signal). L'impulsion qui dicte le moment d'envoyer les informations à la ou aux sorties respectives (Strobe), la mise à zéro (Reset) sont aussi programmées. Le port « Busy » permet à l'unité de contrôle d'être informé sur la permission d'envoyer un signal pour éviter les erreurs. La sortie Data Out qui représente le 15^e bit du registre « Shift Register » permet de commander d'autres interfaces dans le cas où le nombre de sorties à commander dépasse 16.

L'interface à haut voltage comporte plusieurs blocs (Figure 4.20.). Elle possède un décodeur (Decoder) à l'entrée pour transmettre les informations adressables au registre (Adressable-to-Serial Shift Register) qui permet l'inscription des données respectives des

sorties. Une caractéristique importante de l'interface est le port de communication ($\overline{\text{Busy}}$) qui indique par une impulsion positive à l'unité de contrôle que l'interface n'est pas prête à envoyer les données à la sortie.

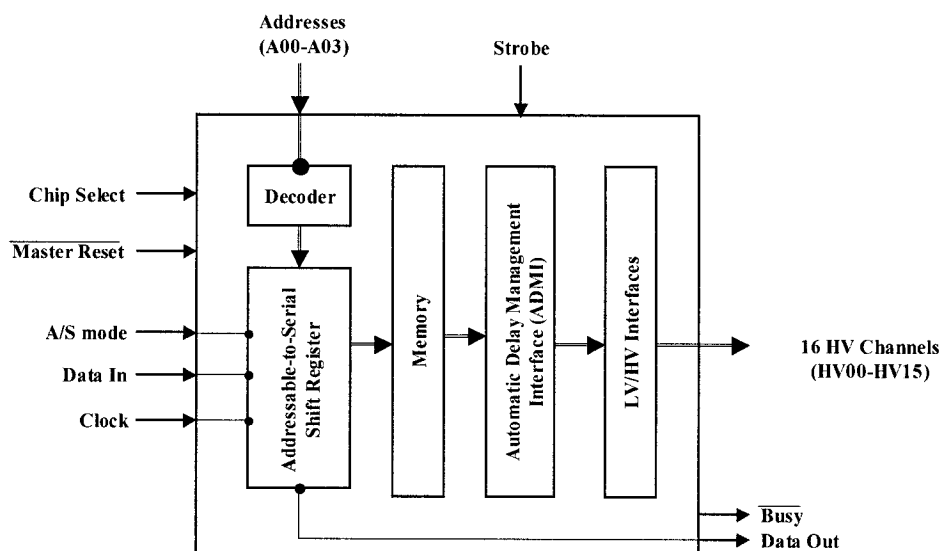


Figure 4.20. Schéma bloc de l'interface à haut voltage (technologie DALSA)

4.5.1 Mode de contrôle

L'interface haut voltage a été construite afin de pouvoir adresser les sorties selon deux modes différents comportant leurs avantages et inconvénients. On parvient à générer les impulsions voulues à la sortie en mode parallèle (Adressable) ou en mode sériel (Serial) par le biais de l'entrée logique A/S mode. Une tension logique positive à l'entrée A/S sélectionne le mode sériel tandis que qu'un zéro à cette entrée sélectionnera le mode parallèle.

4.5.1.1 Mode parallèle

Le mode parallèle (voir Figure 3.21.) permet d'adresser directement chacune des sorties de l'interface. C'est-à-dire qu'à l'aide des 4 entrées A00, A01, A10 et A11 on émet sur

quatre bits l'adresse de la sortie à modifier. Par exemple, si l'on veut placer une tension logique haute en haut voltage à la sortie 2 de l'interface HV, on doit assurer que simultanément l'entrée de l'information (Data In) soit haute, que l'adresse AXX soit de (0011) et que l'horloge soit aussi haute. Ensuite, pour permettre le transfert de cette information bas voltage en information haut voltage à la sortie 4 des 16 sorties de l'interface, on émet une impulsion positive sur l'entrée « Strobe ». La deuxième sortie des seize sera donc à haut voltage suite au front montant du « Strobe ». Il est bon de noter que l'interface retient la tension à une tension haute et que si l'on veut la remettre à 0V, il faudra la reprogrammer. Dans l'exemple de la Figure 4.21., la 2^e sortie avait été déclenchée et la 6^e le fut par la suite, ce qui donne 36 à la sortie des 16 bits à haut voltage. Les avantages de la programmation parallèle sont que celle-ci permet un changement rapide d'une seule sortie à la fois et qu'une fois programmée, la sortie reste au même potentiel. Par contre, l'utilisateur doit programmer les adresses sur 4 bits (AXX) ce qui nécessite 4 interconnexions supplémentaires avec l'unité de contrôle, ici, le microcontrôleur.

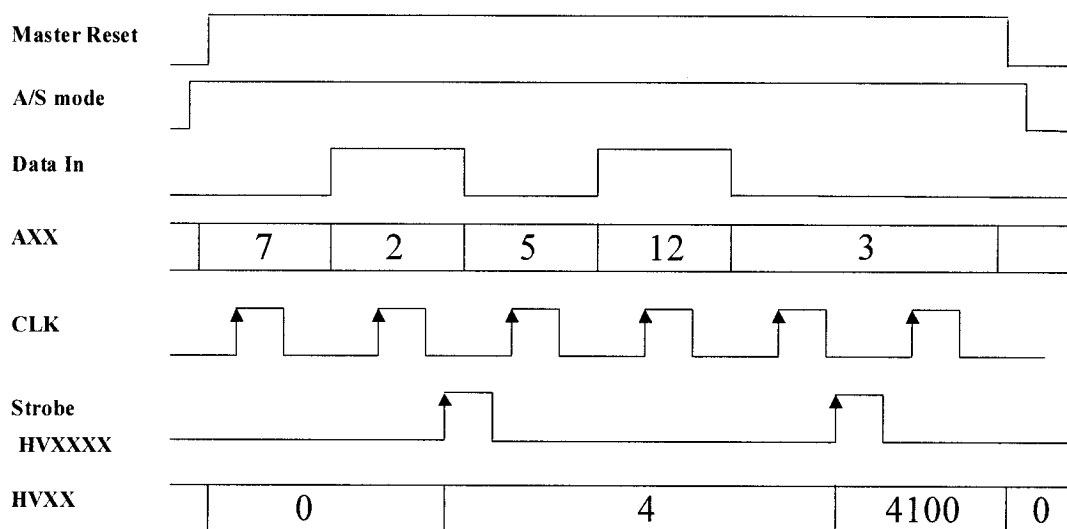


Figure 4.21. Mode de contrôle parallèle

4.5.1.2 Mode sériel

En ce qui concerne le mode sériel, une fois que l'entrée A/S est à zéro, il suffit de passer la commande du signal pendant 16 montées d'horloge et d'envoyer un front montant à l'entrée « Strobe » pour que toutes les sorties se rafraîchissent. L'avantage de ce mode de programmation que l'on n'a pas besoin de transmettre d'adresse, les seize sorties sont rafraîchies en même temps. Les inconvénients de ce mode de programmation sont que l'on doit attendre 16 coups d'horloges pour transmettre les données, ce qui ralentit de seize fois la transmission des données du système par rapport au mode parallèle, et que l'on doit absolument à chaque fois préciser les valeurs des 16 sorties avant de transmettre les données à la sorties.

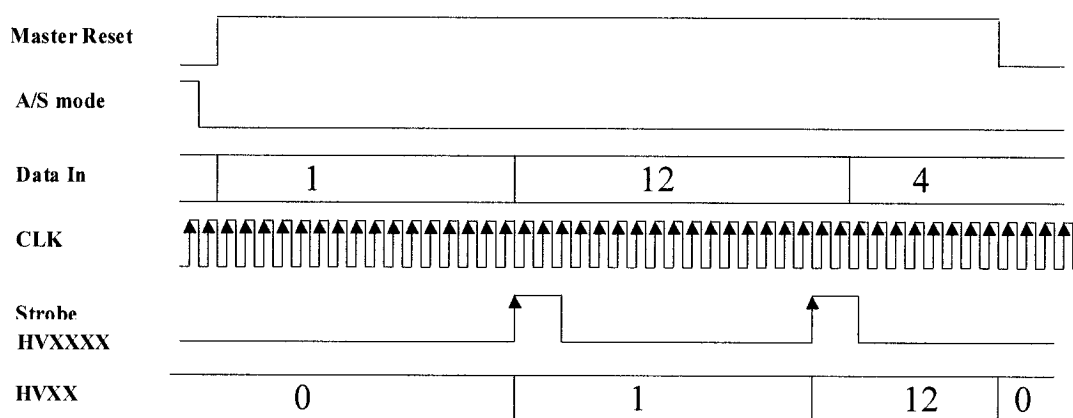


Figure 4.22. Mode de contrôle sériel

Le système utilisera principalement le mode parallèle pour la transmission des formes d'ondes, ce qui facilite la programmation de l'unité logique et améliore la vitesse du système de 16 fois.

4.5.2 Limitation de la dissipation de puissance

Une caractéristique importante de la seconde version de l'interface est son module de gestion de délais automatique (Automatic Delay Management Interface (ADMI)). Des recherches ont démontrées que la dissipation de puissance des puces à haut voltage constitue une considération importante dans leurs designs et application [12]. Lorsque plusieurs sorties à haut voltage sont fréquemment commutées en même temps, la dissipation de puissance se trouve à son niveau le plus haut et la puce possède un système permettant de contrer ce phénomène. L'idée derrière le concept utilisé est de limiter le nombre de transitions simultanées vers un haut voltage sur un laps de temps donné. Avant de commencer la transition d'une seconde sortie à haut voltage, la première doit avoir accompli 90% de sa montée de tension pour une montée ou redescendue à 10 % de la tension maximale. Ce design permet alors de limiter le courant de commutation (drain/source) de sortie par période de temps et en même temps de limiter le niveau maximal de dissipation de puissance sur la puce de silicium.

4.5.3 Dessins de masque et puces finales

Les photographies des puces finales à 100V et à 300V sont représentées respectivement à les Figures 4.23. et 4.24. On y retrouve la section logique à basse tension comprenant le décodeur le registre et la mémoire et la partie du pilote à haute tension qui permet de transférer les lignes de données appropriées.

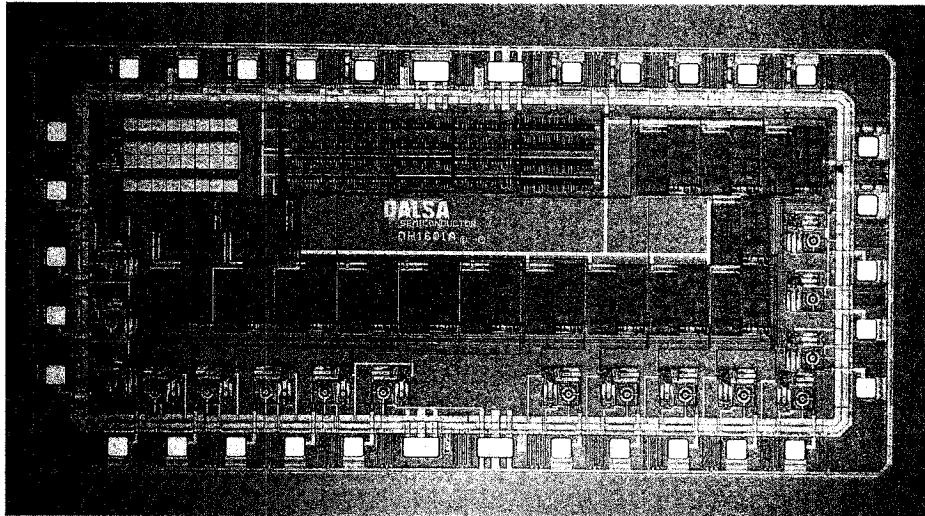
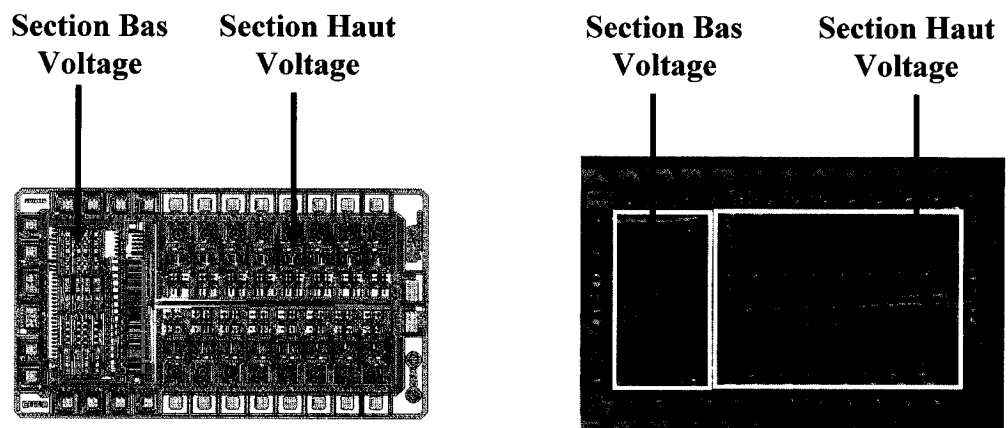


Figure 4.23. Photographie de l'interface à haut voltage DALSA Semiconducteur (100V maximum)



Taille de la puce = $5,6\text{mm}^2$

Figure 4.24. Dessins de masques et photographie de l'interface à haut voltage DALSA Semiconducteur (300V maximum)

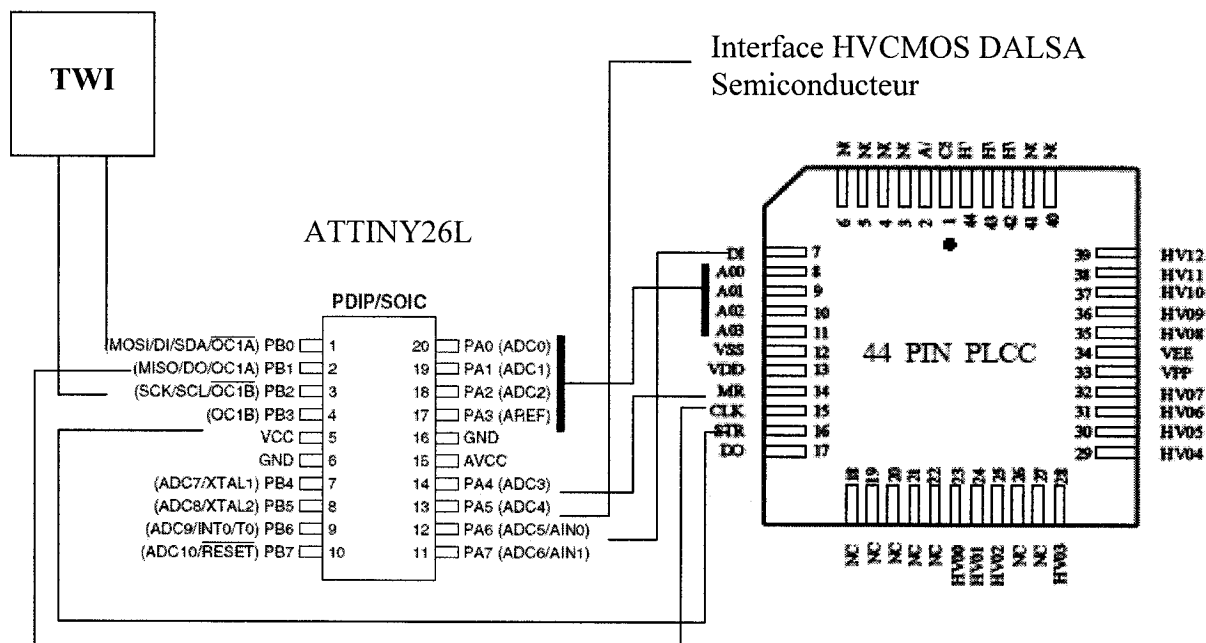
4.6. Microcontrôleur

Le but de la preuve de concept du système étant d'arriver à concevoir un système hybride programmable portable et intégrable. Ce dernier doit pouvoir générer diverses formes d'ondes à haute tension pour commander les actionneurs MEMS d'une micropompe. Pour ce faire, il fallut choisir la plus petite unité logique programmable de contrôle capable de générer des impulsions PWM, de générer les instructions pour les adresses de sortie et de générer les instructions au convertisseur DC/DC programmable. Un microcontrôleur compact de 8 bits est utilisé pour accomplir toutes les tâches de contrôle des signaux et des adresses. Un microcontrôleur fut choisit versus un ASIC dédié ou un FPGA car la capacité de reprogrammer le système est un facteur important et l'incorporation d'algorithmes de contrôle nécessitait un processeur. La vitesse des signaux n'étant pas critique, les actionneurs MEMS de la micropompe ne commutant pas à des fréquences élevées, le choix d'un microcontrôleur avec une fréquence de 8MHz suffit. Le microcontrôleur choisit de type ATMEL ATTINY26L [1], possède 20 entrées-sorties, deux générateurs PWM à haute fréquence et une unité USI (Universal Serial Interface). Il peut opérer à une tension de 2,7 à 5,5 V. Il consomme seulement 0.7 mA à une fréquence de 1MHz. Au point de vue de la mémoire, il possède 2 K octets de mémoire FLASH et 128 octets de EEPROM et 128 octets de SRAM.

4.6.1 Description des entrées et sorties

Le microcontrôleur utilisé possède 20 entrées/sorties permettant d'accomplir toutes les fonctions du système. Le microcontrôleur possède deux branches de mise à la terre et deux branches de d'alimentation. Les impulsions PWM à haute fréquence sont générées par les sorties PB0, PB1, PB2 et PB3 (OC1A, _OC1A, OC1B, _OC1B). Les fonctions de l'interface à deux fils (TWI) pour la programmation du convertisseur DC/DC relève de PB0 et de PB2 (SDA et SCL). La programmation du potentiomètre numérique avec SDA (serial data) et SCL (serial clock) se fait lorsqu'aucune donnée n'est envoyée à la

sortie. Les PWM à haute fréquence servent à générer l'horloge (CLK) et la sortie de tension HV (Strobe). Quatre autres entrées/sorties (PA0, PA1, PA2 et PA3) servent à envoyer les adresses à l'interface à haute tension en mode adressable. PA4 sert de remise à zéro universel. Lors du démarrage du système ou lorsque l'on veut remettre toutes les sorties à 0, un front montant à cette sortie remet à 0 l'interface haut voltage. La sortie PA5 sert à sélectionner le mode d'adressage (sérieux ou parallèle). En mode parallèle, le microcontrôleur génère les adresses pour programmer les sorties et en mode sérieux, les données sont données à chaque coup d'horloge pour chacune des sorties et une impulsion « Strobe » est lancée à la fin des 16 coups d'horloge. Finalement le transfert des PWM se fait par le biais de la sortie PA6.



PA0 -> A00	PB0 -> TWI_SDA
PA1 -> A01	PB1 -> PWM_CLK
PA2 -> A02	PB2 -> TWI_SCK
PA3 -> A03	PB3 -> PWM_STR
PA4 -> MR	
PA5 -> A_S	
PA6 -> Data	

Figure 4.25. Schéma d'interconnexions entre le microcontrôleur et l'interface HV

4.6.2 Génération des impulsions PWM

Les impulsions PWM peuvent être générées en utilisant deux techniques. La première consiste à utiliser l'unité à haute fréquence dédiée pour la génération des PWM. L'unité PWM est programmée sur 8 bits et possède deux sorties indépendantes : (OC1A et OC1B). Les registres OCR1A et OCR1B permettent de régler la valeur de comparaison sur 8 bits afin de régler la largeur de l'impulsion selon une onde triangulaire (voir Figure 4.26.). Un PLL permet de générer une fréquence de fonctionnement jusqu'à 64 MHz afin d'émettre des impulsions plus rapides tout en ayant une fréquence de fonctionnement du microcontrôleur plus faible (1 MHz).

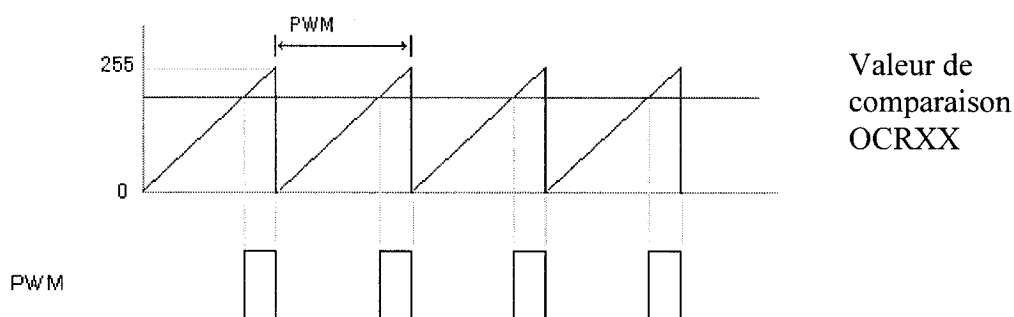


Figure 4.26. Fonctionnement du PWM rapide

4.6.3 Dimensions du microcontrôleur

Dans l'approche future d'incorporer le microcontrôleur sur la puce à haut voltage, un microcontrôleur fut expérimentalement relevé de son boîtier pour en faire les mesures de taille grâce aux services analytiques de fonderie. Ce microcontrôleur mesure environ 3,5mm par 12,5 mm pour une aire totale $12,5\text{mm}^2$. On remarque ainsi que ce dernier prend environ le double de l'aire de l'interface à haut voltage. Il sera donc possible de

monter la puce à haut voltage directement sur le microcontrôleur dans un travail futur avec la technologie SIP (System In Package).

4.6.4 Interactions du microcontrôleur

Les interactions du microcontrôleur avec les blocs du système sont représentées à la Figure 4.27. On remarque que les instructions du DC/DC, des adresses et des données sont synchronisés pour générer les caractéristiques de signal voulues en sortie.

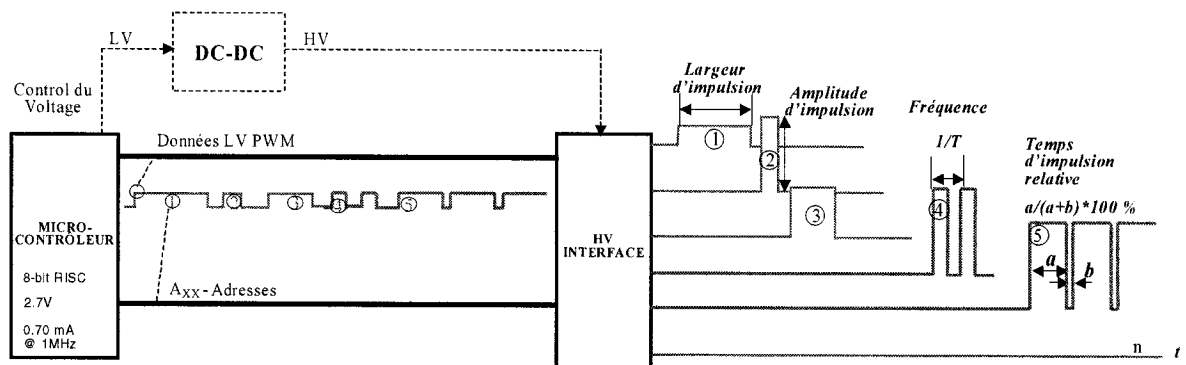


Figure 4.27. Communication entre le microcontrôleur et l'interface HV afin de générer les formes d'ondes

CHAPITRE 5

SIMULATIONS ET DONNÉES EXPÉRIMENTALES DU SYSTÈME DE CONTRÔLE DE LA MICROPOMPE

5.1 Introduction

Ce chapitre traite des simulations et des données expérimentales obtenues pour faire la preuve de concept du système global d'adressage des actionneurs à haut voltage de la micropompe. L'interface à haut voltage commandée par le microcontrôleur et le convertisseur DC/DC est évaluée pour arriver à définir les limites du système. L'expérimentation a comme objectif d'évaluer la capacité du système d'activer des charges MEMS équivalentes aux charges MEMS électrostatiques et piézoélectrique réelles. Finalement, des actionneurs électrostatiques en silicium utilisant la technologie SOI (Silicon On Insulator) sont microfabriqués et testés pour prouver la fonctionnalité du système global avec des actionneurs MEMS réels.

Premièrement, nous décrirons les simulations et les tests effectués pour chacun des éléments du système soit le convertisseur de tension DC/DC et l'interface à haut voltage avec le microcontrôleur. En second lieu, nous décrirons les charges utilisées pour simuler les actionneurs MEMS. Finalement, le système sera testé et une brève description de ses limitations sera exprimée.

5.2 Simulation et résultats du convertisseur DC/DC

En premier lieu, la simulation du convertisseur DC/DC fut effectuée pour le modèle de la pompe de charge Dickson à 10 étages (voir Figure 5.1.). Théoriquement, le voltage maximal est donné par l'équation suivante :

$$V_{out} = V_{PWM} + N(V_{PWM} - V_d) - V_d \quad (17)$$

On utilise des diodes avec des tensions de seuil V_d caractéristiques de 0.7 V. Le voltage PWM maximal est de 36V avec une rétroaction unitaire. Nous obtenons donc, en simulation, une tension de 388,3V avec un temps de montée de 440 μ s. Ce temps de montée mesuré est présenté sur la Figure 5.2.. Ce temps de montée mesuré est de 150ms, ce qui est beaucoup plus lent que le temps de montée simulé. Ceci peut être causé par des fuites de courant dans les capacités et entraînera des impacts non-négligeables pour les transitions montantes du voltage de sortie aux actionneurs si on ne prévoit pas un temps de charge suffisant. Par contre, si les sorties sont bien gérées par le microcontrôleur en tenant compte de ce délais (laisser charger le convertisseur avant d'envoyer un front montant), les impacts seront négligeables.

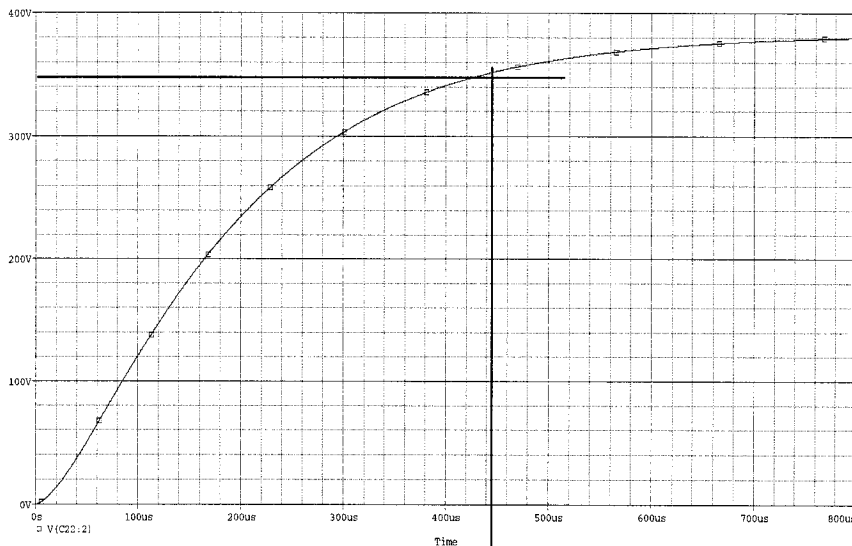


Figure 5.1. Temps de montée théorique du convertisseur DC/DC

Le résultat du temps de montée mesuré expérimentalement est présenté à la Figure 4.2..

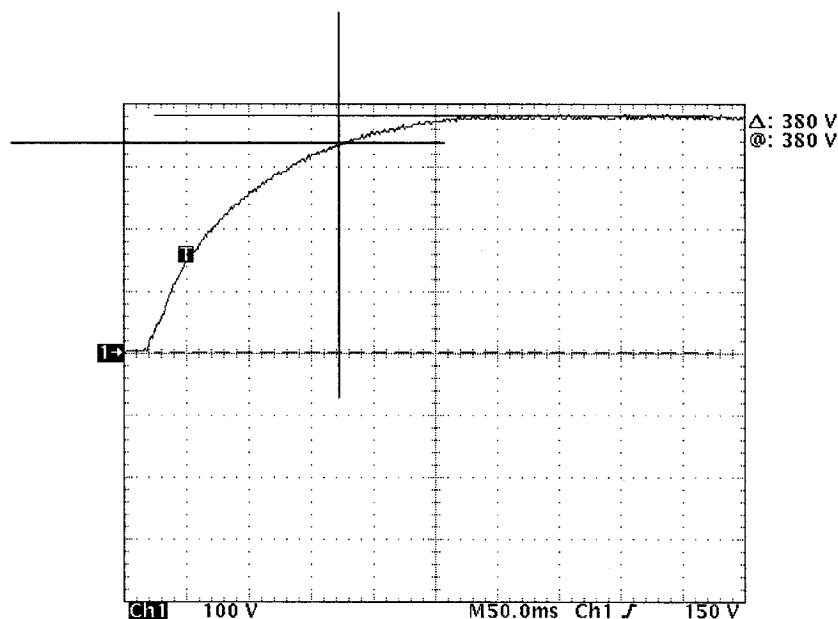


Figure 5.2. Temps de montée maximal pratique du convertisseur DC/DC

5.2 Logique de transmission des commandes à l'interface HV

5.2.1 Logique de test du système comportant l'interface à haut voltage, le microcontrôleur et le convertisseur DC/DC.

Afin de tester le système, une procédure a été établie afin d'évaluer l'efficacité des sorties. Le mode parallèle a été testé en faisant varier l'entrée « Data In » avec un signal PWM pour en démontrer son fonctionnement. Les temps de transition de 0V à haut voltage et de haut voltage à 0V sont analysés en plus des temps de montée et de descente pour les deux types d'interfaces à haut voltage. Par ailleurs, le nombre de sorties fonctionnelles effectives simultanément est aussi évalué en générant des impulsions

PWM à l'entrée de données de l'interface à haut voltage. Il est à noter que l'obtention de sorties à haut voltage en simultané ne peut se retrouver qu'en mode sériel car en mode parallèle, l'adresse est spécifiée à chaque entrée de données. La dissipation élevée de puissance [12] étant le paramètre limitant la génération des sorties à haute tension en simultané, un système de limitation de puissance « Automatic Delay Management Interface (ADMI) » fut implémenté dans la deuxième puce fonctionnant à 300V et faisant brièvement l'objet de l'étude.

Pour être en mesure de faire fonctionner le système présenté, il faut assurer le bon synchronisme des signaux de contrôle de l'interface à haute tension. Pour ce faire, une méthode de transmission des signaux évitant la génération d'erreurs est établie. Premièrement, pour le mode d'adressage de type adressable, on règle les fréquences d'horloge et d'envoi des signaux HV à leur sortie « Strobe » à la même valeur. Un délais minimal est établi entre le front montant de l'horloge qui permet la transmission des informations des données d'entrée dans la mémoire et le front montant de l'entrée « Strobe » permettant la transmission des données en mémoire aux sorties respectives. Pour tester les commutations des sorties à haut voltage, l'entrée de données consiste en un PWM d'efficacité 50 % ayant une fréquence de moitié de la fréquence de l'horloge pour que les données alternent de valeurs positives à négatives aux sorties.

5.2.1.1 Mode adressable (parallèle)

La description, pour le mode parallèle, des signaux, de leurs noms au point de vue du microcontrôleur et de l'interface HV et de leurs relations sont représentés dans le Tableau 5.1.

Tableau 5.1. Variables correspondantes au fonctionnement de l'interface en mode adressable

Signal	Nom l'entrée/sortie		Valeurs
	Micro-contrôleur	Interface HV	
Horloge	PBO	CLK	Temps d'efficacité du PWM = 5% Fréquence CLK = Fréquence Strobe
Sortie des données à haut voltage	PB1	STR	Temps d'efficacité du PWM = 40%
Données PWM	PA7	Data In	Temps d'efficacité du PWM = 50% Fréquence=1/2 Fréquence CLK
Données d'adresse	PA0-PA3	A00-A11	Adresses 1-16

Le chronogramme de la Figure 5.3. représente la séquence d'impulsions pour obtenir les sorties à haute tension appropriées.

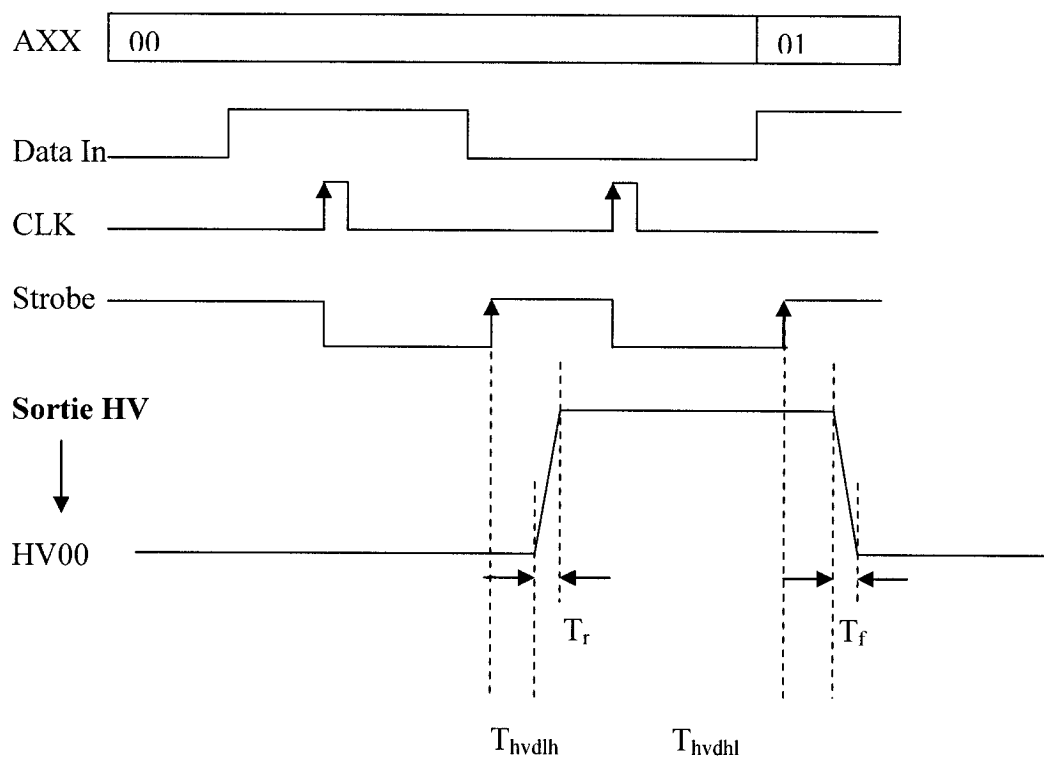


Figure 5.3. Chronogramme des entrées et de la sortie de l'interface à haut voltage pour le mode adressable

Le microcontrôleur envoie les données de l'adresse de sortie à l'aide du bus d'adresse (PA0-PA3). Ensuite, les données sont transmises à l'entrée « Data in » en prenant soin d'envoyer une impulsion d'horloge pour enregistrer la valeur binaire (1 ou 0) dans la mémoire. Une impulsion à l'entrée « Strobe » permet de sortir les données de la mémoire.

5.2.1.2 Mode sériel

La description, pour le mode sériel, des signaux, de leurs noms au point de vue du microcontrôleur et de l'interface HV et de leurs relations sont représentés dans le Tableau 5.2.. Aussi, un histogramme de la transmission des données est représenté par la Figure 5.4..

Tableau 5.2. Variables correspondantes au fonctionnement de l'interface en mode sériel

Signal	Nom l'entrée/sortie		Relation
	Micro-contrôleur	Interface HV	
Horloge	PBO	CLK	Temps d'efficacité du PWM = 50% Fréquence CLK = 16 * Fréquence Strobe
Sortie des données à haut voltage	PB1	STR	Temps d'efficacité du PWM = 50% Fréquence CLK = Fréquence Strobe/16
Données PWM	PA7	Data In	Temps d'efficacité du PWM = 50% Fréquence = Fréquence CLK/2

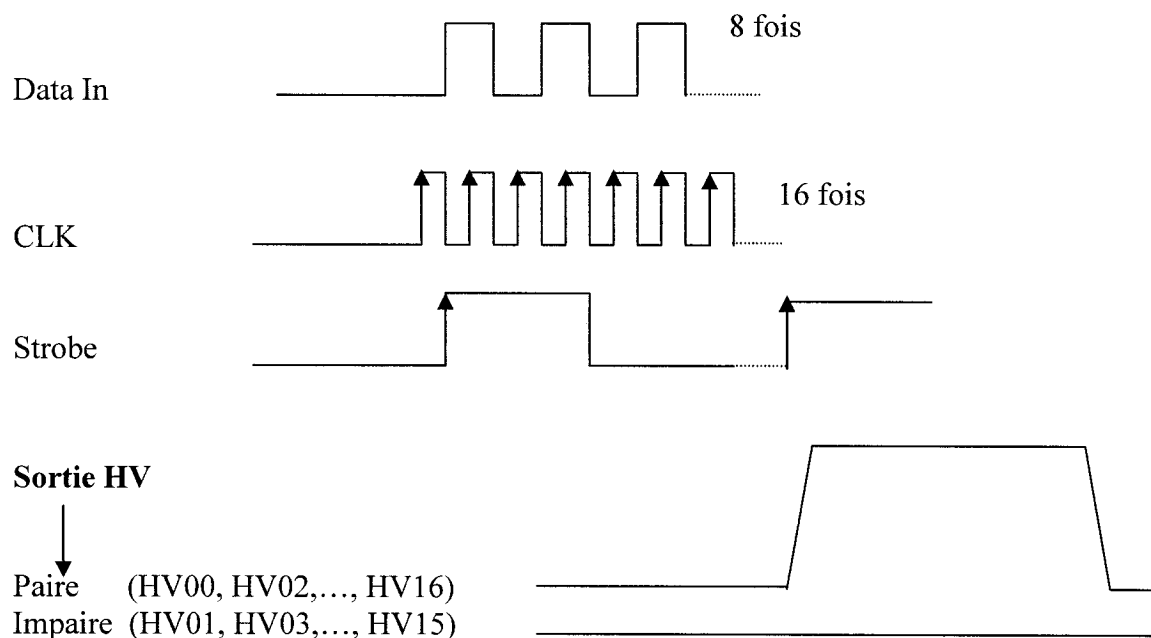


Figure 5.4. Histogramme des entrées et de la sortie de l'interface à haut voltage pour le mode sériel.

5.3 Résultats de fonctionnement du système de commande

5.3.1 Fonctionnement à divers voltages (mode parallèle)

Pour analyser le fonctionnement du système à divers voltages, le mode adressable est utilisé et les voltages sont régulés de 15V à 90V. On utilise le mode d'opération sériel pour trouver la fréquence d'opération maximale du système. Les oscillogrammes de l'obtention des tensions de 50V, de la tension théorique maximale de 70V, de 80V et de la tension au seuil de décrochage de 90V sont représentés respectivement par les Figures 5.5.a, 5.5.b, 5.5.c, et 5.5.d.

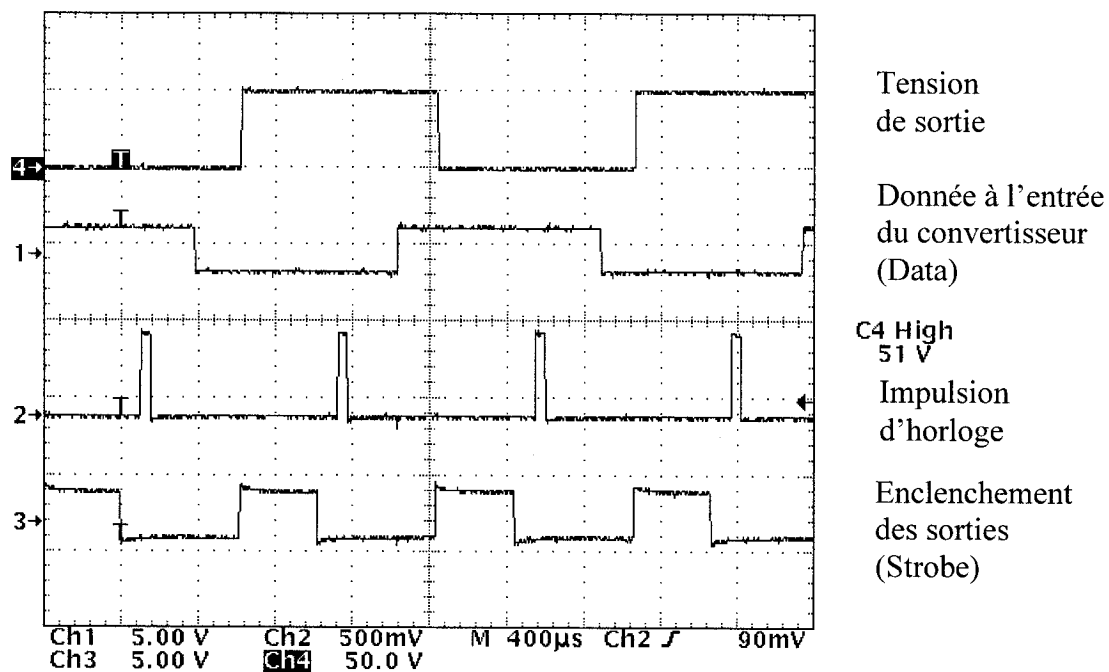


Figure 5.5.a. Régulation du voltage à 50V en mode adressable

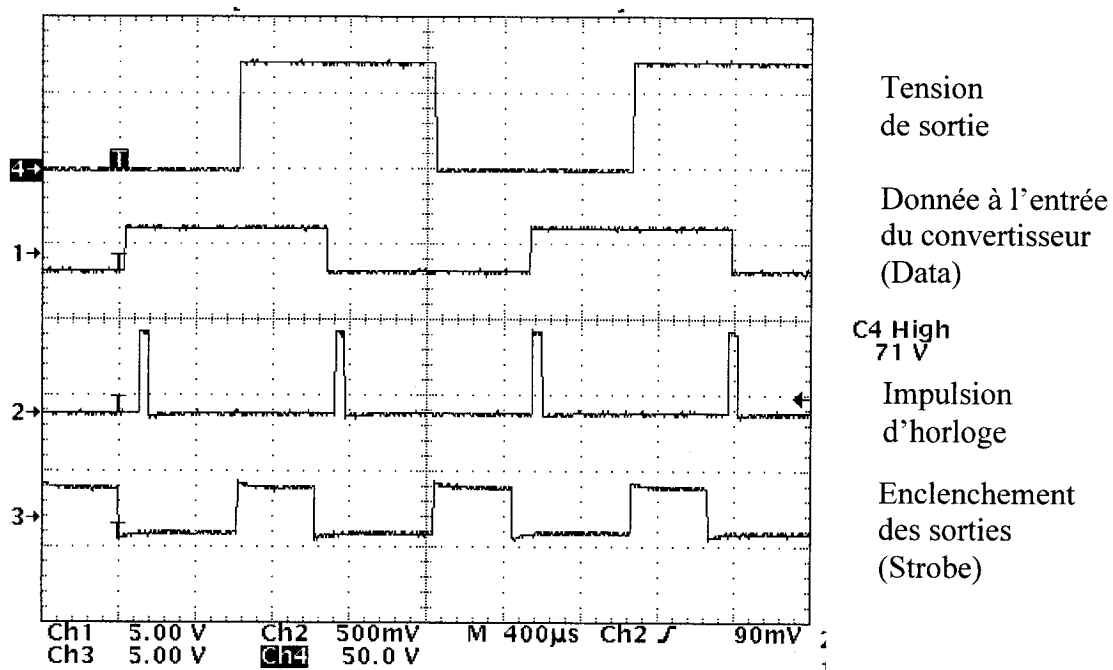


Figure 5.5.b. Régulation du voltage à 70V en mode adressable

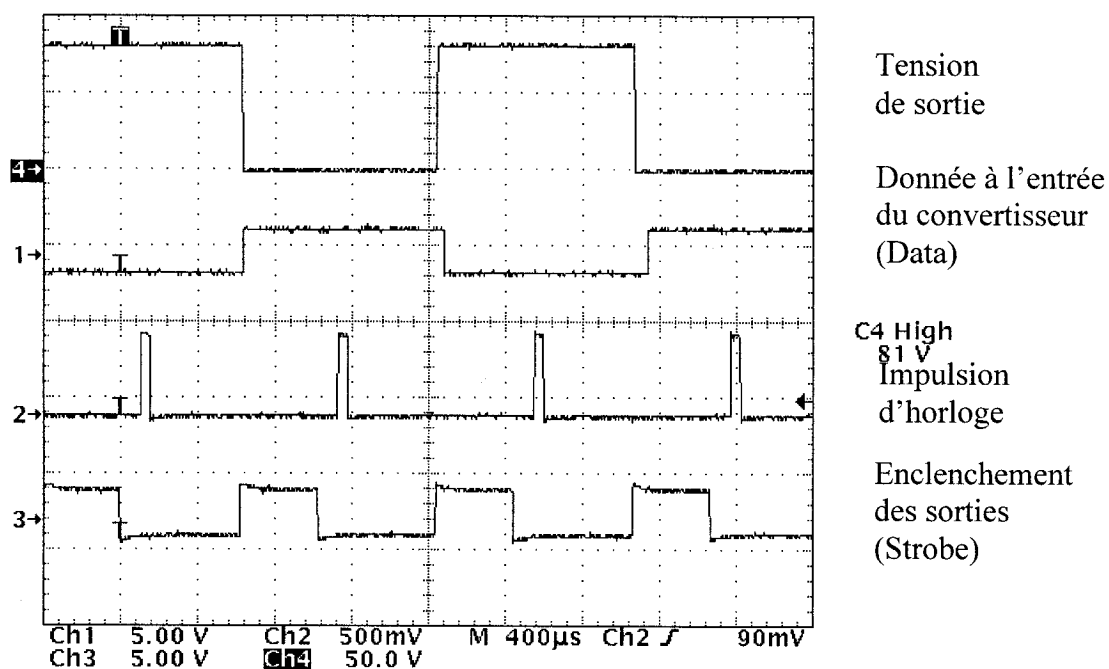


Figure 5.5.c. Régulation du voltage à 80V en mode adressable

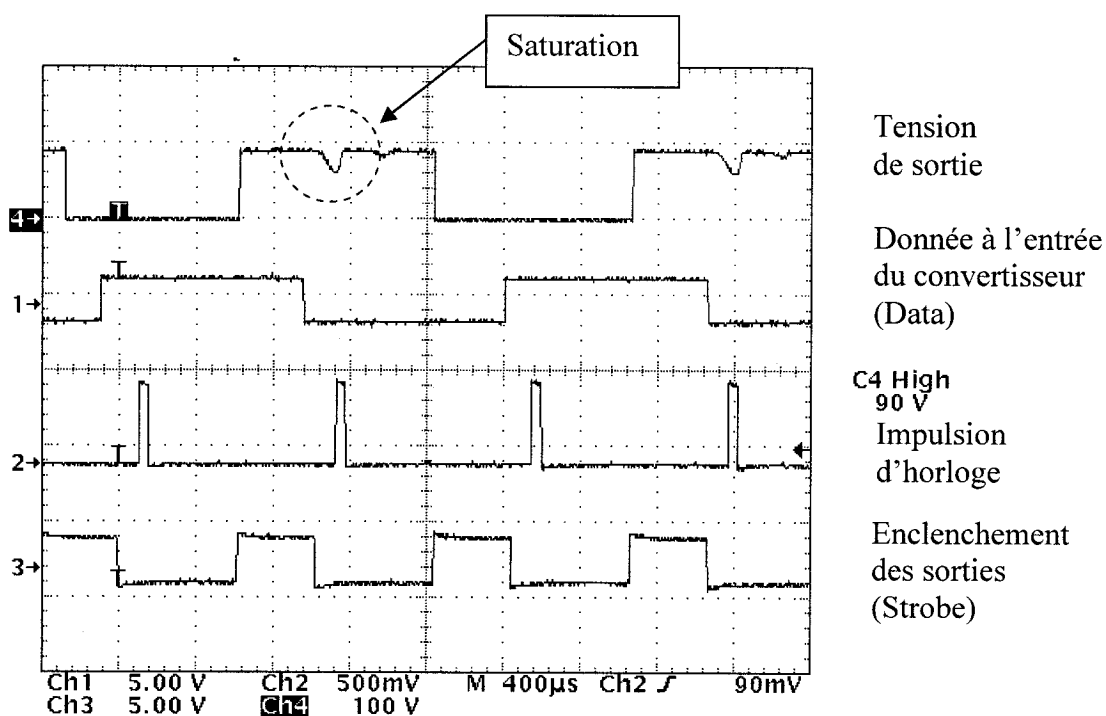


Figure 5.5.d. Régulation du voltage à 90V (début de décrochage)

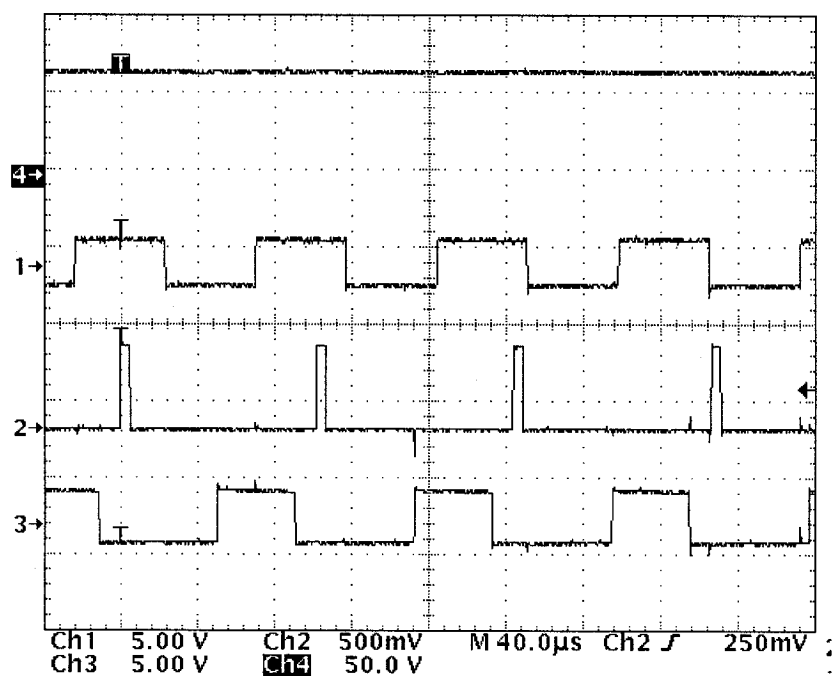


Figure 5.6. Phénomène de «Latch up» suite à une tension d'alimentation dépassant le seuil.

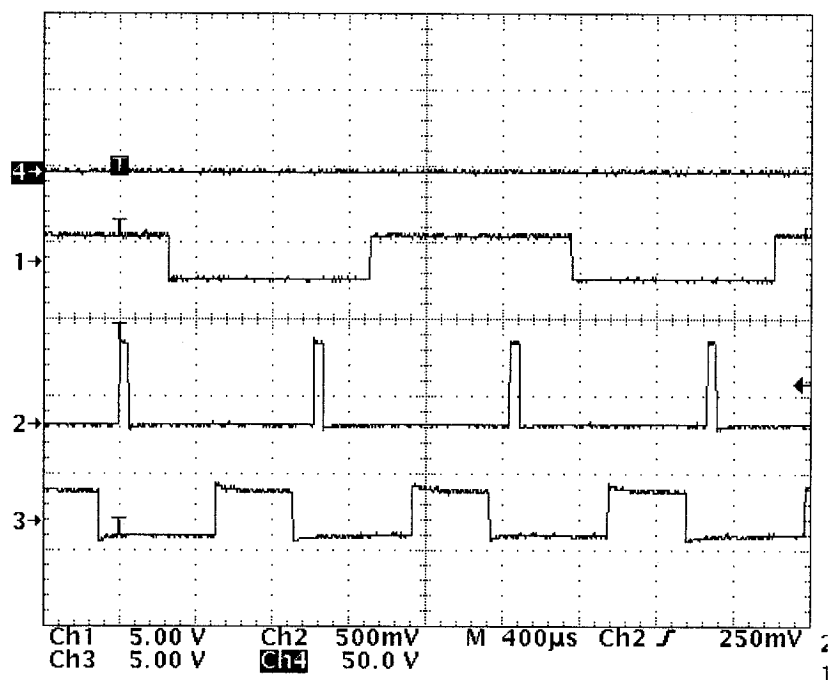


Figure 5.7. Décrochage suite à une tension d'alimentation dépassant le seuil et à une température excessive de la puce à haut voltage.

On remarque sur la Figure 5.5.d. que la forme du signal de sortie se déforme lorsque la tension appliquée par le convertisseur DC/DC surpasse la tension de seuil des transistors à haut voltage de technologie 100V. Il est bon de noter que les transistors ne peuvent plus fournir la tension à sortie de façon continue et que la puce ne pourra donc pas opérer sans erreur pour des tensions dépassant les 80V. Aussi, le phénomène de « Latch Up » [27] semble avoir été aperçu, ce qui entraînait une retenue de la sortie à son seuil maximal, la sortie ne pouvant plus aller à des tensions inférieures.

5.3.2 Résultats du mode sériel

Le système a été testé pour le mode sériel et on peut noter son bon fonctionnement par la Figure 5.8. La procédure de test (décrite en 5.2.1.2, Figure 5.4.) pour le mode sériel permet d'alterner toutes les sorties de l'interface. Lorsque les sorties paires sont à un haut voltage, les sorties impaires sont à 0 et vice versa. Aussi, cette procédure de test permet de calculer la fréquence maximale du système et le nombre de sorties qui peuvent être utilisé simultanément. La Figure 5.9. représente le synchronisme de 3 sorties alternées en simultanément. Vu les limitations de l'interface à haut voltage, le nombre de sorties simultanément se limite à 4.

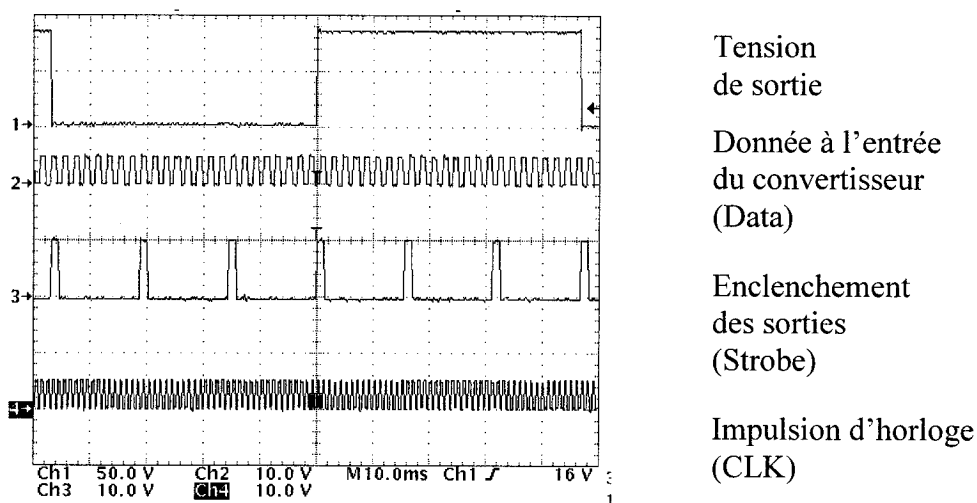


Figure 5.8. Fonctionnement du mode sériel

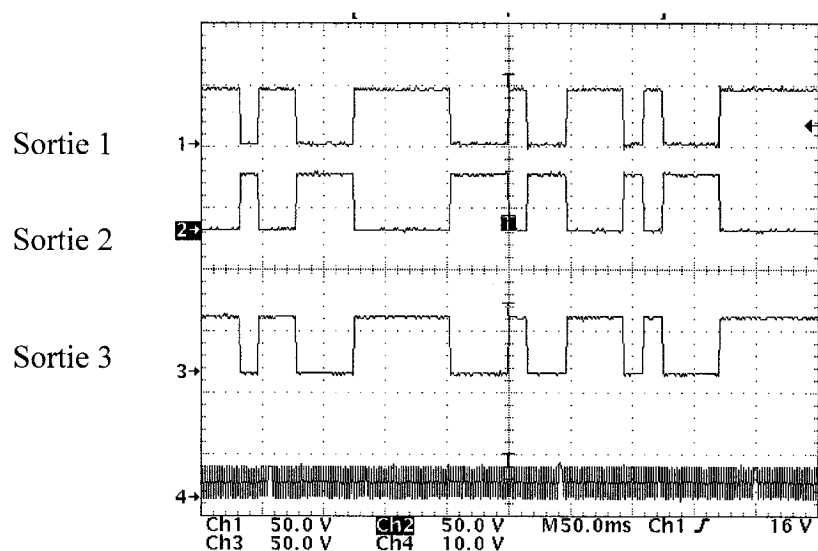


Figure 5.9. Trois sorties alternées en simultané en mode sériel

5.3.3 Caractéristiques AC

Les caractéristiques AC théoriques de l'interface à haut voltage sont relev es par le biais du tableau 4.3. Ces résultats ont été obtenus suite à des simulations dans l'environnement du logiciel CADENCE à l'aide du kit de design DK08G et des modèles de transistors fournis par la compagnie DALSA Semiconducteur. Les résultats expérimentaux ont été relevés à l'aide du système conçu, ce dernier étant sur un circuit de prototypage et comportant les divers composants énumérés. On remarque que les performances correspondantes (voir Tableau 5.4.) sont un peu moindres que celles d montr es en simulation. Les temps de montée et de descente sont légèrement plus lents. Ceci peut être du   la charge MEMS test e qui constituait en un micropeigne ayant une charge fluctuant de 1-50pF comparativement à une charge fixe de 20pF en simulation. La fréquence maximale pratique de l'horloge est d'environ la moitié de celle décrite en théorie. La fréquence maximale pratique a été enregistr e juste avant le moment où la tension de sortie décrochait ou que des données de sortie à haute tension erron es étaient

observées par rapport aux données d'entrée. La même procédure fut appliquée pour la fréquence du paramètre « Strobe » et on remarque que cette dernière est plus faible qu'en théorie. Par contre, le temps de propagation à la sortie du signal « Strobe » est exactement identique (voir Figure 5.4.) ce qui prouve que l'on peut se fier à l'exactitude de la propagation des signaux de l'entrée jusqu'à la sortie et bien régler les délais du microcontrôleur. La tension maximale de sortie maximale représente bien celle de la théorique pour cette interface malgré qu'en pratique on puisse appliquer une plus forte tension. Il est bon de noter que la seconde interface a été fabriquée à l'aide de la même technologie à haut voltage de DALSA Semiconducteur en introduisant des transistors pouvant supporter 300V de tension V_{GS} maximale à la place des transistors de 80V.

Tableau 5.3. Caractéristiques théoriques de l'interface à haut voltage

Caractéristiques AC théoriques de l'interface HV		
Paramètre	Symbole	Mesure
Temps de montée	Tr	500ns (70V, C=20pF)
Temps de descente	Tf	500ns (70V, C=20pF)
Fréquence maximale de l'horloge	Fclk	2MHz
Fréquence maximale du « Strobe »	Fstr	125kHz
Délai de propagation à la sortie après le « Strobe » pour une montée de tension	Thvdlh	8.0µs ($f_{CLK}=10kHz$) (C=20pF)
Délai de propagation à la sortie après le « Strobe » pour une descente de tension	Thvdhl	8.0µs ($f_{CLK}=10kHz$) (C=20pF)
Voltage maximum	Vmax	70.0V (avec marge de sécurité de 10V)

Tableau 5.4. Caractéristiques expérimentales de l'interface à haut voltage

Caractéristiques mesurées de l'interface HV		
Paramètre	Symbole	Mesure
Temps de montée	Tr	1.6 μ s (70V, C=50pF)
Temps de descente	Tf	1.6 μ s (70V, C=50pF)
Fréquence maximale de l'horloge	Fclk	1MHz
Fréquence maximale du « Strobe »	Fstr	28.5kHz
Fréquence maximale du signal d'output	Fmax	25 kHz
Délai de propagation à la sortie après le « Strobe » pour une montée de tension	Thvdlh	8.0 μ s (f _{CLK} =10kHz) (C=50pF)
Délai de propagation à la sortie après le « Strobe » pour une descente de tension	Thvdhl	8.0 μ s (f _{CLK} =10kHz) (C=50pF)
Voltage maximal	Vomax	85V
Voltage logique appliqué	Vin	2.7V – 5V
Fréquence du microcontrôleur	Fmicro	1MHz
Nombre de sorties en commutation en simultané		4

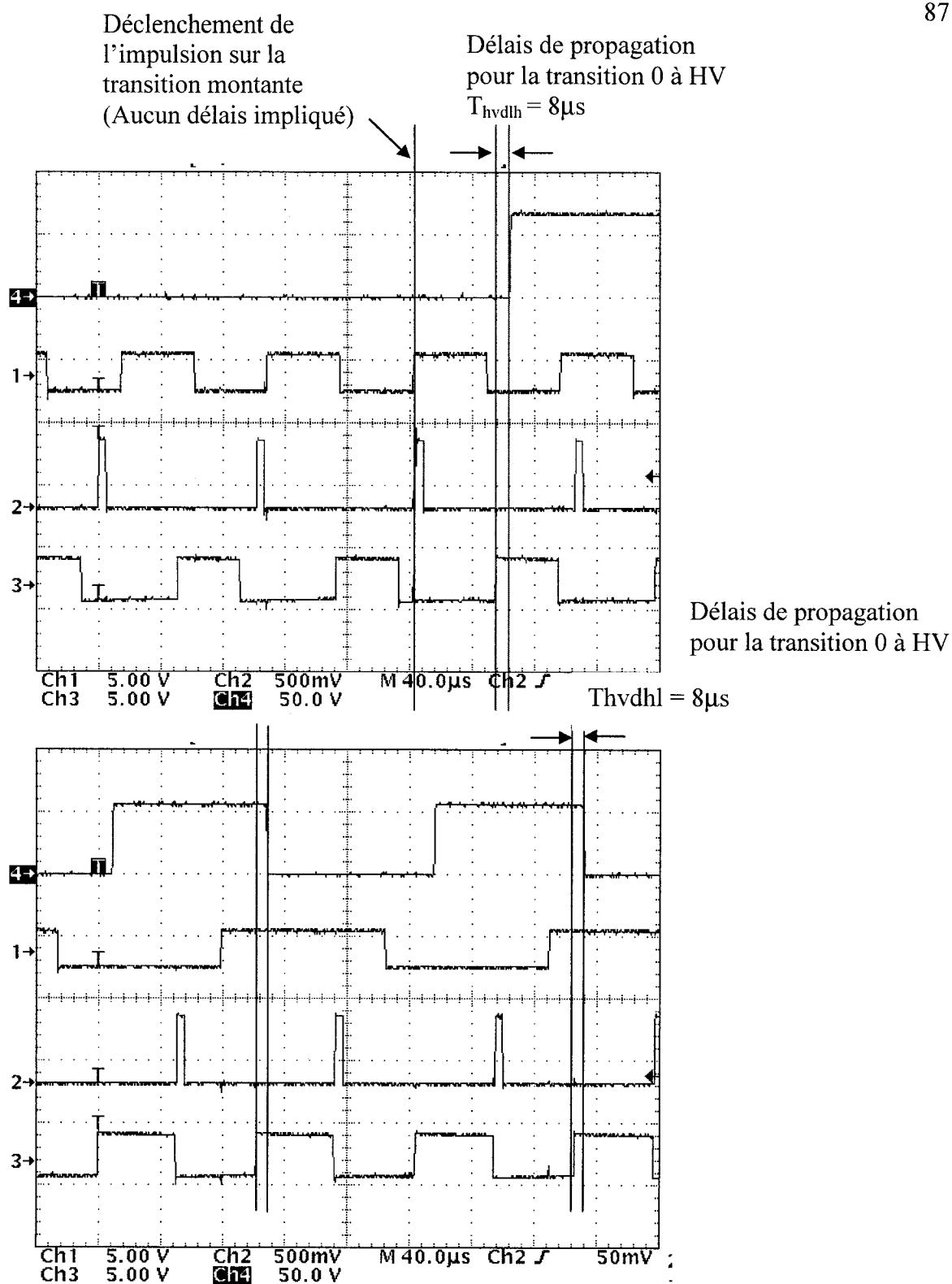


Figure 5.10. Délais de propagation des transitions de 0 à HV et de HV à 0

5.3.4 Interface utilisant la technologie haut voltage à 300V

La nouvelle version de l'interface à haut voltage a été produite à partir de la nouvelle technologie DALSA HVCMOS à 300V. Cette seconde interface est représenté par la Figure 4.24.. La technologie utilisée permet de supporter des tensions V_{GS} de 300V. Quelques données du système furent extraites pour en valider son usage. La première sortie du système, représentant une charge de 10 pF, a été activée à l'aide d'une tension de 300V. La Figure 5.11. montre l'oscillogramme de la sortie PWM à 300V qui utilise un temps d'efficacité d'environ 30%. Par ailleurs, Figure 5.12. représente le temps de montée de 1.65 μ s pour une charge de 10 pF. Les performances sont similaires à l'interface à haut voltage de 80V.

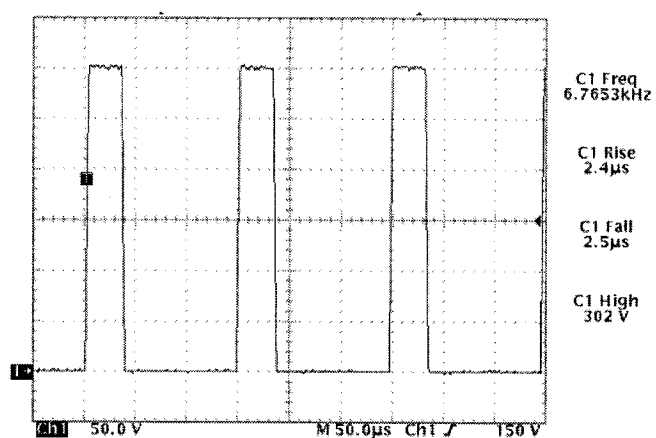


Figure 5.11. Sortie PWM à 300V

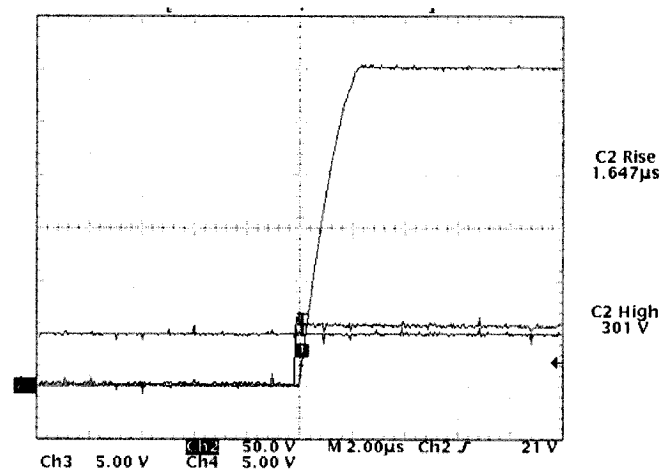


Figure 5.12. Temps de montée du système avec l'interface à 300V

5.3.5 Charge équivalente et charge réelle

Des charges équivalentes ont été utilisées pour vérifier le fonctionnement du système. Des tubes à gaz inerte pour protéger les surtensions ont été placées à la sortie du système (voir la fiche de données GT-RLSAE80SS Annexe C). Elles ont la caractéristique d'avoir comme charge équivalente à des actionneurs MEMS (1pF) et elles allument à une tension de 80 ± 10 V. Nous avons sélectionné des tubes à gaz allumant à environ 70V pour procéder au test de l'interface (Figure 5.13.). Ces dernières permirent de démontrer visuellement le fonctionnement du système qui peut ainsi être applicable à des applications d'imagerie.

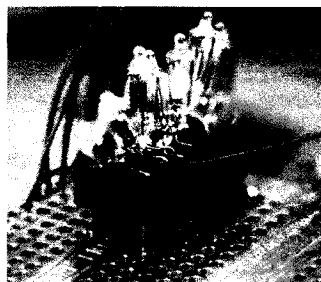


Figure 5.13. Validation du système à l'aide de tubes à gaz inerte.

Le système est aussi en mesure de commander des actionneurs MEMS électrostatiques en silicium utilisées pour activer la membrane et les valves de micropompes. Ces dernières sont fabriquées à l'aide de la technologie SOI (Figure 5.14. et Tableau 5.5.) à partir des procédés de gravure par plasma (Deep Reactive Ion Etching - DRIE) pour graver la forme des peignes dans le silicium suivit d'une gravure liquide ou vapeur au HF pour relâcher l'oxyde d'isolation. Pour un déplacement de $1\mu\text{m}$ des peignes, la tension appliquée doit être de 80V (Figure 5.15. et Figure 5.16.).

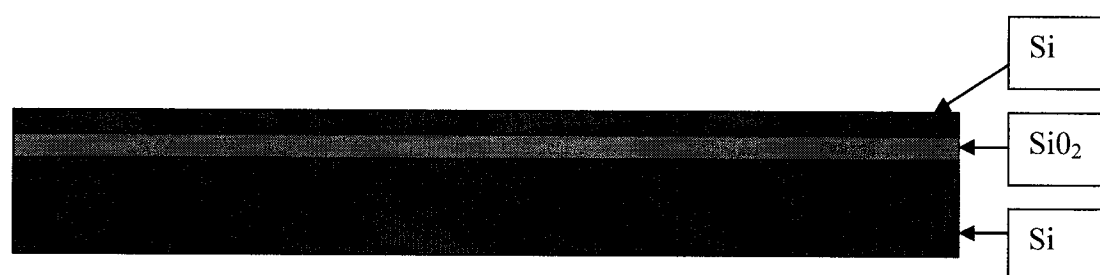


Figure 5.14. Profil d'un substrat SOI

Tableau 5.5. Caractéristiques du substrat SOI utilisé pour fabriquer les peignes de l'actionneur MEMS électrostatique

	Paramètre	Épaisseur
Silicium du dessus	Épaisseur	$0.5\mu\text{m}$
	Dopage	P+
	Orientation cristalline	<100>
Oxyde	Épaisseur	$2\mu\text{m}$
Substrat de silicium	Épaisseur	$775\mu\text{m}$
	Dopage	P+
	Orientation cristalline	<100>

Les peignes microfabriqués expérimentalement avec un procédé MEMS de DALSA Semiconductor furent activées à l'aide du système à haut voltage comportant l'interface à haut voltage. Des impulsions ont alimenté les peignes pour obtenir des déplacements variables allant jusqu'à $1\text{ }\mu\text{m}$ pour une tension de 80V. La capacité équivalente pour chaque actionneur est d'environ 2 pF (0V) à la position ouverte à 10 pF (80V) à la position fermée.

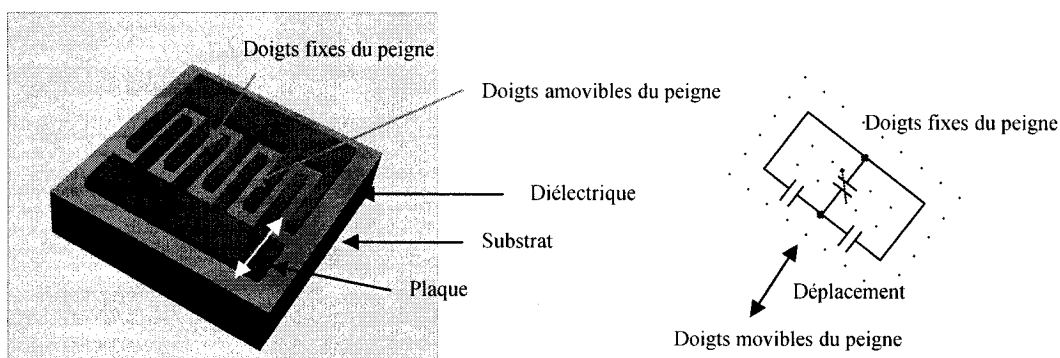


Figure 5.15. Géométrie du peigne électrostatique et circuit équivalent pour un doigt

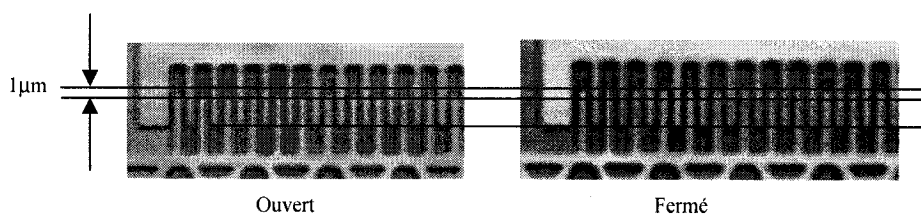


Figure 5.16. Déplacement du peigne d'environ $1\text{ }\mu\text{m}$ produit par une tension appliquée de 80 V

Finalement, le système fut testé avec des charges piézoélectriques équivalentes aux charges piézoélectriques MEMS des actionneurs de micropompes. Le courant maximal requis par le piézoélectrique est de 7 mA. Le système est en mesure d'activer une telle charge à une tension de 80 V. Le piézoélectrique choisi consistait en un émetteur sonore

pouvant fonctionner avec une tension AC de 110V à 2,5kHz. Lorsque le système transmet une haute tension PWM, le piézoélectrique émet une onde sonore audible reconnaissable facilement. Le piézoélectrique utilisé représentait exactement la même charge qu'un piézoélectrique MEMS communément utilisé pour l'activation d'une micropompe.

5.3.6 Assemblage

L'assemblage du système global est représenté à la Figure 5.17. Plusieurs PCB ont été fabriqués pour être en mesure de supporter les différents formats des puces.

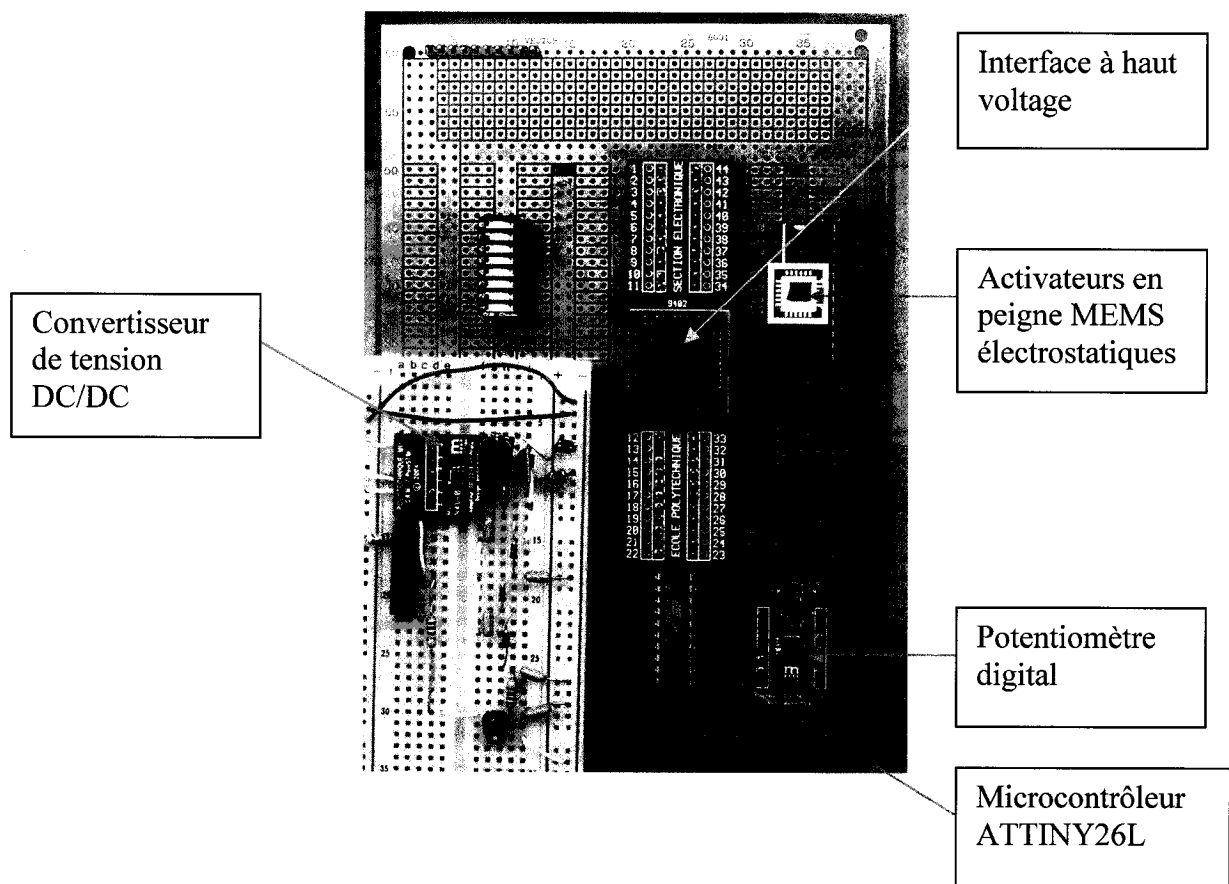


Figure 5.17. Montage du système

On remarque que l'interface à haut voltage reçoit la commande du microcontrôleur ATTINY26L et prend sa haute tension du convertisseur DC/DC lui aussi programmable par le microcontrôleur. Les actionneurs MEMS furent placés dans un boîtier de céramique à aire ouverte pour être en mesure d'observer les déplacements au microscope muni d'une caméra CCD. L'interface à haut voltage est en mesure de dissiper sa chaleur grâce à l'aire que prend son paquet. Des composantes discrètes sont utilisées pour supporter la pompe de charge suivant le circuit comportant le générateur PWM à 500KHz. Le circuit fait vibrer les actionneurs MEMS et allumer les tubes à gaz inerte qui se placent à la même position que les actionneurs MEMS.

CHAPITRE 6

CONCLUSION

Nous avons décrit la mise en œuvre d'un système électronique dédié au contrôle et à l'alimentation d'une matrice d'actionneurs MEMS à haut voltage. En particulier, nous avons conçu un dispositif pour commander une micropompe à actionneurs multiples permettant de distribuer d'infimes quantités de liquides.

Le système comporte un convertisseur de tension DC/DC programmable qui sert à convertir la tension d'une pile à une tension de l'ordre de centaines de Volts. Aussi, le système conçu englobe une interface électronique CMOS à haut voltage pour adresser des matrices d'actionneurs MEMS piézoélectriques et électrostatiques. Finalement, le centre du système comporte un microcontrôleur permettant l'activation des sorties avec une génération de formes d'ondes spécifiques par l'intermédiaire de commandes données à l'interface à haut voltage et au convertisseur de tension DC/DC.

La conception d'une nouvelle architecture de systèmes électronique hybride CMOS à bas voltage et à haut voltage a été établie. Les charges électriques équivalentes des actionneurs MEMS d'une micropompe ont été analysées afin d'arriver à établir les caractéristiques de l'électronique d'interfaçage. Un convertisseur DC/DC programmable permettant d'alimenter une interface à haut voltage de DALSA, pouvant aller de dizaines de Volts jusqu'à des centaines de Volts, a été conçu afin d'activer les MEMS basées sur des principes mécaniques physiques nécessitant de hauts voltages pour arriver à faire des microdéplacements.

Pour être en mesure de changer le voltage de sortie, sachant que le microdéplacement des actionneurs de la micropompe MEMS est fonction du voltage de sortie, le convertisseur DC/DC converti des tensions de l'ordre de 16 V à des tensions régulées allant à 360V sur 256 échelles étant programmables par un microcontrôleur. La plage d'opération est assez détaillée pour contrôler les déplacements précisément et peut alimenter par ce fait même deux interfaces à haut voltage conçues pour interfacer avec la micropompe à actionneurs multiples ou le réseau de micropompes MEMS.

Les deux interfaces CMOS à haut voltage conçues, fabriquées et testées utilisent la technologie 0.8 μ m de DALSA Semiconducteur. Elles permettent donc de commander la matrice d'actionneurs MEMS. La première interface fut l'objet d'une étude approfondie et a permis de prouver le concept du système de contrôle d'actionneurs MEMS. Cette version de l'interface comporte des caractéristiques intéressantes tel un fonctionnement accru de 15V à 80V et deux modes d'opération (parallèle et sériel) donnant une grande flexibilité au concepteur de système MEMS pour diverses applications. Une logique de contrôle à bas voltage et des pilotes de sorties à haut voltage permettant de contrôler et de supporter les hautes tensions et chacune des multiples charges. Des circuits se servant des deux catégories de transistors CMOS à haut voltage furent implémentés avec succès. La deuxième interface, pouvant opérer à 300V, repoussant encore plus les limites de fabrication des transistors à haut voltage, conçue à partir de la même technologie, permet d'atteindre des voltages de sortie surpassant celle de la littérature pour un procédé similaire. Cette interface, pouvant supporter des tensions de 300V, comporte des caractéristiques intéressantes comme sa taille remarquable de seulement 5,6 mm². La relation de cette dernière avec l'un des plus petits microcontrôleurs à 8 bits sur le marché, faisant 12.5 mm², est impressionnante. Une possibilité de commander 16 actionneurs, à l'aide d'une interface, vient établir un nouveau système de commande de micropompe à actionneurs multiples. Selon la revue de littérature, un seul actionneur est présentement utilisé et activé pour commander les micropompes d'aujourd'hui. Ce système est donc le

premier de la sorte à pouvoir commander une micropompe à actionneurs multiples. La capacité de cascader l'interface, pour commander 32, 48, 64,... actionneurs, vient s'ajouter à la versatilité du nouveau système d'activation matriciel pour divers systèmes à micropompes. Les caractéristiques théoriques de ces interfaces ont été validées expérimentalement à l'aide du système global.

Les modes de fonctionnement de l'interface à haut voltage et les formes d'ondes à générer ont été élaborées et expliquées en profondeur. La logique de programmation du microcontrôleur pour faire fonctionner le système global (adressage et données PWM à l'interface à haut voltage et programmation du convertisseur DC/DC) a été ainsi établie. Le contrôleur permet de générer les divers types d'ondes de sorties voulus au niveau des actionneurs de micropompe MEMS. Ainsi pour la première fois à notre connaissance, les signaux de sortie à haut voltage peuvent être programmés pour une modulation en largeur d'impulsion, en fréquence et en amplitude [26].

Les résultats expérimentaux obtenus ont permis de démontrer les différents modes de fonctionnement de l'interface et d'en évaluer les limites. Aussi, nous avons comparé les résultats théoriques et expérimentaux. Le système fonctionne comme prévu, les signaux sont transmis à la sortie et les résultats concordent pour la plupart avec la théorie malgré des performances moindres pour les fréquences maximales. La fréquence maximale du signal de sortie à haut voltage étant de 25 kHz, cette dernière demeure quand même dans les échelles préétablies pour les micropompes MEMS où la fréquence de commutation des actionneurs ne dépasse rarement la dizaine de kilohertz.

Il est à noter que les 16 sorties ne peuvent être commutées simultanément. La limite maximale est de quatre sorties en simultanée. Aussi, lorsque plusieurs sorties sont commutées simultanément, l'interface monte à des températures excessives entraînant certaines erreurs aux sorties. Le phénomène de « latchup » semble avoir été observé. Le programmeur de système devra en tenir compte lorsqu'il varie la tension à l'interface

graduellement afin d'éviter de dépasser un seuil de tension de sécurité maximal et l'introduction de délais raisonnables entre l'envoi d'impulsions pour chacune des sorties devra être envisageable.

Le système complet fut fabriqué et testé par prototypage rapide. Des charges équivalentes à des actionneurs MEMS ont été utilisées pour valider le système alors que des charges MEMS électrostatiques furent fabriquées. Le système est alors en mesure de commander des actionneurs électrostatiques et des charges capacitatives variables de 1-50pF en parallèle avec des charges résistives de quelques mégohms pour des actionneurs piézoélectriques. Des actionneurs électrostatiques MEMS en peigne ont finalement été testés pour prouver l'éventualité de commander une micropompe MEMS comportant des actionneurs basés sur des principes électrostatiques ou piézoélectriques.

Nous avons démontré dans ce mémoire qu'il est possible de concevoir un système alliant diverses familles de circuits intégrés tels les diverses technologies CMOS (0.18um-0.8um), HVCMOS ainsi que des composantes MEMS. Ces technologies peuvent être intégrées sur un même PCB voir même un seul boîtier (System In Package- SIP) intégrant ces différentes puces.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] ATMEL. 2005. *ATTINY26L datasheet version 1477F*. <http://www.atmel.com>

- [2] BIRCH, Matthew C. (Case Western Reserve University), QUINN, Roger D., HAHM, Geon, PHILLIPS, Stephen M., DRENNAN, Barry T.; FIFE, Andrew J.; BEER, Randall D., YU, Xinyu, GARVERICK, Steven L., LAKSANACHAROEN, Sathaporn, POLLACK, Alan J., RITZMANN, Roy E. 2002. «Cricket-based robots». *IEEE Robotics and Automation Magazine*. 9:44, P.20-30.

- [3] BOUROUINA, Tarik; BOSSEBOEUF, Alain; GRANDCHAMP, Jean-Paul.. 1997. « Design and simulation of an electrostatic micropump for drug-delivery applications » *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 7:3. 186-188.

- [4] BOYD, John. 2003. « Epson Using MEMS to Create Advanced Inkjet Heads for POS Printers». *Technology Newsline (Epson White paper)*, 1-2

- [5] COVENTOR, Designer User guide. In. <http://www.coventor.com/>, Coventor, 2005.

- [6] CRAWFORD, L. M.; SINHA, R. N., AND ODELL, R. M. 2000 « Efficacy of Insulin Pump Therapy: Delivery is the Key Factor.» *Endocrinoly Practices*. 6:3. 293-243.

- [7] DALLAS Semiconductor. 2005. *DS1845 Dual NV Potentiometer and Memory*. <http://pdfserv.maxim-ic.com/en/ds/DS1845.pdf>

- [8] DOUTRELOIGNE, Jan, DE SMET, Herbert, VAN CALSTER, Andre. 2001. «A Versatile Micropower High-Voltage Flat-Panel Display Driver in a 100-V 0.7 μ m CMOS Intelligent Interface Technology». *IEEE Journal of Solid-State Circuits*. 36:12. 2039-2047.

- [9] FAVRAT, P., PARATTE, L., BALLAN, H., DECLERCQ, M.J., DE ROOIJ, N.F.. 1997. «A 1.5-V-supplied CMOS ASIC for the actuation of an electrostatic micromotor». *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2:3. 153-160.

- [10] GARVERICK, Steven L. (Movaz Networks Inc.), NAGY, Michael L., KANE, Michael J., GUO, Jun. 2003. «Bipolar pulse width modulation driver for MEMS electrostatic actuator arrays». *IEEE Proceedings of the Custom Integrated Circuits Conference*. 481-484.

- [11] HONG, D.S., EL-GAMAL, M.N.. 2003. « Low operating voltage and short settling time CMOS charge pump for MEMS applications». *Proceedings of the 2003 International Symposium on Circuits and Systems*. 5. 281 – 284.

- [12] HUANG, Z., SAWAN, M., SAVARIA, Y.. 2004. « Robust Design of a Dynamically Controlled Low-Power Level-up Shifter Operation up to 300V ». *North Eastern Workshop on Circuits and Systems*. 321 – 324.

- [13] IN-STAT SEMICONDUCTOR RESEARCH.. Juillet 2003. « MEMS Industry Overview and Forecast». *MEMS Markets & Technologies*.

- [14] KHUMPUANG, S., SUSUMU, S.. 2004. « Novel-shaped microneedle arrays for multiple uses of bio-medical applications ». 7th International Conference on Solid-State and Integrated Circuits Technology. Vol.3, 1780 – 1783.

- [15] KOCH, M., HARRIS, N., MAAS, R., EVANS, A.G.R., WHITE, N.M., BRUNNSCHWEILER, A.. 1997 « Novel micropump design with thick-film piezoelectric actuation. » *Journal of Measurement Science & Technology*. 8:1. 49-57.
- [16] MAILLEFER, Didier and VAN LINTEL, Harald 1999 « High-performance silicon micropump for an implantable drug delivery system » *proceedings of the IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. p 541-546
- [17] MALTSEFF, Paul A., PAYNE, Ronald D. 24 Mars 2005. *Lab-On-Chip System and Method and Apparatus for Manufacturing and Operating the Same*. 24 p. US 2005/0066246. Brevet américain.
- [18] MATEY, J.R., Crandall, R.S., Brycki, B.. 1987. « Bimorph-driven X-Y-Z Translation stage for Scanned Image Microscopy » *Rev. Sc. Instrumentation*. 58. 567-570.
- [19] MAXIM Integrated Products. 2002. *Application note 1751, max 5025-5028*. www.maxim-ic.com/an1751
- [20] MEDTRONIC INC., RECEVEUR R. (RECE-Individual). 19 mai 2005. *Microelectromechanical System Switch Used in Implantable Medical Device for Supplying Electrical Stimulation to Tissues, has Electrostatic Comb Type Actuator that Moves Movable Beam Supported by Suspension Device*. 44 p. WO2005/045869-A1. Brevet international.
- [21] MITA, Yoshio (Univ of Tokyo), KAISER, Andreas, STEFANELLI, Bruno, GARDA, Patrick, MILGRAM, Maurice, FUJITA, Hiroyuki. 1999. «Distributed microactuator conveyance system with integrated controller». *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Vol. 1, I-18 - I-21

- [22] NGUYEN, Nam-Trung, WERELEY, Steven T. 2002. *Fundamentals And Applications of Microfluidics*. Artech House Microelectromechanical Systems Library. Boston. 471p
- [23] OLSSON, Anders. 1998. *Valve-less Diffuser Micropumps*. 58p. Thèse de Doctorat en génie électrique, Royal Institute of Technology.
- [24] PRAUSNITZ, Mark R., MCALLISTER, Devin V., KAUSHIK, Shilpa, PATEL, Parul N., MAYBERRY, Jennifer L, ALLEN, Mark G. 1999. « Microfabricated Microneedles for Transdermal Drug Delivery ». *American Society of Mechanical Engineers, Bioengineering Division*, v 42, 89-90.
- [25] RICHARD, J.-F., LESSARD B., MEINGAN, R., MARTEL S., SAVARIA, Y. « High Voltage Interfaces for CMOS/DMOS Technologies ». *IEEE North Eastern Workshop on Circuits and Systems*, 93-96.
- [26] SAHEB, J.-F., RICHARD, J.-F., SAWAN M., MEINGAN, R., SAVARIA, Y.. 2005. « System Integration of High Voltage Electrostatic MEMS Actuators ». *North Eastern Workshop on Circuits and Systems*. 155 – 158.
- [27] SAVARIA, Yvon. 1988. *Conception et vérification des circuits VLSI*. Editions de l'Ecole polytechnique de Montréal. Montréal. 398p.
- [28] SHENG liu, XIAOJUN Wang, ZHIYAN Gan, HONGHAI Zhang. 2005. «Drop Test and Simulation of Portable Electronic Devices». *6th International Conference on Electronic Packaging Technology*. 1 – 4.
- [29] SORAYA, J. K. WATTS, C. 2002 « The Buisiness of Insulin Pumps in Diabetes Care: Clinical and Economic Cinsiderations. » *Clinical Diabetes*. 20:4. 214-216.

- [30] STARZYK, J.A., YING-WEI Jan, FENGJING Qiu.. 1997. « DC-DC charge pump design based on voltage doublers». *IEEE Transactions on Circuits and Systems*. 48:3. 350-359.

- [31] SUPERTEX. 2005. HV257 application note

- [32] TAKAGI, F., KUROSAWA, R., SAWAKI, D., KAMISUKI, S., TAKAI, M.; ISHIHARA, K., Atobe, M.. 2004. « Pico liter dispenser with 128 independent nozzles for high throughput biochip fabrication». *17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*. 276-279.

- [33] TAY, F.E.H., CHOONG, W.O., LIU, H., XU, G.L.. 2000. «An intelligent micro-fluidic system for drug delivery». *Proceedings of IEEE International Conference Industrial Technology*. 2:1. 70 – 75.

- [34] THE DIABETES CONTROL AND COMPLICATIONS TRIAL RESEARCH. 1993 « The Effect of Intensive treatment of Diabetes on the Development and Progression of Long-term complications in Insulin Dependant Diabetes Melitus.» *New England Journal of Medecine*. 329. 977-986.

- [35] UTTOMESSO, D. P. AND CRAZZOLARA, D. 2002 « Continuous Subcutaneous Insulin Infusion (CSII) in the Veneto Region : Efficiency, Acceptability and Quality of Life. » *Diabetes Medicine*. 19:8. 628-634.

- [36] XIE, Jun., SHIH, Jason., TAI, Yu-Chong.. 2003 « Integrated Parylene Electrostatic peristaltic pump.» *7th international Conference on Miniaturized Chemical and Biochemical Analysts Systems*. 865-868.

ANNEXE A

ACTIONNEURS MEMS

A.1 Microvalves

Tableau A.1. Types d'activation des microvalves

Activation par stimuli mécaniques	Activation par stimuli électrique à haut voltage
Pneumatique	Piézoélectrique
Thermopneumatique	Électrostatique
Thermomécanique	Électromagnétique
Électrochimique	À forces capillaires

Les fuites des valves sont données par le débit fermé sur le débit ouvert :

$$L_{valva} = \frac{\dot{Q}_{fermé}}{\dot{Q}_{ouvert}} \quad (A.1)$$

La consommation des valves se calcule à leurs états actifs et varie en fonction du principe d'activation et de leur forme. La force de fermeture d'une valve est dépendante de la force de l'actionneur de valve utilisé et l'échelle des pressions en fonction du type d'activation est exprimée par la Figure A.1. [22]. La fiabilité d'une microvalve est mise en jeu la plus part du temps par un corps étranger contaminant. Il est commun d'utiliser des microfiltres pour arriver à purifier le liquide et empêcher les impuretés d'atteindre les valves. La pression que subit un système implantable fixé au système vasculaire dépend de sa localisation. Effectivement, les valves doivent résister à des pressions de l'ordre de 20 mm de Hg (2.67 kPa) dans les capillaires et 130 mm de Hg (17.3 kPa) dans une artère.

$$P_{kPa} = 0.1333224 \times p_{mmHg}$$

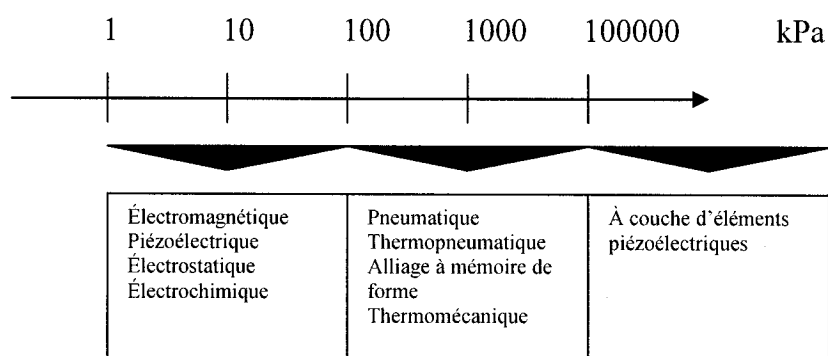


Figure A.1. Échelle de pression selon le type d'actionneur

Un autre élément important dans une microvalve est son temps de réponse. La Figure A.2. représente le temps de réponse d'une valve en fonction de son principe d'activation [22] les microvalves doivent avoir un temps de réponse rapide pour être utilisées dans un système de diffusion de médicaments liquides afin d'éviter les reflux de sangs et des dosages imprécis. Selon les spécifications du système, on doit opter pour des actionneurs de valves électrostatiques, piézoélectriques ou électromagnétiques.

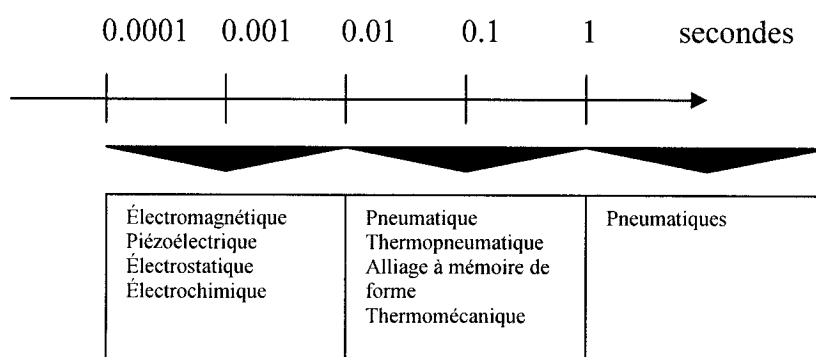


Figure A.2. Temps de réponse d'une valve en fonction de son type d'actionneur

Le schéma ci-dessous montre des réalisations typiques de microvalves.

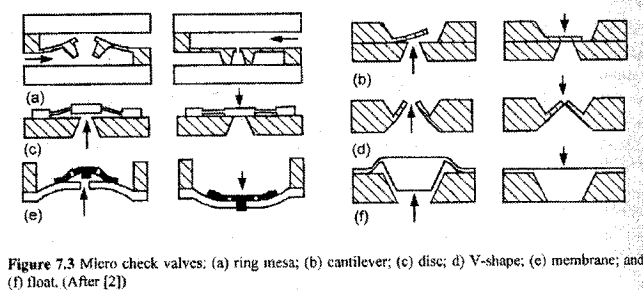


Figure A.3. Différents types de valves [22]

A.2. Choix d'un actionneur

Les actionneurs permettent de faire bouger les parties mécaniques tels des membranes des peignes, des structures de silicium, de verre, de parylène ou d'autres matériaux. Les mouvements seront dépendants des propriétés du matériau tel son élasticité, son module de Young, sa structure cristallographique, etc... Ils ont pour rôle de faire bouger une structure ou de permettre la fermeture des valves pour contrer une pression externe dans un microsystème. Leur choix dépend des caractéristiques du système voulu (force de compression, vitesse de commutation, consommation de puissance, dissipation de chaleur...).

Par l'équation de la force en fonction du déplacement voulu, on obtient le travail généré :

$$W_a = F_a \times d_a \text{ (A.2)}$$

où F_a est la force de l'actionneur et d_a , son déplacement.

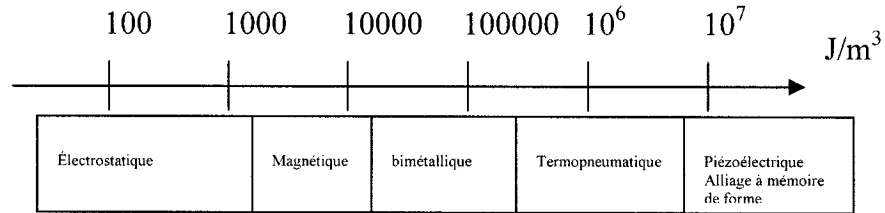


Figure A.4. Densité d'énergie pour différents actionneurs [22]

La densité d'énergie est donnée par l'équation suivante :

$$E_a = \frac{W_a}{V_a} = \frac{F_a \times d_a}{V_a} \quad (\text{A.3})$$

Pour arriver aux caractéristiques désirées, nous devons utiliser des actionneurs électrostatiques et piézoélectriques qui permettront une assez grande résistance à la pression et une commutation rapide.

Les équations de densité d'énergie pour ces actionneurs sont les suivantes :

Pour un actionneur électrostatique :

$$E_a = \frac{1}{2} \varepsilon E_{el}^2 \quad (\text{A.4})$$

où E_{el} est la force du champ électrique et $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ est la constante du diélectrique entre les deux électrodes. ε_0 étant la permittivité du vide ($\varepsilon_0 = 8.85418 \times 10^{-12} \text{ F/m}$) et ε_r la permittivité du diélectrique.

Pour un actionneur piézoélectrique :

$$E_a = \frac{1}{2} \frac{E_{el}}{(d_{33}E)^2} \quad (\text{A.5})$$

où E_{el} est la force du champ électrique, E , le module de Young du matériaux piézoélectrique et d_{33} , son coefficient piézoélectrique (décrit par le manufacturier).

Pour ce qui est de la force des l'actionneurs, les équations qui régissent la force d'un actionneur électrostatique est donnée en fonction de l'aire du composant, du voltage appliqué et de la distance entre les plaques.

Pour un actionneur électrostatique nous avons :

$$F = \frac{1}{2} \epsilon A \left(\frac{V}{d} \right)^2 \quad (\text{A.6})$$

On peut définir les contraintes d'un actionneur piézoélectrique en fonction de sont champ électrique et des constantes piézoélectriques d_{31} et d_{33} .

Nous avons:

$$\varphi_l - \varphi_t = d_{31} E_{el} \quad (\text{A.5})$$

$$\varphi_v = d_{33} E_{el} \quad (\text{A.6})$$

les indices l et t sont pour les contraintes longitudinales et transversales et l'indice v est pour la contrainte verticale.

A.3. Types de micropompes

Les micropompes utilisent des microvalves pour leur fonctionnement. On peut les classer selon le tableau suivant en fonction de leur principe d'opération:

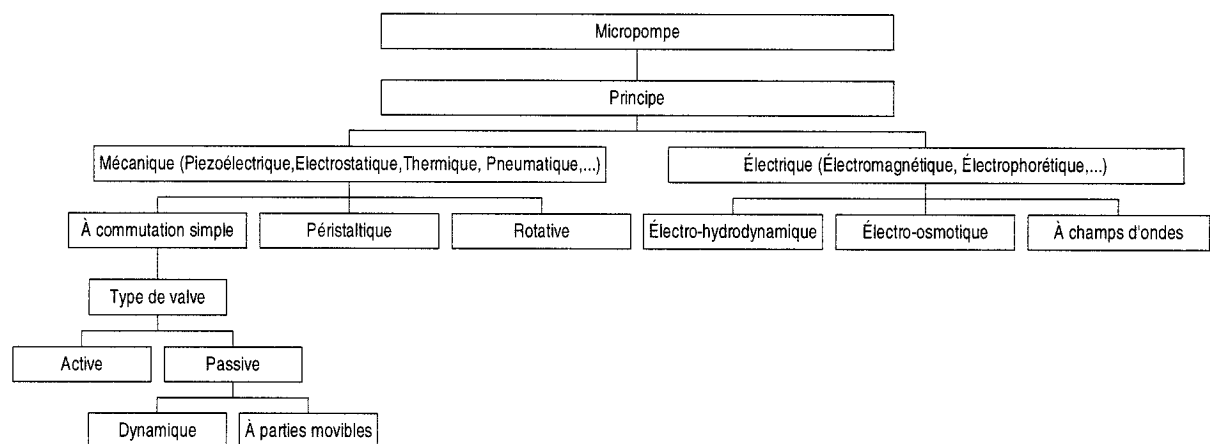


Figure A.5. Types de micropompes en fonction du principe d'activation

Encore une fois, les actionneurs étant dépendants des caractéristiques voulues, on se doit d'utiliser les micro pompes utilisant le principe mécanique à actionneurs piézoélectriques et électrostatiques. Le système permettra donc de commander des actionneurs ayant des caractéristiques d'actionneurs MEMS électrostatiques et piézoélectriques.

Supposons que l'on veut faire commuter une membrane de micropompe pour le relâchement de médicaments. Nous pouvons opter pour un élément piézoélectrique bimorphe en levier en disque. Si l'on veut un déplacement de $5\mu\text{m}$ de la membrane et

que l'on veut une dimension maximale du dispositif ne dépassant pas 25 mm². Nous devons prendre une lamelle piézoélectrique de 5mm par 6mm de longueur (5mm libre). L'épaisseur h du bimorphe est donnée par le manufacturier (0.6mm). On fixe la poutre pour que L=4mm.

Par l'équation de déflexion du tableau X, nous aurons besoin de générer une tension U de :

$$U = \frac{m}{9 \times 10^{-10} \times \frac{L^2}{h^2}} = \frac{5 \times 10^{-6}}{9 \times 10^{-10} \times \frac{0.005^2}{0.0006^2}} = 80 \text{ V} \quad (\text{A.7})$$

La fréquence de résonance sera de 9.6 KHz et la force de compression F sera de 8.102 ×10⁻⁶ N.

Les effets inductifs seront négligeables à aux fréquences d'opération voulues de 0,1-1kHz car l'on opère à un fréquence bien inférieure à la fréquence de résonance. Pour ce qui est de la capacité, nous la trouvons aussi à partir de l'équation du tableau X.

$$C = 8 \times 10^{-8} L_t W / h = \frac{8 \times 10^{-8} \times 5 \times 6 \times 10^{-6}}{0.6 \times 10^{-3}} = 4 \text{ nF} \quad (\text{A.8})$$

On peut aussi faire l'étude pour un actionneur circulaire bimorphe. Cet actionneur peut être la combinaison de deux disques de PZT ou un disque de céramique piézoélectrique et un disque de métal. Les équations exactes d'un pompage à l'aide d'un disque bimorphique sont complexes ; on peut évaluer la tension à générer pour un déplacement voulu, l'impédance équivalente et les pressions à l'aide de valeurs empiriques et de formules simplifiées.

$$Z_a = 10^{-10} \frac{d^2}{h^2} U \quad (\text{A.9})$$

où d est le diamètre du disque et h, l'épaisseur du disque.

Si on veut un déplacement de 2 μm comme dans le cas précédent, un bon choix de piézoélectrique qui permet une petite grosseur (5mm de diamètre) et une charge capacitive plus faible est le DSC5/1-PXE5-N de la compagnie Morganpiezoceramics.

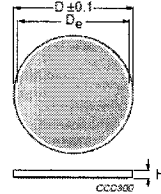


Figure A.6. Électrode en disque et ses caractéristiques (Morgan piezoceramics)

Tableau A.2. Caractéristiques du disque piézoélectrique utilisé pour la fabrication d'une micropompe (Morgan piezoceramics)

GRADE	D (mm)	D _e (mm)	H (mm)	CAPACITANCE (pF)	TYPE NUMBER
PX5 5	5	5.0 $\pm$ 0.1	0.3 $\pm$ 0.03	1220 $\pm$ 25%	DSC5/0.3-PX5-N
	5	5.0 $\pm$ 0.1	0.5 $\pm$ 0.03	750 $\pm$ 25%	DSC5/0.5-PX5-N
	5	5.0 $\pm$ 0.1	1.0 $\pm$ 0.03	375 $\pm$ 25%	DSC5/1-PX5-N
	5	5.0 $\pm$ 0.1	2.0 $\pm$ 0.1	185 $\pm$ 25%	DSC5/2-PX5-N

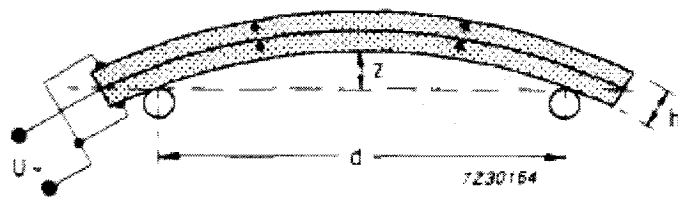


Figure A.7. Déflexion d'une électrode en disque pour l'activation d'une micropompe

Le voltage nécessité sera de :

$$U = 2 \times 10^{-6} / 10^{-10} \frac{(5 \times 10^{-3})^2}{(1 \times 10^{-3})^2} = 80 \text{ V (A.7)}$$

La charge capacitive sera d'environ 375 pF.

Le déplacement de volume ΔV est approximativement donné par :

$$\Delta V = \frac{\pi d^2}{4} \times 0.5 \times 10^{-10} \frac{d^2}{h^2} U \approx 4 \times 10^{-11} \times \frac{d^4}{h^2} U \quad (\text{A.8})$$

la résilience est donnée par :

$$Z_p = 1.5 \times 10^{-10} \frac{d^3}{h^3} U \quad (\text{A.9})$$

En combinant A.8 et A.9 et en intégrant sur la surface de la membrane, on obtient la pression de blocage P_b en Pa :

$$P_b = 8 \frac{h}{d^3} U \quad (\text{A.10})$$

la variation de volume de la pompe sera d'environ $2 \times 10^{-12} \text{ m}^3$ ou 0.002 mm^3 par pompage. $1 \text{ litre} = 0.001 \text{ m}^3$ $1 \text{ picolitre} = 1 \times 10^{-15} \text{ m}^3$ $2000 \text{ picolitres} = 2 \text{ nanolitres}$. On obtient donc $P_b = 5.12 \text{ MPa}$ La pression sanguine dans une artère étant de 200 mmHg (26.664 kPa), on remarque que cette pression est amplement suffisante pour contrer la pression sanguine.

ANNEXE B

TENSIONS DE SORTIE PROGRAMMABLES DU SYSTÈME

Tableau B.1. Tension de sortie en fonction de la résistance de comparaison programmable

Rpot (K Ω)
100.00

R1 (K Ω)	Vcomparaison (V)	Facteur de multiplication (Dickson)
25.00	1.25	10.00

Pot position Hexadécimal	Pot position Décimal	RL	RH	R1+RH	R2	VoutPWM	Vout approx.	Ifeedback
		(K Ω)		(K Ω)		(V)		(mA)
0 1	1.00	0.39	99.61	124.61	0.39	398.44	3984.38	3.19
0 2	2.00	0.78	99.22	124.22	0.78	199.22	1992.19	1.59
0 3	3.00	1.18	98.82	123.82	1.18	132.81	1328.13	1.06
0 4	4.00	1.57	98.43	123.43	1.57	99.61	996.09	0.80
0 5	5.00	1.96	98.04	123.04	1.96	79.69	796.88	0.64
0 6	6.00	2.35	97.65	122.65	2.35	66.41	664.06	0.53
0 7	7.00	2.75	97.25	122.25	2.75	56.92	569.20	0.46
0 8	8.00	3.14	96.86	121.86	3.14	49.80	498.05	0.40
0 9	9.00	3.53	96.47	121.47	3.53	44.27	442.71	0.35
0 A	10.00	3.92	96.08	121.08	3.92	39.84	398.44	0.32
0 B	11.00	4.31	95.69	120.69	4.31	36.22	362.22	0.29
0 C	12.00	4.71	95.29	120.29	4.71	33.20	332.03	0.27
0 D	13.00	5.10	94.90	119.90	5.10	30.65	306.49	0.25
0 E	14.00	5.49	94.51	119.51	5.49	28.46	284.60	0.23
0 F	15.00	5.88	94.12	119.12	5.88	26.56	265.63	0.21
1 0	16.00	6.27	93.73	118.73	6.27	24.90	249.02	0.20
1 1	17.00	6.67	93.33	118.33	6.67	23.44	234.38	0.19
1 2	18.00	7.06	92.94	117.94	7.06	22.14	221.35	0.18
1 3	19.00	7.45	92.55	117.55	7.45	20.97	209.70	0.17
1 4	20.00	7.84	92.16	117.16	7.84	19.92	199.22	0.16
1 5	21.00	8.24	91.76	116.76	8.24	18.97	189.73	0.15
1 6	22.00	8.63	91.37	116.37	8.63	18.11	181.11	0.14
1 7	23.00	9.02	90.98	115.98	9.02	17.32	173.23	0.14
1 8	24.00	9.41	90.59	115.59	9.41	16.60	166.02	0.13
1 9	25.00	9.80	90.20	115.20	9.80	15.94	159.38	0.13
1 A	26.00	10.20	89.80	114.80	10.20	15.32	153.25	0.12

1	B	27.00	10.59	89.41	114.41	10.59	14.76	147.57	0.12
1	C	28.00	10.98	89.02	114.02	10.98	14.23	142.30	0.11
1	D	29.00	11.37	88.63	113.63	11.37	13.74	137.39	0.11
1	E	30.00	11.76	88.24	113.24	11.76	13.28	132.81	0.11
1	F	31.00	12.16	87.84	112.84	12.16	12.85	128.53	0.10
2	0	32.00	12.55	87.45	112.45	12.55	12.45	124.51	0.10
2	1	33.00	12.94	87.06	112.06	12.94	12.07	120.74	0.10
2	2	34.00	13.33	86.67	111.67	13.33	11.72	117.19	0.09
2	3	35.00	13.73	86.27	111.27	13.73	11.38	113.84	0.09
2	4	36.00	14.12	85.88	110.88	14.12	11.07	110.68	0.09
2	5	37.00	14.51	85.49	110.49	14.51	10.77	107.69	0.09
2	6	38.00	14.90	85.10	110.10	14.90	10.49	104.85	0.08
2	7	39.00	15.29	84.71	109.71	15.29	10.22	102.16	0.08
2	8	40.00	15.69	84.31	109.31	15.69	9.96	99.61	0.08
2	9	41.00	16.08	83.92	108.92	16.08	9.72	97.18	0.08
2	A	42.00	16.47	83.53	108.53	16.47	9.49	94.87	0.08
2	B	43.00	16.86	83.14	108.14	16.86	9.27	92.66	0.07
2	C	44.00	17.25	82.75	107.75	17.25	9.06	90.55	0.07
2	D	45.00	17.65	82.35	107.35	17.65	8.85	88.54	0.07
2	E	46.00	18.04	81.96	106.96	18.04	8.66	86.62	0.07
2	F	47.00	18.43	81.57	106.57	18.43	8.48	84.77	0.07
3	0	48.00	18.82	81.18	106.18	18.82	8.30	83.01	0.07
3	1	49.00	19.22	80.78	105.78	19.22	8.13	81.31	0.07
3	2	50.00	19.61	80.39	105.39	19.61	7.97	79.69	0.06
3	3	51.00	20.00	80.00	105.00	20.00	7.81	78.13	0.06
3	4	52.00	20.39	79.61	104.61	20.39	7.66	76.62	0.06
3	5	53.00	20.78	79.22	104.22	20.78	7.52	75.18	0.06
3	6	54.00	21.18	78.82	103.82	21.18	7.38	73.78	0.06
3	7	55.00	21.57	78.43	103.43	21.57	7.24	72.44	0.06
3	8	56.00	21.96	78.04	103.04	21.96	7.11	71.15	0.06
3	9	57.00	22.35	77.65	102.65	22.35	6.99	69.90	0.06
3	A	58.00	22.75	77.25	102.25	22.75	6.87	68.70	0.05
3	B	59.00	23.14	76.86	101.86	23.14	6.75	67.53	0.05
3	C	60.00	23.53	76.47	101.47	23.53	6.64	66.41	0.05
3	D	61.00	23.92	76.08	101.08	23.92	6.53	65.32	0.05
3	E	62.00	24.31	75.69	100.69	24.31	6.43	64.26	0.05
3	F	63.00	24.71	75.29	100.29	24.71	6.32	63.24	0.05
4	0	64.00	25.10	74.90	99.90	25.10	6.23	62.26	0.05
4	1	65.00	25.49	74.51	99.51	25.49	6.13	61.30	0.05
4	2	66.00	25.88	74.12	99.12	25.88	6.04	60.37	0.05
4	3	67.00	26.27	73.73	98.73	26.27	5.95	59.47	0.05
4	4	68.00	26.67	73.33	98.33	26.67	5.86	58.59	0.05
4	5	69.00	27.06	72.94	97.94	27.06	5.77	57.74	0.05
4	6	70.00	27.45	72.55	97.55	27.45	5.69	56.92	0.05
4	7	71.00	27.84	72.16	97.16	27.84	5.61	56.12	0.04
4	8	72.00	28.24	71.76	96.76	28.24	5.53	55.34	0.04
4	9	73.00	28.63	71.37	96.37	28.63	5.46	54.58	0.04
4	A	74.00	29.02	70.98	95.98	29.02	5.38	53.84	0.04
4	B	75.00	29.41	70.59	95.59	29.41	5.31	53.13	0.04
4	C	76.00	29.80	70.20	95.20	29.80	5.24	52.43	0.04
4	D	77.00	30.20	69.80	94.80	30.20	5.17	51.75	0.04
4	E	78.00	30.59	69.41	94.41	30.59	5.11	51.08	0.04
4	F	79.00	30.98	69.02	94.02	30.98	5.04	50.44	0.04

5 0	80.00	31.37	68.63	93.63	31.37	4.98	49.80	0.04
5 1	81.00	31.76	68.24	93.24	31.76	4.92	49.19	0.04
5 2	82.00	32.16	67.84	92.84	32.16	4.86	48.59	0.04
5 3	83.00	32.55	67.45	92.45	32.55	4.80	48.00	0.04
5 4	84.00	32.94	67.06	92.06	32.94	4.74	47.43	0.04
5 5	85.00	33.33	66.67	91.67	33.33	4.69	46.88	0.04
5 6	86.00	33.73	66.27	91.27	33.73	4.63	46.33	0.04
5 7	87.00	34.12	65.88	90.88	34.12	4.58	45.80	0.04
5 8	88.00	34.51	65.49	90.49	34.51	4.53	45.28	0.04
5 9	89.00	34.90	65.10	90.10	34.90	4.48	44.77	0.04
5 A	90.00	35.29	64.71	89.71	35.29	4.43	44.27	0.04
5 B	91.00	35.69	64.31	89.31	35.69	4.38	43.78	0.04
5 C	92.00	36.08	63.92	88.92	36.08	4.33	43.31	0.03
5 D	93.00	36.47	63.53	88.53	36.47	4.28	42.84	0.03
5 E	94.00	36.86	63.14	88.14	36.86	4.24	42.39	0.03
5 F	95.00	37.25	62.75	87.75	37.25	4.19	41.94	0.03
6 0	96.00	37.65	62.35	87.35	37.65	4.15	41.50	0.03
6 1	97.00	38.04	61.96	86.96	38.04	4.11	41.08	0.03
6 2	98.00	38.43	61.57	86.57	38.43	4.07	40.66	0.03
6 3	99.00	38.82	61.18	86.18	38.82	4.02	40.25	0.03
6 4	100.00	39.22	60.78	85.78	39.22	3.98	39.84	0.03
6 5	101.00	39.61	60.39	85.39	39.61	3.94	39.45	0.03
6 6	102.00	40.00	60.00	85.00	40.00	3.91	39.06	0.03
6 7	103.00	40.39	59.61	84.61	40.39	3.87	38.68	0.03
6 8	104.00	40.78	59.22	84.22	40.78	3.83	38.31	0.03
6 9	105.00	41.18	58.82	83.82	41.18	3.79	37.95	0.03
6 A	106.00	41.57	58.43	83.43	41.57	3.76	37.59	0.03
6 B	107.00	41.96	58.04	83.04	41.96	3.72	37.24	0.03
6 C	108.00	42.35	57.65	82.65	42.35	3.69	36.89	0.03
6 D	109.00	42.75	57.25	82.25	42.75	3.66	36.55	0.03
6 E	110.00	43.14	56.86	81.86	43.14	3.62	36.22	0.03
6 F	111.00	43.53	56.47	81.47	43.53	3.59	35.90	0.03
7 0	112.00	43.92	56.08	81.08	43.92	3.56	35.57	0.03
7 1	113.00	44.31	55.69	80.69	44.31	3.53	35.26	0.03
7 2	114.00	44.71	55.29	80.29	44.71	3.50	34.95	0.03
7 3	115.00	45.10	54.90	79.90	45.10	3.46	34.65	0.03
7 4	116.00	45.49	54.51	79.51	45.49	3.43	34.35	0.03
7 5	117.00	45.88	54.12	79.12	45.88	3.41	34.05	0.03
7 6	118.00	46.27	53.73	78.73	46.27	3.38	33.77	0.03
7 7	119.00	46.67	53.33	78.33	46.67	3.35	33.48	0.03
7 8	120.00	47.06	52.94	77.94	47.06	3.32	33.20	0.03
7 9	121.00	47.45	52.55	77.55	47.45	3.29	32.93	0.03
7 A	122.00	47.84	52.16	77.16	47.84	3.27	32.66	0.03
7 B	123.00	48.24	51.76	76.76	48.24	3.24	32.39	0.03
7 C	124.00	48.63	51.37	76.37	48.63	3.21	32.13	0.03
7 D	125.00	49.02	50.98	75.98	49.02	3.19	31.88	0.03
7 E	126.00	49.41	50.59	75.59	49.41	3.16	31.62	0.03
7 F	127.00	49.80	50.20	75.20	49.80	3.14	31.37	0.03
8 0	128.00	50.20	49.80	74.80	50.20	3.11	31.13	0.02
8 1	129.00	50.59	49.41	74.41	50.59	3.09	30.89	0.02
8 2	130.00	50.98	49.02	74.02	50.98	3.06	30.65	0.02
8 3	131.00	51.37	48.63	73.63	51.37	3.04	30.42	0.02
8 4	132.00	51.76	48.24	73.24	51.76	3.02	30.18	0.02

8	5	133.00	52.16	47.84	72.84	52.16	3.00	29.96	0.02
8	6	134.00	52.55	47.45	72.45	52.55	2.97	29.73	0.02
8	7	135.00	52.94	47.06	72.06	52.94	2.95	29.51	0.02
8	8	136.00	53.33	46.67	71.67	53.33	2.93	29.30	0.02
8	9	137.00	53.73	46.27	71.27	53.73	2.91	29.08	0.02
8	A	138.00	54.12	45.88	70.88	54.12	2.89	28.87	0.02
8	B	139.00	54.51	45.49	70.49	54.51	2.87	28.66	0.02
8	C	140.00	54.90	45.10	70.10	54.90	2.85	28.46	0.02
8	D	141.00	55.29	44.71	69.71	55.29	2.83	28.26	0.02
8	E	142.00	55.69	44.31	69.31	55.69	2.81	28.06	0.02
8	F	143.00	56.08	43.92	68.92	56.08	2.79	27.86	0.02
9	0	144.00	56.47	43.53	68.53	56.47	2.77	27.67	0.02
9	1	145.00	56.86	43.14	68.14	56.86	2.75	27.48	0.02
9	2	146.00	57.25	42.75	67.75	57.25	2.73	27.29	0.02
9	3	147.00	57.65	42.35	67.35	57.65	2.71	27.10	0.02
9	4	148.00	58.04	41.96	66.96	58.04	2.69	26.92	0.02
9	5	149.00	58.43	41.57	66.57	58.43	2.67	26.74	0.02
9	6	150.00	58.82	41.18	66.18	58.82	2.66	26.56	0.02
9	7	151.00	59.22	40.78	65.78	59.22	2.64	26.39	0.02
9	8	152.00	59.61	40.39	65.39	59.61	2.62	26.21	0.02
9	9	153.00	60.00	40.00	65.00	60.00	2.60	26.04	0.02
9	A	154.00	60.39	39.61	64.61	60.39	2.59	25.87	0.02
9	B	155.00	60.78	39.22	64.22	60.78	2.57	25.71	0.02
9	C	156.00	61.18	38.82	63.82	61.18	2.55	25.54	0.02
9	D	157.00	61.57	38.43	63.43	61.57	2.54	25.38	0.02
9	E	158.00	61.96	38.04	63.04	61.96	2.52	25.22	0.02
9	F	159.00	62.35	37.65	62.65	62.35	2.51	25.06	0.02
A	0	160.00	62.75	37.25	62.25	62.75	2.49	24.90	0.02
A	1	161.00	63.14	36.86	61.86	63.14	2.47	24.75	0.02
A	2	162.00	63.53	36.47	61.47	63.53	2.46	24.59	0.02
A	3	163.00	63.92	36.08	61.08	63.92	2.44	24.44	0.02
A	4	164.00	64.31	35.69	60.69	64.31	2.43	24.29	0.02
A	5	165.00	64.71	35.29	60.29	64.71	2.41	24.15	0.02
A	6	166.00	65.10	34.90	59.90	65.10	2.40	24.00	0.02
A	7	167.00	65.49	34.51	59.51	65.49	2.39	23.86	0.02
A	8	168.00	65.88	34.12	59.12	65.88	2.37	23.72	0.02
A	9	169.00	66.27	33.73	58.73	66.27	2.36	23.58	0.02
A	A	170.00	66.67	33.33	58.33	66.67	2.34	23.44	0.02
A	B	171.00	67.06	32.94	57.94	67.06	2.33	23.30	0.02
A	C	172.00	67.45	32.55	57.55	67.45	2.32	23.16	0.02
A	D	173.00	67.84	32.16	57.16	67.84	2.30	23.03	0.02
A	E	174.00	68.24	31.76	56.76	68.24	2.29	22.90	0.02
A	F	175.00	68.63	31.37	56.37	68.63	2.28	22.77	0.02
B	0	176.00	69.02	30.98	55.98	69.02	2.26	22.64	0.02
B	1	177.00	69.41	30.59	55.59	69.41	2.25	22.51	0.02
B	2	178.00	69.80	30.20	55.20	69.80	2.24	22.38	0.02
B	3	179.00	70.20	29.80	54.80	70.20	2.23	22.26	0.02
B	4	180.00	70.59	29.41	54.41	70.59	2.21	22.14	0.02
B	5	181.00	70.98	29.02	54.02	70.98	2.20	22.01	0.02
B	6	182.00	71.37	28.63	53.63	71.37	2.19	21.89	0.02
B	7	183.00	71.76	28.24	53.24	71.76	2.18	21.77	0.02
B	8	184.00	72.16	27.84	52.84	72.16	2.17	21.65	0.02
B	9	185.00	72.55	27.45	52.45	72.55	2.15	21.54	0.02

B	A	186.00	72.94	27.06	52.06	72.94	2.14	21.42	0.02
B	B	187.00	73.33	26.67	51.67	73.33	2.13	21.31	0.02
B	C	188.00	73.73	26.27	51.27	73.73	2.12	21.19	0.02
B	D	189.00	74.12	25.88	50.88	74.12	2.11	21.08	0.02
B	E	190.00	74.51	25.49	50.49	74.51	2.10	20.97	0.02
B	F	191.00	74.90	25.10	50.10	74.90	2.09	20.86	0.02
C	0	192.00	75.29	24.71	49.71	75.29	2.08	20.75	0.02
C	1	193.00	75.69	24.31	49.31	75.69	2.06	20.64	0.02
C	2	194.00	76.08	23.92	48.92	76.08	2.05	20.54	0.02
C	3	195.00	76.47	23.53	48.53	76.47	2.04	20.43	0.02
C	4	196.00	76.86	23.14	48.14	76.86	2.03	20.33	0.02
C	5	197.00	77.25	22.75	47.75	77.25	2.02	20.23	0.02
C	6	198.00	77.65	22.35	47.35	77.65	2.01	20.12	0.02
C	7	199.00	78.04	21.96	46.96	78.04	2.00	20.02	0.02
C	8	200.00	78.43	21.57	46.57	78.43	1.99	19.92	0.02
C	9	201.00	78.82	21.18	46.18	78.82	1.98	19.82	0.02
C	A	202.00	79.22	20.78	45.78	79.22	1.97	19.72	0.02
C	B	203.00	79.61	20.39	45.39	79.61	1.96	19.63	0.02
C	C	204.00	80.00	20.00	45.00	80.00	1.95	19.53	0.02
C	D	205.00	80.39	19.61	44.61	80.39	1.94	19.44	0.02
C	E	206.00	80.78	19.22	44.22	80.78	1.93	19.34	0.02
C	F	207.00	81.18	18.82	43.82	81.18	1.92	19.25	0.02
D	0	208.00	81.57	18.43	43.43	81.57	1.92	19.16	0.02
D	1	209.00	81.96	18.04	43.04	81.96	1.91	19.06	0.02
D	2	210.00	82.35	17.65	42.65	82.35	1.90	18.97	0.02
D	3	211.00	82.75	17.25	42.25	82.75	1.89	18.88	0.02
D	4	212.00	83.14	16.86	41.86	83.14	1.88	18.79	0.02
D	5	213.00	83.53	16.47	41.47	83.53	1.87	18.71	0.01
D	6	214.00	83.92	16.08	41.08	83.92	1.86	18.62	0.01
D	7	215.00	84.31	15.69	40.69	84.31	1.85	18.53	0.01
D	8	216.00	84.71	15.29	40.29	84.71	1.84	18.45	0.01
D	9	217.00	85.10	14.90	39.90	85.10	1.84	18.36	0.01
D	A	218.00	85.49	14.51	39.51	85.49	1.83	18.28	0.01
D	B	219.00	85.88	14.12	39.12	85.88	1.82	18.19	0.01
D	C	220.00	86.27	13.73	38.73	86.27	1.81	18.11	0.01
D	D	221.00	86.67	13.33	38.33	86.67	1.80	18.03	0.01
D	E	222.00	87.06	12.94	37.94	87.06	1.79	17.95	0.01
D	F	223.00	87.45	12.55	37.55	87.45	1.79	17.87	0.01
E	0	224.00	87.84	12.16	37.16	87.84	1.78	17.79	0.01
E	1	225.00	88.24	11.76	36.76	88.24	1.77	17.71	0.01
E	2	226.00	88.63	11.37	36.37	88.63	1.76	17.63	0.01
E	3	227.00	89.02	10.98	35.98	89.02	1.76	17.55	0.01
E	4	228.00	89.41	10.59	35.59	89.41	1.75	17.48	0.01
E	5	229.00	89.80	10.20	35.20	89.80	1.74	17.40	0.01
E	6	230.00	90.20	9.80	34.80	90.20	1.73	17.32	0.01
E	7	231.00	90.59	9.41	34.41	90.59	1.72	17.25	0.01
E	8	232.00	90.98	9.02	34.02	90.98	1.72	17.17	0.01
E	9	233.00	91.37	8.63	33.63	91.37	1.71	17.10	0.01
E	A	234.00	91.76	8.24	33.24	91.76	1.70	17.03	0.01
E	B	235.00	92.16	7.84	32.84	92.16	1.70	16.95	0.01
E	C	236.00	92.55	7.45	32.45	92.55	1.69	16.88	0.01
E	D	237.00	92.94	7.06	32.06	92.94	1.68	16.81	0.01
E	E	238.00	93.33	6.67	31.67	93.33	1.67	16.74	0.01

E	F	239.00	93.73	6.27	31.27	93.73	1.67	16.67	0.01
F	0	240.00	94.12	5.88	30.88	94.12	1.66	16.60	0.01
F	1	241.00	94.51	5.49	30.49	94.51	1.65	16.53	0.01
F	2	242.00	94.90	5.10	30.10	94.90	1.65	16.46	0.01
F	3	243.00	95.29	4.71	29.71	95.29	1.64	16.40	0.01
F	4	244.00	95.69	4.31	29.31	95.69	1.63	16.33	0.01
F	5	245.00	96.08	3.92	28.92	96.08	1.63	16.26	0.01
F	6	246.00	96.47	3.53	28.53	96.47	1.62	16.20	0.01
F	7	247.00	96.86	3.14	28.14	96.86	1.61	16.13	0.01
F	8	248.00	97.25	2.75	27.75	97.25	1.61	16.07	0.01
F	9	249.00	97.65	2.35	27.35	97.65	1.60	16.00	0.01
F	A	250.00	98.04	1.96	26.96	98.04	1.59	15.94	0.01
F	B	251.00	98.43	1.57	26.57	98.43	1.59	15.87	0.01
F	C	252.00	98.82	1.18	26.18	98.82	1.58	15.81	0.01
F	D	253.00	99.22	0.78	25.78	99.22	1.57	15.75	0.01
F	E	254.00	99.61	0.39	25.39	99.61	1.57	15.69	0.01
F	F	255.00	100.00	0.00	25.00	100.00	1.56	15.63	0.01

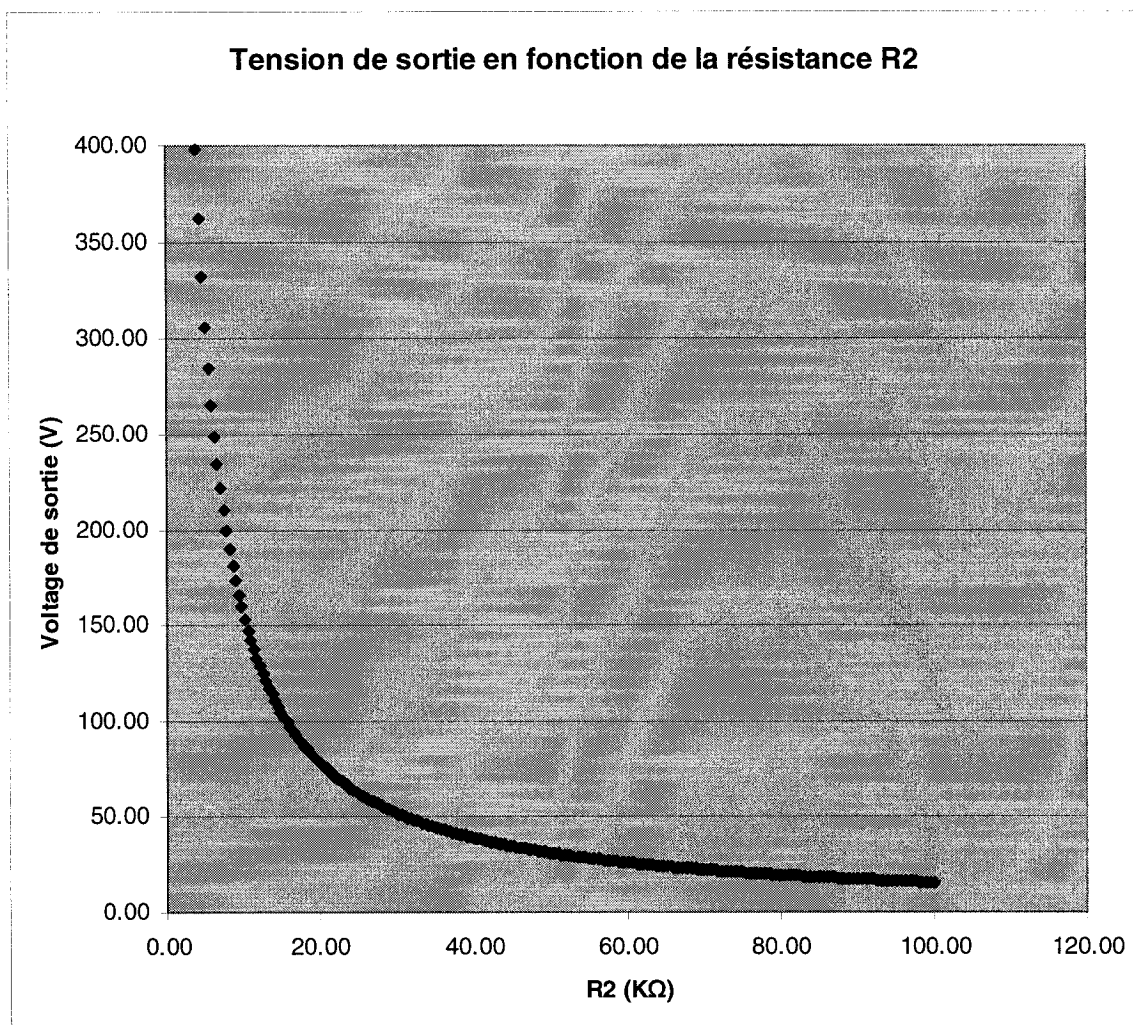


Figure B.1. Graphique des tensions de sortie programmables du système

ANNEXE C

CARACTÉRISTIQUES DES TUBES À GAZ INERTE

UNCONTROLLED DOCUMENT		PART NUMBER GT-RLSA80SS	REV.																																																									
		<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="3" style="text-align: center;">ELECTRICAL SPECIFICATIONS</th> </tr> <tr> <th style="text-align: left;">PARAMETER</th> <th style="text-align: left;">VALUE</th> <th style="text-align: left;">TEST CONDITION</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>D.C. FIRING VOLTAGE:</td> <td>80V±15% D.C.</td> <td>(dv/dt 100V/μs)</td> </tr> <tr> <td>IMPULSE FIRING VOLTAGE:</td> <td>800V D.C. MAX.</td> <td>(dv/dt 50V/μs)</td> </tr> <tr> <td>IMPULSE CURRENT:</td> <td>1.5KA MAX.</td> <td>(8μs/20μs)</td> </tr> <tr> <td>IMPULSE SURGE LIFE:</td> <td>1000 TIMES MIN.</td> <td>(8μs/20μs)</td> </tr> <tr> <td>D.C. HOLDOVER VOLTAGE:</td> <td>50V D.C. MAX.</td> <td>(150ms MAX.)</td> </tr> <tr> <td>A.C. DISCHARGE CURRENT:</td> <td>1A</td> <td>(15 X 5 TIMES)</td> </tr> <tr> <td>A.C. FOLLOW-ON CURRENT:</td> <td>1A</td> <td></td> </tr> <tr> <td>INSULATION RESISTANCE:</td> <td>10¹⁰ Ω</td> <td>(50VDC MIN.)</td> </tr> <tr> <td>INTER-ELECTRODE CAPACITANCE:</td> <td>1.0 PF MAX.</td> <td></td> </tr> </tbody> </table> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th colspan="4" style="text-align: center;">ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS PER MIL-STD 202</th> </tr> <tr> <th style="text-align: left;">TEST</th> <th style="text-align: left;">METHOD</th> <th style="text-align: left;">CONDITION</th> <th style="text-align: left;">RATING</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>THERMAL SHOCK</td> <td>107</td> <td>B</td> <td>-65 TO +125 °C</td> </tr> <tr> <td>HUMIDITY:</td> <td>103B</td> <td>B</td> <td>95% RH HUMIDITY</td> </tr> <tr> <td>TEMPERATURE CYCLING:</td> <td>102A</td> <td>C</td> <td>-65 TO +125 °C</td> </tr> <tr> <td>OPERATING TEMP.:</td> <td></td> <td></td> <td>-40°C TO +100°C</td> </tr> </tbody> </table>		ELECTRICAL SPECIFICATIONS			PARAMETER	VALUE	TEST CONDITION	D.C. FIRING VOLTAGE:	80V±15% D.C.	(dv/dt 100V/μs)	IMPULSE FIRING VOLTAGE:	800V D.C. MAX.	(dv/dt 50V/μs)	IMPULSE CURRENT:	1.5KA MAX.	(8μs/20μs)	IMPULSE SURGE LIFE:	1000 TIMES MIN.	(8μs/20μs)	D.C. HOLDOVER VOLTAGE:	50V D.C. MAX.	(150ms MAX.)	A.C. DISCHARGE CURRENT:	1A	(15 X 5 TIMES)	A.C. FOLLOW-ON CURRENT:	1A		INSULATION RESISTANCE:	10 ¹⁰ Ω	(50VDC MIN.)	INTER-ELECTRODE CAPACITANCE:	1.0 PF MAX.		ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS PER MIL-STD 202				TEST	METHOD	CONDITION	RATING	THERMAL SHOCK	107	B	-65 TO +125 °C	HUMIDITY:	103B	B	95% RH HUMIDITY	TEMPERATURE CYCLING:	102A	C	-65 TO +125 °C	OPERATING TEMP.:			-40°C TO +100°C
ELECTRICAL SPECIFICATIONS																																																												
PARAMETER	VALUE	TEST CONDITION																																																										
D.C. FIRING VOLTAGE:	80V±15% D.C.	(dv/dt 100V/μs)																																																										
IMPULSE FIRING VOLTAGE:	800V D.C. MAX.	(dv/dt 50V/μs)																																																										
IMPULSE CURRENT:	1.5KA MAX.	(8μs/20μs)																																																										
IMPULSE SURGE LIFE:	1000 TIMES MIN.	(8μs/20μs)																																																										
D.C. HOLDOVER VOLTAGE:	50V D.C. MAX.	(150ms MAX.)																																																										
A.C. DISCHARGE CURRENT:	1A	(15 X 5 TIMES)																																																										
A.C. FOLLOW-ON CURRENT:	1A																																																											
INSULATION RESISTANCE:	10 ¹⁰ Ω	(50VDC MIN.)																																																										
INTER-ELECTRODE CAPACITANCE:	1.0 PF MAX.																																																											
ENVIRONMENTAL SPECIFICATIONS PER MIL-STD 202																																																												
TEST	METHOD	CONDITION	RATING																																																									
THERMAL SHOCK	107	B	-65 TO +125 °C																																																									
HUMIDITY:	103B	B	95% RH HUMIDITY																																																									
TEMPERATURE CYCLING:	102A	C	-65 TO +125 °C																																																									
OPERATING TEMP.:			-40°C TO +100°C																																																									
UNCONTROLLED DOCUMENT																																																												
*UNLESS OTHERWISE SPECIFIED TOLERANCES PER DETAIL PRECISION ARE: X=±1 (10.00%), XX=±0.5 (16.66%), XXX=±0.25 (16.66%), XXXX=±0.127 (10.00%). LEO SIZE=16.00 (10.00%), LEO LENGTH=10.75 (16.66%), MIN=±0.50 (10.00%), MAX=±0.50 (10.00%).																																																												
REV.	PART NUMBER GT-RLSA80SS																																																											
LIGHT DUTY RADIAL LEADED ARRESTOR.		200 E. HELEN ROAD PALATINE, IL 60067-6976 PHONE: +1.847.359.2790 US WEB: www.lumex.com TN WEB: www.lumex.com.tw																																																										
CONFIDENTIAL INFORMATION THE INFORMATION CONTAINED IN THIS DOCUMENT IS THE PROPERTY OF LUMEX INC. (LUMEX) AS SPECIFICALLY AUTHORIZED IN WRITING BY LUMEX INC. THE HOLDER OF THIS DOCUMENT SHALL KEEP ALL INFORMATION CONTAINED HEREIN CONFIDENTIAL AND SHALL PROTECT SAME IN WHOLE OR IN PART FROM DISCLOSURE AND REPRODUCTION TO ALL THIRD PARTIES. RELIABILITY NOTE OUR MANY YEARS OF EXPERIENCE AND ACCUMULATION INDICATE THAT SOLDER BOND IS A MAJOR CAUSE OF EARLY AND PREMATURE FAILURE. PLEASE PAY ATTENTION TO YOUR SOLDERING PRACTICES.		DRAWN BY: CT CHECKED BY: APPROVED BY: DATE: 4.11.03 PAGE: 1 OF 1 SCALE: N/A																																																										

Figure C.1. Fiche des caractéristiques des tubes à gaz inerte