

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE ÉLECTRIQUE
M. Ing.

PAR
CHARLES RICHARD

CONCEPTION ET INTÉGRATION D'UN SYSTÈME DE MONITORING DE LA
PRESSION ARTÉRIELLE

MONTREAL, LE 22 MAI 2007

© droits réservés de Charles Richard

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Ammar B. Kouki, directeur de mémoire
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

Mme. Rita Noumeir, codirectrice
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Claude Thibeault, président du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Vahé Nerguizian, membre du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

MONTREAL, LE 19 AVRIL 2007

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

CONCEPTION ET INTÉGRATION D'UN SYSTÈME DE MONITORING DE LA PRESSION ARTÉRIELLE

Charles Richard

SOMMAIRE

Ce mémoire met l'emphasis sur la conception et sur l'intégration de diverses technologies de pointe pour la réalisation d'une preuve de concept pour un système de monitoring de la pression artérielle. La technologie MEMS (« microelectromechanical systems ») est choisie pour la fabrication du capteur de pression de type capacitif, car elle permet une miniaturisation de la composante ce qui est important pour une future implantation dans le corps humain et pour sa compatibilité avec les technologies CMOS (« complementary metal-oxide semiconductor »). Le choix du type capacitif pour le capteur de pression est fait en fonction de sa faible consommation en puissance. L'élaboration d'un procédé de fabrication MEMS pour des capacités fixes émule le comportement d'un capteur de pression.

Pour sa part, le convertisseur Capacité-à-Fréquence est fabriqué en technologie CMOS 0.18 μm en collaboration avec l'organisme CMC Microsystèmes. Ce type de technologie permet une forte intégration des composantes et assure d'avoir des systèmes à très faible consommation de puissance. Des simulations et des optimisations ajustent la taille des différents transistors du circuit afin de respecter les spécifications voulues. Par la suite, le dessin des masques (« layout ») est entrepris et doit rencontrer à la fois les spécifications du système ainsi que les règles de design élaborées par le fabricant. Des simulations « post-layout » assurent la fonctionnalité du circuit juste avant la fabrication. En utilisant des techniques de microcâblage, le convertisseur est testé avec différentes valeurs de capacités.

La variation de fréquence ainsi obtenue s'étend de 2,23 MHz à 2,71 MHz pour une variation de la capacité à l'entrée du circuit de 0,1 pF à 1,0 pF par des sauts de 0,1 pF. En améliorant le procédé de fabrication MEMS et en effectuant divers tests préliminaires, le capteur de pression MEMS pourra être réalisé et intégré avec le convertisseur afin d'améliorer la couverture en fréquence du système. Les résultats du convertisseur permettront de mieux orienter la deuxième version de la conception de ce circuit en y ajoutant des structures de caractérisation du fonctionnement de l'unité de conversion.

DESIGN AND INTEGRATION OF ARTERIAL PRESSURE MONITORING SYSTEM

Charles Richard

ABSTRACT

This document focuses on the design and integration of various advanced technologies for the realization of a proof of concept of a system monitoring the blood pressure. MEMS (« microelectromechanical systems ») technology was selected to manufacture a capacitive pressure sensor since it allows miniaturization of the component. This is for a future application in the human body and for its compatibility with CMOS (« complementary metal-oxide semiconductor ») technology. The choice of capacitive type for the pressure sensor is based on its low power consumption. The development of a MEMS process for fixed capacitances allowed to emulate the behavior of a pressure sensor.

The Capacity-to-Frequency converter was manufactured in CMOS 0,18 μm technology in collaboration with CMC Microsystems. This type of technology allows a large scale integration and very low power consumption. Simulations and optimizations made possible to adjust the size of the various transistors of the circuit in order to meet the desired specifications. The layout was then realized, meeting at the same time the system specifications and the design rules. Post-layout simulations allowed to check the behavior of the circuit before manufacturing. With wirebonding techniques, the converter was tested with various values of capacitances.

The variation of frequency obtained ranges from 2,23 MHz to 2,71 MHz for a variation of the capacitance from 0,1 pF to 1,0 pF, by steps of 0,1 pF. By improving the MEMS process and making various preliminary tests, it will be possible to integrate the MEMS pressure sensor with the converter in order to improve the frequency coverage of the system. The results of the converter will allow the design of a second version of the circuit while adding a characterization structures of the operation of the converter unit.

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le professeur Ammar B. Kouki et la professeure Rita Noumeir qui ont accepté de diriger mes travaux. Leur support et leurs conseils m'ont permis de garder un sens critique face à la recherche et m'ont permis d'atteindre mes objectifs. Je tiens à remercier aussi les professeurs, les professionnels et les étudiants du Laboratoire de communication et d'intégration de la microélectronique (LACIME) pour leurs encouragements et leur aide. Tout particulièrement, je tiens à remercier M. Frédéric Domingue pour les précieux conseils qu'il m'a donnés tout au long du déroulement de mon projet de maîtrise. Je veux remercier tous ceux et celles qui m'ont conseillé et aidé lors de la réalisation de ce mémoire de maîtrise.

Sans les organismes et les laboratoires suivants, le projet n'aurait pas eu lieu. Merci au Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (FQRNT) pour leur soutien financier. Merci au Laboratoire NanoTools de l'Université McGill qui m'a permis d'aller fabriquer les MEMS en salle blanche. Merci à l'organisme CMC Microsystèmes pour la fabrication de composantes ainsi qu'au Groupe de Recherche en Microélectronique (GRM) de l'École Polytechnique pour leur aide.

Un dernier merci tout spécial à ma famille et à mes amis qui m'ont toujours soutenu dans mes projets et qui continuent à le faire.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
SOMMAIRE.....	i
ABSTRACT.....	ii
REMERCIEMENTS.....	iii
TABLE DES MATIÈRES.....	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	vi
LISTE DES FIGURES.....	vii
LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET SYMBOLES.....	x
INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1 PROBLÉMATIQUE ÉTUDIÉE.....	5
1.1 Introduction.....	5
1.2 Capteur de pression.....	6
1.2.1 Principe de base.....	7
1.2.2 Types de capteurs.....	9
1.3 Unité de conversion.....	11
1.4 Système de télémétrie.....	13
1.5 Biocompatibilité.....	15
1.6 Conclusion.....	16
CHAPITRE 2 MESURE DE LA PRESSION ARTÉRIELLE.....	18
2.1 Introduction.....	18
2.2 Système cardiovasculaire.....	19
2.2.1 Anatomie de la circulation sanguine.....	19
2.2.2 Physiologie de la circulation sanguine.....	21
2.2.3 Maladies cardiovasculaires.....	24
2.3 Méthode de mesure de la pression.....	25
2.3.1 Méthodes directes.....	25
2.3.2 Méthodes indirectes.....	28
2.4 Conclusion.....	32
CHAPITRE 3 TECHNIQUES DE FABRICATION DE COMPOSANTES MEMS.....	34
3.1 Introduction.....	34
3.2 Silicium : matériel de base.....	34
3.3 Photolithographie.....	37
3.4 Techniques de dépôt.....	38

3.5	Techniques de gravure.....	40
3.6	Techniques de collage.....	42
3.7	Conclusion.....	43
CHAPITRE 4 CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN CAPTEUR DE PRESSION		
	MEMS.....	44
4.1	Introduction.....	44
4.2	Conception du capteur.....	45
4.2.1	Étude théorique du déplacement d'une membrane.....	46
4.2.2	Simulations et validation.....	51
4.2.3	Dimensionnement du capteur.....	53
4.2.4	Procédés de fabrication.....	61
4.3	Conception de capacités fixes.....	71
4.4	Conclusion.....	73
CHAPITRE 5 CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN CONVERTISSEUR		
	CAPACITÉ-À-FRÉQUENCE EN TECHNOLOGIE CMOS.....	75
5.1	Introduction.....	75
5.2	Conception du convertisseur.....	76
5.2.1	Étude théorique du fonctionnement du circuit.....	77
5.2.2	Dimensionnement des transistors.....	79
5.2.3	Simulations comportementales du circuit.....	91
5.2.4	Topologie du circuit.....	98
5.3	Conclusion.....	108
CHAPITRE 6 RÉSULTATS.....		
		110
6.1	Introduction.....	110
6.2	Stratégies de tests.....	111
6.2.1	Tests et résultats des capacités fixes.....	115
6.2.2	Tests et résultats du convertisseur Capacité-à-Fréquence.....	121
6.3	Conclusion.....	128
CONCLUSION.....		
		131
ANNEXE 1 : Procédure détaillée de la fabrication de capacités fixes MEMS.....		
		135
ANNEXE 2 : Schéma niveau transistor du circuit fabriqué.....		
		143
BIBLIOGRAPHIE.....		
		145

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau I	Caractéristiques des différents types de capteurs de pression.....10
Tableau II	Technologies courte distance et leurs caractéristiques.....14
Tableau III	Matériaux de microfabrication biocompatibles.....16
Tableau IV	Pression des différentes zones cardiaques.....24
Tableau V	Propriétés physiques et mécaniques du Si.....35
Tableau VI	Propriétés électriques du Si.....35
Tableau VII	Valeur des paramètres pour le déplacement en fonction du rayon.....49
Tableau VIII	Paramètres obtenus à la suite d'une optimisation.....50
Tableau IX	Seconde version du dimensionnement du capteur de pression.....57
Tableau X	Effet de la force électrique sur le déplacement de la membrane.....60
Tableau XI	Mesure de la résistivité sur les gaufres de silicium.....70
Tableau XII	Dimensionnement des capacités fixes.....73
Tableau XIII	Paramètres du capteur de pression pour la plage totale de lecture (2,66-110 kPa).....83
Tableau XIV	Paramètres du capteur de pression pour la plage d'application de lecture (5,33-40 kPa).....84
Tableau XV	Courants et tensions effectives des transistors du circuit.....86
Tableau XVI	Paramètres en relation avec la précision sur la plage de pression.....90
Tableau XVII	Variation de la fréquence de sortie en présence d'une charge variant de 0 pF à 20 pF.....95
Tableau XVIII	Synthèse du dimensionnement des transistors.....97
Tableau XIX	Paramètres d'ajustements de la machine à microcâblage.....114
Tableau XX	Résultats de l'expérimentation avec la première plateforme.....124
Tableau XXI	Résultats de l'expérimentation avec la deuxième plateforme.....127

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1 Représentation d'un système ambulatoire.....	3
Figure 2 Schéma bloc de la solution proposée.....	6
Figure 3 Principe de fonctionnement de base d'un capteur de pression.....	7
Figure 4 Plaque rectangulaire encastrée.....	8
Figure 5 Plaque circulaire encastrée.....	9
Figure 6 Principe de fonctionnement du circuit oscillateur.....	12
Figure 7 Architecture Sigma-Delta de premier ordre.....	13
Figure 8 Principe du couplage inductif pour la technologie RFID.....	15
Figure 9 Vue en coupe frontale du coeur.....	20
Figure 10 Profil de la pression artérielle.....	23
Figure 11 Système extravasculaire de la mesure de la pression.....	27
Figure 12 Capteur de pression optique OPP-M.....	28
Figure 13 Méthode auscultatoire (sphygmomanomètre).....	29
Figure 14 Évolution des phases de Korotkoff avec la pression.....	30
Figure 15 Principe de la méthode tonométrique.....	32
Figure 16 Structure cubique face centrée du Si.....	36
Figure 17 Structure du plan <100> du Si.....	37
Figure 18 Effet de l'oxydation thermique.....	39
Figure 19 Gravure anisotrope VS gravure isotrope du Si.....	41
Figure 20 Variation du rayon pour une membrane de silicium.....	49
Figure 21 Structure simple d'une membrane rectangulaire suspendue (vue en coupe). .	52
Figure 22 Seconde structure simple d'une membrane suspendue.....	53
Figure 23 Première version du capteur de pression (membrane rectangulaire).....	55
Figure 24 Vue en coupe du capteur de pression (première version).....	55
Figure 25 Fabrication d'une gaufre SOI.....	56
Figure 26 Deuxième version du capteur de pression (membrane rectangulaire).....	58
Figure 27 Vue en coupe du capteur de pression (deuxième version).....	58

Figure 28	Premier procédé de fabrication du capteur de pression.....	63
Figure 29	Deuxième procédé de fabrication du capteur de pression.....	65
Figure 30	Troisième procédé de fabrication du capteur de pression.....	67
Figure 31	Vérification de la qualité d'un collage direct dopé à non dopé.....	68
Figure 32	Zones de mesure de la résistivité.....	70
Figure 33	Vue en coupe d'une capacité fixe.....	72
Figure 34	Circuit de référence pour la conception du convertisseur.....	77
Figure 35	Circuit de polarisation.....	81
Figure 36	Circuit du convertisseur (oscillateur).....	82
Figure 37	Tensions V_{out} et V_c avant l'ajustement des transistors.....	91
Figure 38	Tensions V_{out} et V_c après l'ajustement des transistors.....	93
Figure 39	Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité.....	94
Figure 40	Sensibilité dans la plage inférieure de pression.....	96
Figure 41	Sensibilité dans la plage supérieure de pression.....	96
Figure 42	Transistor de type N.....	100
Figure 43	Transistor de type P.....	100
Figure 44	Technique de multicontacts.....	101
Figure 45	Géométrie en doigts.....	102
Figure 46	Géométrie interdigitée.....	103
Figure 47	Géométrie à axes de symétrie communs.....	103
Figure 48	Exemple de la topologie utilisant certaines techniques d'amélioration.....	104
Figure 49	Topologie du convertisseur Capacité-à-Fréquence.....	105
Figure 50	Photographie du circuit au niveau dessin des masques.....	105
Figure 51	Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité du capteur sur la topologie extraite (circuit seul).....	106
Figure 52	Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité du capteur sur la topologie extraite (circuit complet).....	107
Figure 53	Circuit intégré du convertisseur Capacité-à-Fréquence en technologie CMOS 0,18 μm	108

Figure 54	Station sous pointes Summit 9000.....	112
Figure 55	Machine de microcâblage Kulicke & Soffa Ltd.....	114
Figure 56	Étapes de réalisation d'une interconnexion par microcâblage.....	115
Figure 57	Couche métallique supérieure craquée.....	116
Figure 58	Zoom sur une capacité MEMS.....	117
Figure 59	Zone de résine craquée.....	118
Figure 60	Effet après cinq minutes dans le plasma d'oxygène.....	119
Figure 61	Craquement de l'aluminium en cours de fabrication.....	120
Figure 62	Topologie de la plateforme de tests du convertisseur C-à-F.....	122
Figure 63	Premier essai de microcâblage.....	123
Figure 64	Circuit intégré mis en boîtier par technique de microcâblage.....	123
Figure 65	Représentation des valeurs capacitives pour la première plateforme.....	125
Figure 66	Représentation des valeurs capacitives pour la deuxième plateforme.....	127

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET SYMBOLES

ϵ_0	Permittivité du vide, $8,854 \times 10^{-12} F/m$
ϵ_r	Permittivité relative
ν	Coefficient de Poisson
A	Aire, m^2
Au	Symbole chimique de l'or
C	Capacité, F
CAN	Convertisseur analogique à numérique
CHF ₃	Formule chimique du trifluorométhane (« Trifluoromethane »)
CI	Circuit intégré
CO ₂	Formule chimique du dioxyde de carbone
CMC	Société canadienne de microélectronique (Canadian microelectronic corporation)
CMOS	Semi-conducteur à oxyde de métal complémentaire (« complementary metal-oxide semiconductor »)
CVD	Déposition chimique en phase vapeur (« Chemical Vapor Deposition »)
D	Rigidité élastique, GPa
D	Débit sanguin, mL/min
DC	Courant direct (« Direct Courant »)
DRC	Règles de dessins (« Design rules check »)
E	Module d'élasticité de Young, GPa
EDP	Éthylène-diamine pyrochatecol
FCC	Réseau cubique à faces centrées (« Face-centred cubic »)
F_e	Force électrique, V/m
H ₂ O	Formule chimique de l'eau
HF	Formule chimique de l'acide fluorhydrique (« Hydrofluoric »)
HNA	Acide fluorhydrique + acide nitrique + acide acétique (« Hydrofluoric acid + Nitric acid + Acetic acid »)
IAP	Pression intra-artérielle (« intraarterial blood pressure »), $mmHg$
kbps	Kilobit par seconde

KOH	Formule chimique de l'hydroxyde de potassium
LPCVD	Déposition chimique en phase vapeur sous pression réduite (« Low-pressure chemical vapor deposition »)
LVS	Topologie versus schématique (« Layout versus schematic »)
Mbps	Mégabit par seconde
MEMS	Microsystème électromécanique (« microelectromechanical system »)
mmHg	Millimètre de mercure (unité de mesure de la pression 1 mmHg = 133 Pa)
O ₂	Formule chimique de l'oxygène
P	Pression, <i>mmHg</i> ou <i>kPa</i>
PAD	Pression artérielle diastolique, <i>mmHg</i>
PAM	Pression artérielle moyenne, <i>mmHg</i>
PAS	Pression artérielle systolique, <i>mmHg</i>
P _e	Pression due à la force électrique
PECVD	Déposition chimique en phase vapeur sous plasma augmenté (« Plasma-enhanced chemical vapor deposition »)
PP	Pression pulsée, <i>mmHg</i>
PVD	Déposition physique en phase vapeur (« Physical vapor deposition »)
QAM	Modulation en quadrature d'amplitude (« quadrature amplitude modulation »)
R	Résistance périphérique
RF	Fréquence radio (« radio frequency »)
RFID	Identification par fréquence radio (« identification radio frequency »)
RIE	Gravure sèche à réaction aux ions (« Reactive ion etching »)
SF ₆	Formule chimique de l'hexafluorure de soufre (« Sulfur Hexafluoride »)
Si	Symbole chimique du silicium
Si ₃ N ₄	Formule chimique du nitrure de silicium
SiO ₂	Formule chimique de l'oxyde de silicium
SMT	Technique du montage en surface (« Surface mount technology »)
SoC	Système sur une puce (« system on a chip »)
SOI	Silicium sur isolant (« Silicon on Insulator »)
TMAH	Formule chimique de l'hydroxyde tétraméthylammonium
TSMC	Taiwan Semiconductor Manufacturing Co.
UV	Rayonnement ultraviolet (« Ultraviolet radiation »)

w	Déplacement, <i>m</i>
XeF ₂	Formule chimique du difluorure de xénon (« Xeon difluoride »)

INTRODUCTION

L'être humain a toujours voulu comprendre le fonctionnement d'une machine complexe, interagissant avec beaucoup d'autres de ces machines. Comprendre son fonctionnement permet de mieux réparer les dommages et même de mieux les prévenir. Cette machine est la Machine Humaine. Aucune autre machine créée par l'homme n'est aussi complexe et aussi bien organisée. Tous les systèmes dépendent les uns des autres, la fiabilité et l'efficacité des ces systèmes frôlent la perfection. Il arrive parfois certains pépins dans le bon fonctionnement de ces systèmes et depuis la nuit des temps, l'homme tente de guérir son prochain avec toutes sortes de méthodes. L'avènement des nouvelles technologies a permis à la science médicale de développer différents appareils de mesure pouvant aider à comprendre plusieurs troubles, d'aider à les soigner mais surtout d'améliorer la médecine.

L'amélioration de la médecine peut toucher plusieurs secteurs dont : l'imagerie médicale, la télémédecine, la micromanipulation en salle d'opération et la mesure des signes vitaux. Dans le système de santé, une grande importance est mise sur la possibilité de prévenir et de mieux diagnostiquer les maladies. La surveillance constante des signes vitaux est utile à cette fin. La température, le pouls et la fréquence respiratoire sont des exemples de signes vitaux, mais la mesure de la pression artérielle est la clé pour une détection de maladies d'insuffisance cardiaque. Ces maladies touchent de plus en plus de gens dans la société. Depuis la première lecture de la pression effectuée en 1733, plusieurs personnes ont travaillé sur les techniques reliées à la mesure de la pression artérielle. En 1886 Riva-Rocci invente le sphygmomanomètre, une méthode indirecte de la prise de mesure. En 1960 une méthode directe, par cathéter, est utilisée pour lire la pression dans une veine thoracique. Les systèmes de mesure de la pression en milieu hospitalier sont très répandus. Ils en existent plusieurs variétés et servent à prendre une pression dont la valeur se rapproche le plus possible de la pression intra-artérielle. Par contre, il n'existe pas encore un instrument de mesure de la pression artérielle qui présente la facilité d'utilisation du sphygmomanomètre et la précision d'une lecture par

cathéter intravasculaire. Alors la question se pose : Comment remédier à ce problème? Les nouvelles technologies sont utiles pour l'amélioration et le remplacement éventuel de ces appareils. Il est souhaitable de pouvoir concevoir un appareil possédant à la fois la facilité d'utilisation du sphygmomanomètre et la précision d'une lecture effectuée avec un cathéter. Les technologies de microfabrication et de microélectronique sont mises à l'avant plan pour rencontrer l'objectif de concevoir un nouvel instrument de mesure de la pression artérielle. Le projet de recherche vise à réaliser un système intégré de monitoring de la pression artérielle, composé d'un capteur de pression MEMS (« microelectromechanical systems ») de type capacitif et d'une unité de conversion, à base d'un circuit oscillatoire, en technologie CMOS (« complementary metal-oxide semiconductor »).

Un tel système intégré peut être couplé à une unité de transmission sans fil de données et facilite la prise de mesures ambulatoires. En arrivant à l'hôpital, un patient équipé de ce système est par exemple directement fiché avec le niveau de sa pression et de sa température. Cet nouvel instrument de mesure sert à un médecin pour le suivi de ses patients (figure 1). Le professionnel de la santé est en mesure d'avoir la lecture des signes vitaux d'une personne qui demeure à la maison et si un problème survient, le patient est immédiatement contacté pour une vérification plus approfondie. Lors du transport en ambulance vers un centre hospitalier, le patient est monitoré de façon constante et sans encombrements de toutes sortes. Il est possible de croire que ce type d'instrumentation est en voie de se retrouver directement implanté dans le corps humain.

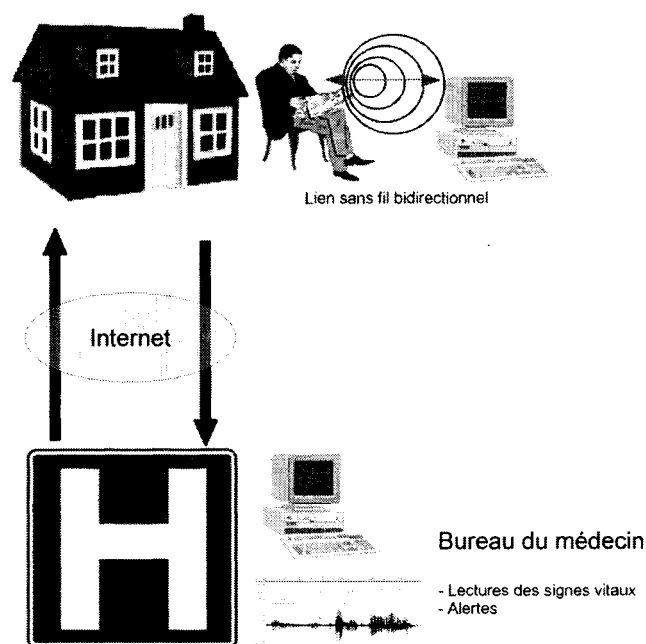


Figure 1 Représentation d'un système ambulatoire

Avant d'arriver à une implantation dans le corps humain d'un tel système, il est primordial de bien saisir les technologies en jeu. L'atteinte de l'objectif du projet passe par la maîtrise des connaissances des deux principales technologies utilisées à la réalisation du système, par la fabrication de composants MEMS et d'une puce microélectronique et par les tests préliminaires sur la cohabitation de ces deux technologies.

Pour ce faire une méthodologie, énoncée dans ce mémoire, est utile afin de pouvoir créer les différentes composantes du système tout en respectant les spécifications voulues. Le premier chapitre présente la problématique étudiée et permet de voir l'état de l'art dans le domaine de l'instrumentation biomédicale, les principaux acteurs dans ce créneau du génie et les différents aspects technologiques de ce domaine. Le deuxième chapitre est une vulgarisation du système cardiovasculaire humain afin de mieux saisir les éléments touchant la mesure de la pression artérielle. Les troisième et quatrième chapitres sont consacrés à la conception et à la réalisation du capteur de pression MEMS et de l'unité de conversion Capacité-à-Fréquence. Dans ces deux chapitres, les différentes étapes de

conception pour arriver à une fabrication sont démontrées. Ces différentes étapes touchent par exemple l'élaboration d'un procédé de fabrication MEMS pour le capteur de pression et l'élaboration d'une topologie pour l'unité de conversion. Le dernier chapitre expose les résultats des fabrications MEMS et les divers tests fonctionnels du convertisseur. La conclusion fait un retour sur les éléments importants du projet et présente les perspectives d'avenir d'un tel projet.

CHAPITRE 1

PROBLÉMATIQUE ÉTUDIÉE

1.1 Introduction

Comme il en a été question auparavant, l'association entre le monde biomédical et le domaine de l'ingénierie touche beaucoup de secteurs de la médecine. L'instrumentation médicale, plus particulièrement la mesure de la pression artérielle, n'échappe pas à cette collaboration. La pression sanguine est un des signes vitaux les plus importants, car elle sert à déterminer l'intégrité fonctionnelle du système cardiovasculaire (Webster, 1997) et est utilisée autant en diagnostic clinique qu'en application chirurgicale.

Certaines personnes doivent prendre leur pression de façon régulière tandis que certains patients se font prendre leur pression de façon continue afin d'effectuer un bon suivi médical. Les appareils présentement utilisés possèdent des avantages et des inconvénients lors de leur utilisation. Le sphygmomanomètre, par exemple, est un appareil facile d'utilisation mais ne donnant pas une lecture très précise. Pour sa part, le cathéter offre une lecture très précise de la pression artérielle mais possède un caractère invasif. L'utilisation de nouvelles technologies, telles que la microélectronique ainsi que la microfabrication, peuvent aider à la conception et à l'intégration d'un système de monitoring sans fil de la pression artérielle. Ce nouvel appareil de mesure peut à la fois être facile d'utilisation, précis et moins invasif. Les suivis médicaux s'effectuent plus simplement en gardant une base de données des lectures de la pression et ces données peuvent être envoyées de façon sécuritaire à un professionnel de la santé. Le nouvel appareil est constitué d'un capteur de pression, d'une unité de conversion du signal ainsi que d'une unité de transmission sans fil de données. La figure 3 montre le schéma bloc général de la solution proposée.

1.2.1 Principe de base

En analysant la littérature en matière de capteur de pression MEMS, il s'avère que le principe de fonctionnement de base de ces capteurs est le déplacement d'une membrane suspendue. La figure 2 montre ce principe lorsqu'une pression est appliquée sur la membrane.

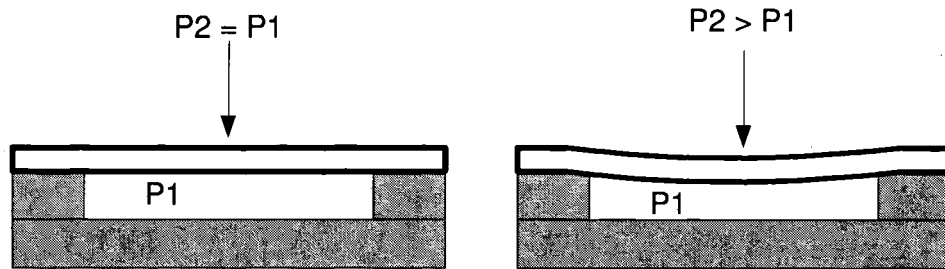


Figure 3 Principe de fonctionnement de base d'un capteur de pression

Les formes les plus répandues de la conception de la membrane sont la forme rectangulaire et la forme circulaire. Ces deux formes possèdent un développement mathématique propre afin de calculer le déplacement de la membrane. Plusieurs ouvrages traitant de l'ingénierie mécanique, civile et structurelle montrent le développement mathématique en détail en ce qui concerne la théorie des plaques. De façon à alléger le texte, seulement les résultats finaux de ces démonstrations mathématiques sont présentés. Le livre de Ventsel et Krauthammer (2001) présente les détails des calculs. Voici les formules utilisées dans une section ultérieure lors de la conception du capteur en soi. Pour ce qui est d'une plaque carrée ($a=b$) encastree de tous les côtés, la formule 1.1 représente le déplacement maximal, situé au centre de la plaque. Pour avoir une bonne approximation du déplacement, les neuf premiers termes de la série sont suffisants.

$$w_{max} = \frac{4Pa^4}{\pi^4 D} \sum_{m=1,3,5,\dots}^{\infty} \sum_{n=1,3,5,\dots}^{\infty} \frac{1}{(m^2 + n^2)^2} \quad (1.1)$$

$$D = \frac{Et^3}{12(1-\nu^2)} \quad (1.2)$$

Où P , D , E , t et ν représentent respectivement la pression appliquée, la rigidité élastique (formule 1.2), le module de Young, l'épaisseur de la plaque et le coefficient de Poisson. Le module de Young ainsi que le coefficient de Poisson sont les caractéristiques des matériaux déterminant leur facilité aux déformations extérieures. La figure 4 montre l'allure d'une plaque rectangulaire et la distribution de la pression sur cette dernière. Toujours en se référant à l'ouvrage de Ventsel et Krauthammer (2001), la formule (1.3) démontre la valeur du déplacement maximal lorsqu'une pression uniforme est appliquée sur une plaque circulaire.

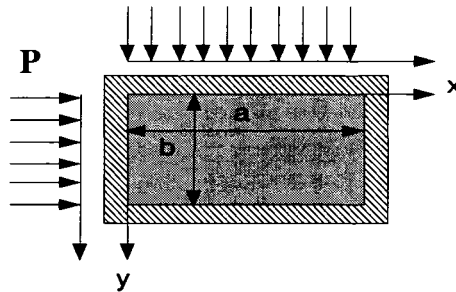


Figure 4 Plaque rectangulaire encastree

$$w_{max} = \frac{3(1-\nu^2)r^4 P}{16Et^3} \quad (1.3)$$

À la figure 5, il est possible de voir l'allure d'une plaque circulaire ainsi qu'une distribution de pression uniforme.

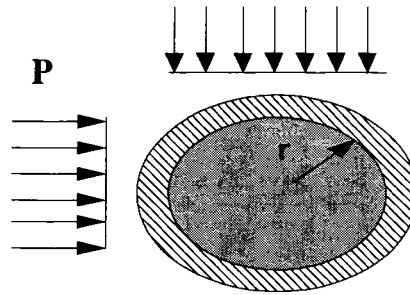


Figure 5 Plaque circulaire encastrée

Les capteurs MEMS sont souvent des miniaturisations de capteurs conventionnels, donc les mêmes principes peuvent s'y appliquer. Tout dépendant de la façon dont le capteur est conçu, il peut mesurer la pression absolue (présence d'un seul port d'entrée de pression) ou relative (présence d'au moins deux ports d'entrée de pression).

1.2.2 Types de capteurs

Dans un autre ordre d'idée, il existe différents types de capteurs de pression. Les deux types les plus couramment utilisés sont le type piézorésistif et le type capacitif. Chacun d'eux possède ses propres caractéristiques. Pour la présente application, il est important d'avoir un comportement relativement sensible à la pression, une bonne stabilité mécanique et un capteur qui consomme peu de puissance. Plusieurs communications scientifiques, telles que DeHennis et Wise (2005) et Zhou, Huang, Qin et Zhou (2005), discutent des avantages et des inconvénients de chaque type de capteur de pression, mais dans le livre de Maluf (2000) un tableau synthèse (tableau I) présente ces caractéristiques.

Tableau I

Caractéristiques des différents types de capteurs de pression

Piézorésistif	Capacitif	Magnétique
Fabrication simple	Structure mécanique simple	Structure relativement complexe
Faible coût	Faible coût	Coût élevé
Circuit de lecture simple	Circuit de lecture complexe	Circuit de contrôle simple
Haute dépendance à la température	Faible dépendance à la température	Faible dépendance à la température
Faible sensibilité	Forte sensibilité (grande plage dynamique)	Sensibilité proportionnelle au champ magnétique
Insensible aux résistances parasites	Sensible aux capacités parasites	Insensible aux inductances parasites
Consommation de puissance moyenne	Consommation de puissance faible	Consommation de puissance moyenne

Le fonctionnement des capteurs piézorésistifs repose sur le phénomène de changement de la valeur de la résistance d'un matériel piézorésistif. Lorsqu'une membrane se déplace, elle étire ou elle contracte les matériaux piézorésistifs qui agissent de support et c'est alors qu'il y a une transformation de la pression en une variation de la résistance du réseau. Une façon simple de détecter ce changement de résistance est l'utilisation d'un pont de Wheatstone. Pour leurs parts, les capteurs de type capacitif sont caractérisés par la formation d'une capacité entre la membrane (électrode du haut) et la partie fixe au fond de la cavité (électrode du bas). L'air se retrouvant dans la cavité agit en partie comme le diélectrique de la capacité ainsi créée. Tout dépendant de l'épaisseur de la membrane, celle-ci peut jouer un rôle plus ou moins déterminant dans la valeur effective du diélectrique.

Le type capacitif est très intéressant pour l'application de monitoring de la pression artérielle, car il répond aux critères d'une forte sensibilité à la pression ainsi que d'une faible consommation de puissance. Même si certaines équipes de recherche proposent de

nouvelles façons de concevoir les capteurs de pression MEMS, il n'en reste pas moins que le fonctionnement ainsi que les caractéristiques demeurent semblables aux conceptions habituelles. Il est important de mentionner que le choix du type de capteur utilisé est un facteur dans le choix de l'architecture de l'unité de conversion.

1.3 Unité de conversion

L'utilité de l'unité de conversion est de transformer le signal provenant du capteur en une métrique plus facilement utilisable, par exemple une tension ou une fréquence, soit de façon analogique ou bien de façon numérique. La technologie CMOS est fortement avantageée pour ce type d'application, car il existe une compatibilité entre les procédés de fabrication MEMS et ceux de la technologie CMOS (Dimitropoulos, Kachris, Karampatzakis et Stamoulis, 2005). En considérant ce fait, il est possible de concevoir des systèmes monolithiques, c'est-à-dire une intégration de tous les sous-systèmes sur une seule puce. Ceci permet une diminution des capacités parasites et permet aussi une meilleure miniaturisation de la composante (Dimitropoulos, Kachris, Karampatzakis et Stamoulis, 2005).

Dans la littérature, il existe plusieurs types de circuits de conversion et chacun possède des avantages et des inconvénients par rapport aux autres. Les convertisseurs se regroupent en deux catégories, soit une conversion analogique du signal ou une conversion analogique-numérique de ce même signal. Le type de conversion analogique le plus utilisé est l'amplificateur opérationnel en mode comparateur. Le fonctionnement de ce circuit est relativement simple et consiste à comparer la tension aux bornes d'un condensateur de référence avec la tension aux bornes de la capacité du senseur. Un autre type de circuit proposé par Hwang, Bibyk, Ismail et Lohiser (1995) repose sur le principe d'un oscillateur. La figure 6 montre les différentes sections de ce type de circuit qui permet de transformer la capacité du capteur en une fréquence variable.

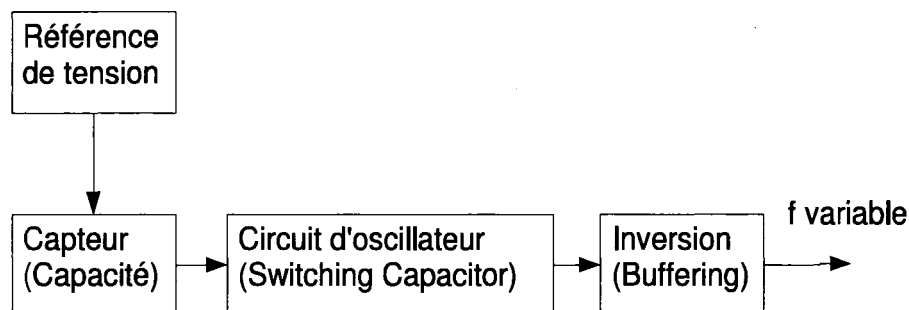


Figure 6 Principe de fonctionnement du circuit oscillateur

Le fonctionnement de ce circuit repose sur la charge et la décharge de la capacité du capteur. Lorsque certains niveaux sont atteints, la sortie bascule du niveau haut au niveau bas ou inversement. La fréquence de signal de sortie dépend de la valeur de la capacité. Ces deux types de circuits s'implémentent avec des transistors de la technologie CMOS choisie. L'avantage principal de ces architectures est la simplicité de conception. Par contre, si pour une raison ou pour une autre le signal doit être numérique, il est nécessaire d'ajouter un étage de conversion analogique à numérique.

Dans un autre ordre d'idée, il existe des circuits de conversion qui prennent le signal analogique du capteur et qui le transforment directement en train binaire. Un des circuits grandement utilisé pour cette conversion est l'architecture Sigma-Delta (Σ - Δ). La compagnie *Analog Devices* fabrique beaucoup de ces circuits de conversion analogique à numérique (CAN) et offre de la littérature technique pour l'explication de base du fonctionnement des CAN. Sur la figure 7 il est possible de voir l'architecture Sigma-Delta de base ou de premier ordre.

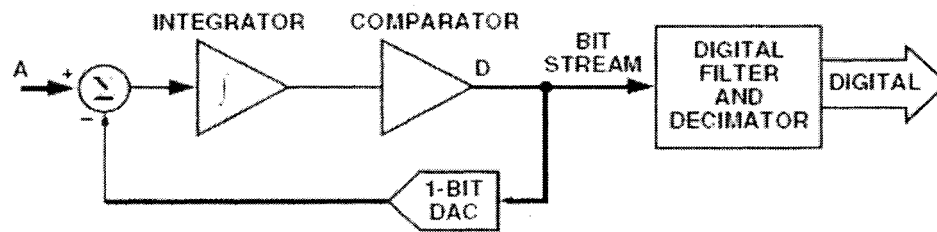


Figure 7 Architecture Sigma-Delta de premier ordre
(Tiré de Analog Devices Inc.)

Cette architecture peut, elle aussi, être implémentée dans une technologie CMOS mais elle est plus complexe à concevoir. L'entrée analogique n'est pas directement la valeur de la capacité, mais bien une tension relative aux changements du capteur en comparaison avec un condensateur de référence (tension de référence).

Le choix de l'architecture de conversion détermine le type de modulation à utiliser ou inversement. Tout dépendant de la modulation choisie l'unité de conversion est sélectionnée en conséquence. Il faut alors garder en tête que tous les sous-systèmes interagissent et c'est pourquoi le choix d'une technologie influence le reste de la chaîne.

1.4 Système de télémétrie

Pour le système de monitoring de la pression artérielle, le choix de l'unité de transmission sans fil doit s'appuyer sur différents critères propres à cette application. Le critère primordial est sans contredit la faible consommation de cette unité de transmission afin de respecter l'effort de faible puissance de tout le reste du système. Puisque la transmission n'a pas besoin d'être sur une portée d'envergure, les protocoles de communication fonctionnant sur de courtes distances sont alors privilégiés. La technologie choisie doit aussi être facile à implanter, ce qui veut dire qu'il n'y a pas beaucoup de traitement du signal à faire avant de pouvoir transmettre l'information à une unité de lecture. Par exemple, une modulation d'amplitude est beaucoup plus simple à implanter qu'une modulation numérique de type QAM (« quadrature amplitude modulation »). Par conséquent, les taux de transmission ne sont pas aussi élevés dans le

cas d'une modulation simple. Dans l'article de Akingbehin et Arkingbehin (2005), une comparaison entre les différentes technologies courtes distances est faite. Les technologies présentées se retrouvent au tableau II.

Tableau II

Technologies courte distance et leurs caractéristiques

Technologie	Fréquence	Portée	Taux de transmission	Applications
RFID	13,56 MHz	3 m	26 kbps	Remplacement des codes à barres passifs
ZigBee (802.15.4)	2,4 GHz	70 m	250 kbps	Monitoring et contrôle sans fil
Bluetooth 1.0 (802.15.1)	2,4 GHz	10 m	780 kbps	WPAN, composante de proximité sans fil
Bluetooth 2.0	2,4 GHz	10 m	3 Mbps	Mise à jour de la version 1.0

La technologie RFID (« identification radio frequency ») est particulièrement intéressante, car elle peut être de type passif, ce qui veut dire que le système de monitoring fonctionne sans alimentation directe (présence de piles). Dans ce cas, l'alimentation nécessaire provient de l'unité de lecture centrale par le biais du lien RF. La figure 8 montre le principe général du fonctionnement de la technologie RFID par couplage inductif (Finkenzeller, 2003). Cette caractéristique de passivité, en n'utilisant l'énergie qu'au cours de la phase de lecture, rejoint l'effort de concevoir un système à faible consommation de puissance. De la même façon, la longévité du système n'est pas dépendante de la durée de vie de la pile ou d'une autre source d'alimentation ponctuelle.

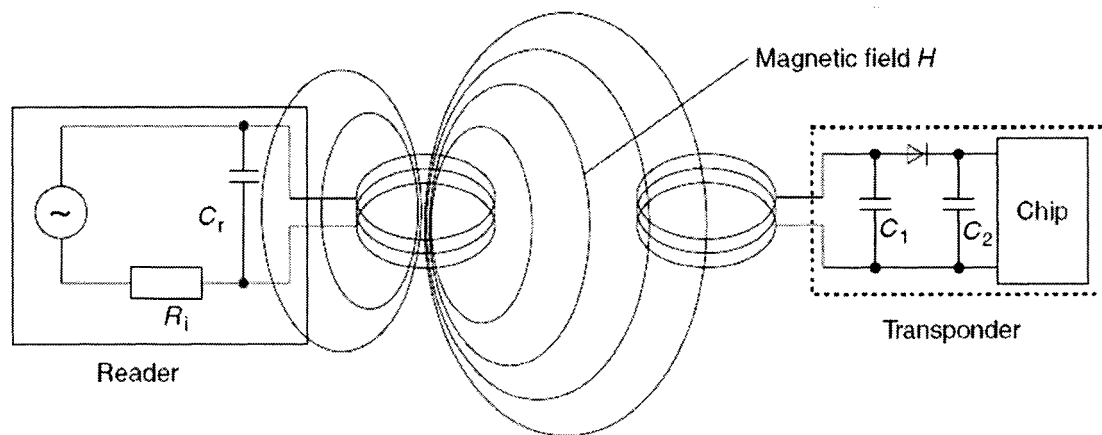


Figure 8 Principe du couplage inductif pour la technologie RFID
(Tiré de Finkenzeller, 2003)

Pour l'instant, la technique RFID possède une avance par rapport aux autres technologies grâce à ces avantages mentionnés. Si la technologie RFID n'est pas directement choisie, il serait souhaitable de s'en inspirer.

1.5 Biocompatibilité

Lorsque le corps humain est en jeu pour la conception d'un nouvel instrument de mesure, il est primordial de penser à la biocompatibilité des matériaux utilisés. Une façon simple de contourner le problème de la biocompatibilité est d'encapsuler les composants et ainsi de les protéger d'une réponse immunitaire du corps humain (Kotzar et al., 2002). Avec de nouvelles études, les chercheurs Voskerician et al. (2003) ont démontré que la majorité des matériaux utilisés dans la microfabrication sont biocompatibles et ne provoquent pas de réactions immunitaires. Voici une liste de ces matériaux (tableau III) :

Tableau III

Matériaux de microfabrication biocompatibles

Matériel	Formule chimique
Silicium	Si
Polysilicium	-
Or	Au
Oxyde	SiO ₂
Nitrure	Si ₃ N ₄
Résine	-

En considérant ces informations, le choix des matériaux pour la conception du capteur de pression pourra être orienté dans la bonne voie. L'emplacement du capteur de pression (à l'intérieur du corps ou à l'extérieur) n'étant pas encore établi, le choix des matériaux devient doublement important au cas où le capteur est en contact direct avec des cellules humaines.

1.6 Conclusion

À la suite des différentes lectures, certains défis et certaines perspectives sont ressortis. Les deux approches de conception privilégiées sont l'utilisation d'un capteur simple combiné avec une unité de conversion complexe ou l'inverse, soit un capteur complexe couplé avec un convertisseur simple. Plusieurs recherches ont porté sur les capteurs de pression MEMS et sur les unités de transmission sans fil mais de façon indépendante. L'avenue privilégiée maintenant est l'interaction des différents sous-systèmes et certains efforts sont mis de l'avant afin de passer du test *in vitro* au test *in vivo*. Les perspectives d'avenir montrent la possibilité d'utiliser un multicapteur afin de pouvoir mesurer plusieurs signes vitaux à la fois. Les intégrations sur une même puce (« Systems on Chip ») sont aussi des défis d'actualité pour les équipes de recherche dans le domaine.

Présentement, il n'existe pas encore un instrument de mesure de la pression artérielle possédant une facilité d'utilisation et une précision accrue. L'utilisation des technologies de microfabrication MEMS et de la microélectronique CMOS est mise en avant plan afin de rencontrer l'objectif de concevoir un nouvel instrument de mesure de la pression artérielle. Dans le cadre de ce projet, le travail est effectué sur les deux premiers éléments de la solution envisagée (figure 2) soit le capteur de pression et l'unité de conversion. Par sa structure mécanique simple, sa forte sensibilité à la pression et sa faible consommation en puissance le type de capteur capacitif est choisis. Le choix d'un convertisseur à base d'un circuit oscillatoire devient intéressant pour sa simplicité. Afin d'arriver à un système complet de monitoring de la pression artérielle testable sur le corps humain, il faut être en mesure de bien maîtriser les connaissances des deux principales technologies utilisées. Il faut être en mesure de concevoir et réaliser des composantes MEMS et une puce microélectronique. Pour ce faire, différentes étapes (étude théorique, simulations du comportement, fabrication) sont nécessaires afin de respecter les spécifications voulues. Avec ces différentes réalisations, il est possible d'effectuer des tests préliminaires sur la cohabitation de ces deux technologies.

CHAPITRE 2

MESURE DE LA PRESSION ARTÉRIELLE

2.1 Introduction

Avant de passer à la conception du capteur de pression, il est important de bien saisir les phénomènes physiques et biologiques entourant la mesure de la pression artérielle. Comme il a en été question au chapitre précédent, la pression artérielle est l'un des signes vitaux les plus importants et les plus utilisés pour le diagnostic médical. Cela permet de caractériser l'hémodynamisme du système cardiaque (Marieb, 2005) et d'avoir un aperçu du maintien de l'homéostasie du corps humain. Plusieurs maladies, particulièrement cardiovasculaires, sont détectées avec une mesure de la pression artérielle. De nos jours, avec les nouvelles technologies mises à notre disposition, il est possible de croire que les mesures de la pression se font de façon plus précise, plus rapide et de façon moins invasive pour le patient. Le fonctionnement de ces nouveaux instruments de mesure s'inspire fortement des techniques de mesure connues.

Le but de ce chapitre est de présenter les principes de base du système cardiovasculaire de façon générale. La section concernant le système circulatoire du livre de Marieb (2005) permet d'avoir de plus amples détails médicaux et physiologiques. Les différentes équations présentées dans ce chapitre proviennent de cet même ouvrage scientifique.

Dans un premier temps, la présentation du système cardiovasculaire porte sur l'anatomie du coeur et la physiologie de base du système cardiaque. Cette présentation permet de répondre à une question fondamentale pour la présente application : d'où vient la pression sanguine? Par la suite, différentes méthodes pour la mesure de la pression artérielle sont présentées. Cette exploration des différentes techniques utilisées permet de faire le bon choix de la technologie pour la conception du capteur de pression MEMS.

2.2 Système cardiovasculaire

Il serait fâcheux de dire que le système cardiovasculaire est plus important qu'un autre système du corps humain, car c'est l'ensemble des actions et des interactions des systèmes biologiques qui forme un tout qui est appelé : corps humain. Par contre, l'unité de base de la vie, la cellule, accomplit ses fonctions en utilisant l'oxygène comme carburant. L'apport en oxygène pour toutes les cellules est assuré par le système cardiovasculaire.

2.2.1 Anatomie de la circulation sanguine

Les différents acteurs de la circulation sanguine sont le coeur, les poumons et le réseau vasculaire. Dans le cas du système cardiovasculaire, le coeur joue le rôle de la pompe mécanique du corps humain et permet de faire la circulation sanguine. Il est divisé en quatre grandes sections : l'oreillette gauche, l'oreillette droite, le ventricule gauche ainsi que le ventricule droit. La figure 9 montre une vue en coupe du coeur où il est possible de voir les sections mentionnées ci-haut. Les poumons servent à l'apport en oxygène du sang. Les échanges gazeux se produisent au niveau des alvéoles. Le réseau vasculaire est composé d'artères, d'artérioles, de capillaires, de veinules et de veines et permet de conduire le sang dans toutes les parties du corps. Les capillaires sanguins sont les vaisseaux en contact avec les différentes cellules. Ce réseau d'irrigation est composé de plusieurs embranchements et le parcours bout à bout du réseau vasculaire correspond à une distance d'environ 100 000 km pour un adulte (Marieb, 2005).

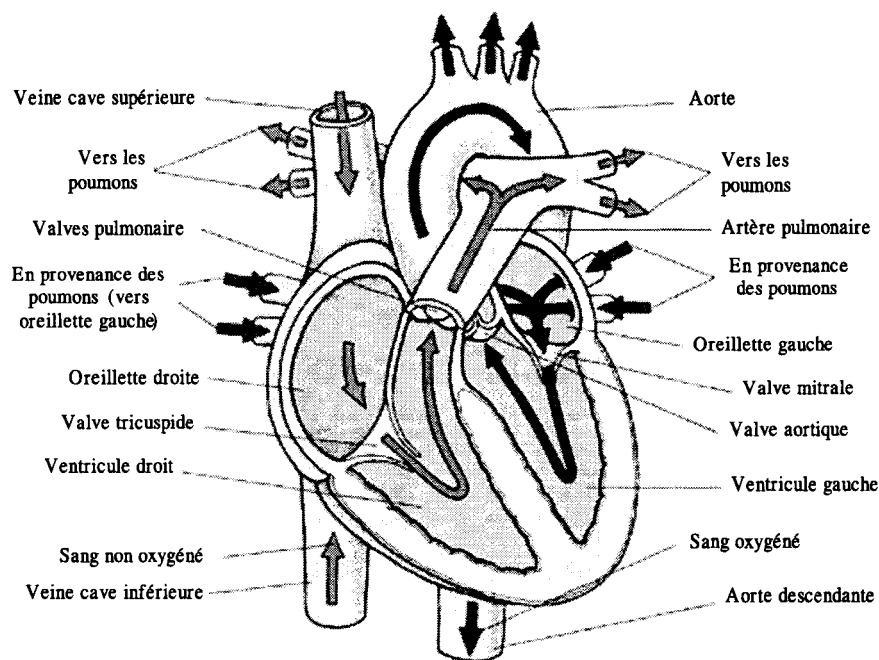


Figure 9 Vue en coupe frontale du cœur
(Adapté de Merck)

Deux types de circulation sont à distinguer : la circulation pulmonaire et la circulation systémique. La circulation pulmonaire sert à l'oxygénation du sang et débute au niveau du ventricule droit. Par la suite, le sang est expulsé par l'artère pulmonaire et se dirige vers les poumons pour l'échange gazeux. De ce site, le sang oxygéné revient au cœur par les veines pulmonaires jusqu'à l'oreillette gauche. Une chose unique est à noter concernant la circulation pulmonaire, c'est que le sang oxygéné circule dans des veines et non dans des artères comme pour la circulation systémique (ensemble du corps humain).

La circulation systémique assure la distribution du sang oxygéné aux cellules et commence dans le ventricule gauche. Le sang est ensuite expulsé par l'aorte et parcourt l'ensemble du réseau et revient au cœur par les veines caves jusqu'à l'oreillette droite. Le sang ramené au cœur est riche en dioxyde de carbone et le cycle recommence à nouveau.

2.2.2 Physiologie de la circulation sanguine

Pour bien saisir le fonctionnement de la circulation sanguine, il importe de définir trois facteurs directement interreliés : le débit sanguin, la pression sanguine et la résistance. Le débit sanguin correspond au volume de sang qui parcourt les vaisseaux ou un organe dans une certaine période de temps et est exprimé en ml/min. Au repos, le débit sanguin correspond au débit cardiaque et est relativement constant. Par contre, de façon locale un organe peut demander un débit plus important à un instant donné. La pression sanguine est tout simplement la force que le sang exerce sur les parois des vaisseaux et est noté en mmHg. La pression artérielle correspond à la pression sanguine dans les gros vaisseaux de la circulation systémique. Afin de respecter la mécanique des fluides, le sang circule toujours d'une région à pression élevée vers une région à pression plus basse. La résistance est la force réactive à l'écoulement du sang. Cette résistance est présente, car il y a une friction sur la paroi des vaisseaux, surtout dans le système périphérique (circulation systémique). Il y a trois éléments qui peuvent influencer la résistance, soit la viscosité, la longueur totale et le diamètre des vaisseaux sanguins. Plus la viscosité du sang augmente, plus la résistance va augmenter. De la même façon, il y a proportionnalité entre la longueur et la résistance. Pour un sujet en bonne santé, la viscosité du sang et la longueur des vaisseaux sont quasi invariables, alors c'est le diamètre des vaisseaux qui a une grande influence sur la résistance (Marieb, 2005). Le sang suit un écoulement laminaire ce qui veut dire que la vitesse de l'écoulement n'est pas constante de la paroi jusqu'au centre du vaisseau sanguin. La vitesse est beaucoup moins rapide sur la paroi due à la friction et elle est plus élevée au centre. De façon générale, un petit conduit offre plus de résistance qu'un gros conduit, car il y a une plus grande proportion de liquide qui est en contact avec la paroi. La résistance est inversement proportionnelle au rayon du vaisseau à la puissance quatre (équation 2.1).

$$R = \frac{1}{r^4} \quad (2.1)$$

La relation qui unit ces trois facteurs est présentée par l'équation 2.2.

$$D = \frac{\Delta P}{R} \quad (2.2)$$

Où D , ΔP et R représente de façon respective le débit sanguin, la pression sanguine et la résistance. En agissant comme une pompe, le coeur propulse le sang partout dans le reste du corps et la pression est beaucoup plus importante près de cette pompe qu'à l'extrémité du circuit. La pression dans l'aorte dépend de son élasticité et du volume de sang expulsé. La pression maximale correspond à la pression systolique et la pression de repos ou minimale correspond à la pression diastolique. Sur la figure 9, les valves, mitrale et tricuspide, préviennent le retour du sang dans les oreillettes lors de la période systolique. Ces deux valves sont aussi appelées auriculo-ventriculaires, car elles font la jonction entre les oreillettes et les ventricules. Les valves aortique et pulmonaire préviennent pour leur part le retour du sang dans les ventricules lors de la période diastolique. Pour contrer la grande résistance de la circulation systémique, le ventricule gauche est beaucoup plus musclé (fort) que le ventricule droit. Voici les différents éléments caractérisant les pressions systolique et diastolique.

Systole

- Période de contraction isovolumétrique et période d'éjection
- Pression (ventriculaire) augmente, donc les valves auriculo-ventriculaires se ferment
- Pression (ventriculaire) \geq à environ 80 mmHg (pression diastolique) alors les valves artérielles s'ouvrent et le sang commence à être expulsé
- Pression (ventricule) continue d'augmenter jusqu'à environ 130 mmHg
- Pression (ventricule) diminue
- Fermeture de la valve aortique
- Fin de la systole

Diastole

- Période de relaxation isovolumétrique et période de remplissage
- Pendant environ 50 ms, toutes les valves sont fermées
- Pression (ventricule) diminue à environ 0 mmHg
- Pression (ventricule) < Pression (oreillette), les valves auriculo-ventriculaires s'ouvrent alors pour remplir les ventricules pour la prochaine systole

Sur la figure 10, il est possible de voir l'allure de la pression artérielle en fonction du temps. Le temps d'un cycle systole/diastole est d'environ une seconde. La pression maximale correspond à la pression systolique (PAS) tandis que la pression minimale correspond à la pression diastolique (PAD). La pression moyenne (PAM) est en fait l'aire sous la courbe et est environ égale à la relation 2.3.

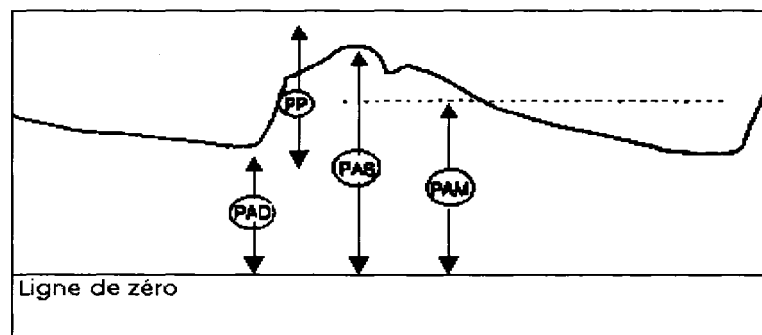


Figure 10 Profil de la pression artérielle
(Tiré de l'Institut CardioVasculaire)

La différence entre la PAS et la PAD correspond à la pression pulsée (PP). Lorsqu'il y a une prise de mesure en clinique, la valeur moyenne de la pression artérielle est de 120/80 mmHg ce qui signifie une pression systolique de 120 mmHg et une pression diastolique de 80 mmHg. Le tableau IV montre les différentes plages de pression au niveau du coeur selon Webster (1998).

$$PAM \sim \frac{2}{3} PAD + \frac{1}{3} PAS \quad (2.3)$$

Tableau IV

Pression des différentes zones cardiaques

Zone	Pression (mmHg)		
	Systolique	Diastolique	Moyenne
Aorte	90 - 150	60 - 80	
Artère pulmonaire	20 - 30	8 - 12	
Oreillette gauche			6 - 12
Ventricule gauche	90 - 150	6 - 12	
Ventricule droit	20 - 30	2 - 6	
Oreillette droite			2 - 6

2.2.3 Maladies cardiovasculaires

Le corps humain n'échappe pas à la fatigue et peut être moins performant avec le temps. Le coeur ne cesse de maintenir une constance entre le volume de sang qui s'y échappe et le volume de sang qui y arrive, sinon il y aurait congestion. Lorsque le coeur n'arrive plus à pomper la bonne quantité de sang pour irriguer tous les tissus, il y a insuffisance cardiaque. Cette insuffisance est souvent due à la faiblesse croissante du muscle du coeur, le myocarde. Cette faiblesse est engendrée par divers facteurs tels que l'athérosclérose, l'hypertension, par exemple. L'athérosclérose est définie comme une obstruction partielle des vaisseaux sanguins par des dépôts lipidiques entraînant une augmentation de la résistance. En ce qui a trait aux artères coronariennes, l'athérosclérose empêche un apport suffisant en oxygène aux cellules cardiaques, donc les contractions du coeur sont de moins en moins efficaces. L'hypertension persistante est problématique, car la pression dans l'aorte devrait être d'environ 80 mmHg à la fin de

la diastole. Si cette pression est supérieure, le muscle du coeur doit forcer davantage pour contrer cette « forte » pression. De cette façon, le coeur s'affaiblit tranquillement et perd de son efficacité. Une hypertension ponctuelle n'est pas problématique en soi, car c'est souvent le résultat d'un effort physique, d'une forte émotion ou tout simplement d'une réponse à la fièvre. Il est intéressant de noter que si l'insuffisance cardiaque se situe du côté gauche, il y a congestion pulmonaire tandis que si l'insuffisance est du côté droit, la congestion est dite périphérique. La congestion pulmonaire arrive lorsque le ventricule gauche n'arrive pas à expulser tout le sang qui revient des poumons, car le ventricule droit continue son fonctionnement habituel. Le sang stagne dans les poumons et s'il traverse les parois, c'est l'oedème pulmonaire. La congestion périphérique entraîne une stagnation du sang dans les organes en empêchant le bon échange de l'oxygène et des nutriments aux cellules.

2.3 Méthode de mesure de la pression

Comme il a en été question au chapitre précédent, un système d'instrumentation médicale est composé de trois grandes sections soit le capteur, l'unité de traitement du signal et une composante de stockage et/ou d'affichage. Les capteurs doivent être conçus de façon à minimiser l'interaction avec les tissus biologiques. Pour des mesures précises, les capteurs doivent avoir une bonne sensibilité, une bonne linéarité et une bonne stabilité. Il existe deux grandes catégories de capteurs, soit la mesure directe et la mesure indirecte de la pression artérielle. Dans chacun de ces cas, diverses technologies offrent des avantages par rapport aux autres, mais possèdent souvent des inconvénients.

2.3.1 Méthodes directes

Comme son nom l'indique la méthode directe permet de mesurer directement la pression artérielle au niveau vasculaire. Cette méthode nécessite donc une ouverture au corps humain afin d'aller placer la sonde au niveau vasculaire. Deux technologies sont plus utilisées pour cette méthode, soit la technologie extravasculaire et la technologie

intravasculaire. La mesure de pression extravasculaire consiste à utiliser un cathéter rempli d'une solution saline/héparine (anticoagulante). Le cathéter possède un port d'accès à la pression à mesurer et un autre qui est connecté à une unité de traitement. La mesure est obtenue via la pression de la colonne de liquide (liquide présent dans le cathéter) qui est appliqué sur un capteur dans l'unité de traitement. La façon de traduire la pression en un signal électrique est l'utilisation d'un pont de Wheatstone tel que vu au premier chapitre. La technique extravasculaire est très encombrante pour le patient et requiert une installation relativement complexe ce qui en fait une technologie moins intéressante. La figure 11 montre la complexité d'un tel système (Agence de santé publique du Canada). De plus, ce type d'instrument n'offre pas une bonne réponse en fréquence, car le tube (cathéter) utilisé engendre des délais temporels.

La technologie intravasculaire (IAP) ressemble grandement à la technique extravasculaire en ce qui concerne l'utilisation d'un cathéter et d'une unité de traitement externe pour la lecture de la pression artérielle. Cependant, cette technique utilise un capteur de pression à l'extrémité du cathéter soit celle qui est en contact avec le site récepteur. Cette technique permet d'éliminer le délai temporel du tube et améliore donc la réponse en fréquence. Le capteur optique est grandement utilisé pour l'IAP et fonctionne avec une source optique externe. La lumière est réfléchiée de façon différente tout dépendant de la courbure de la membrane sensible à la pression. La lumière réfléchiée est captée par un détecteur optique externe pour des fins de traitement. La compagnie OpSens fabrique ces capteurs optiques pour des applications biomédicales. À la figure 12, il est possible de voir les dimensions en jeu pour ce type de capteur.

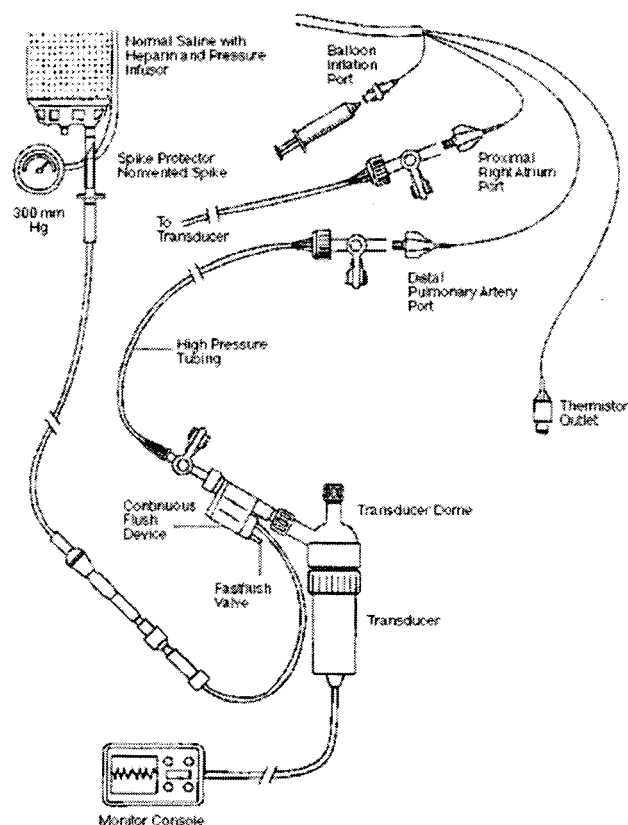


Figure 11 Système extravasculaire de la mesure de la pression
(Tiré de l'Agence de santé publique du Canada)

La structure sensible à la pression est une microfabrication dans un matériel de silicium. La technique de fabrication ressemble beaucoup à la conception du capteur pour le projet, ce qui fait l'objet du prochain chapitre.

Ces méthodes directes offrent l'avantage de prendre une mesure réelle de la pression artérielle et la conception du capteur proprement dit est simple. Puisque la mesure se fait directement dans le corps humain il n'y a pas place à l'erreur, car une calibration du capteur n'est pas possible (Neuman, 2000). Il est certain que des corrections pour contrer les erreurs sont possibles, mais nécessitent parfois de bons algorithmes de traitement du signal. Un autre inconvénient et non le moindre c'est qu'il y a toujours un risque d'infections lors du contact direct avec les tissus biologiques. L'introduction d'un cathéter peut provoquer une embolie (entrée d'air dans les vaisseaux sanguins qui peut ralentir ou

stopper le flux sanguin) ou une thrombose (formation de caillots autour du cathéter qui se retrouve par la suite dans le système circulatoire).

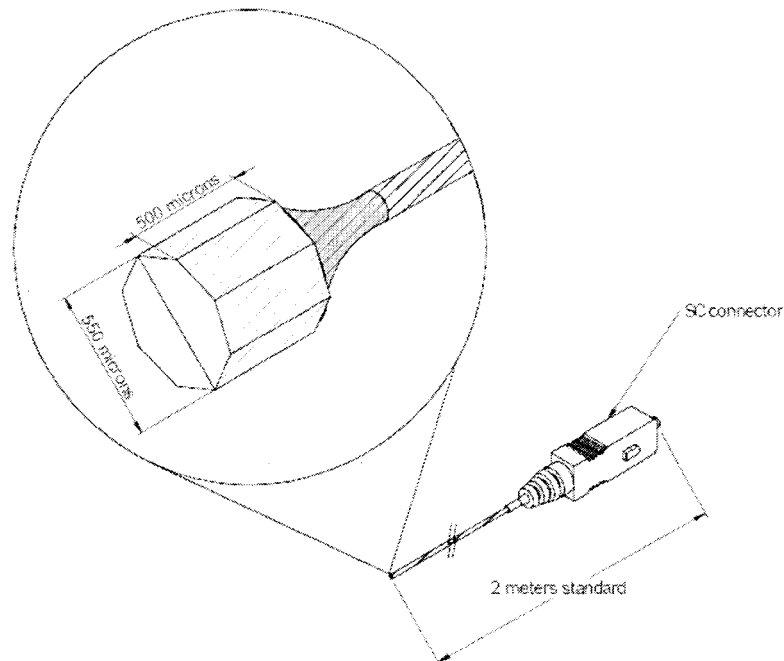


Figure 12 Capteur de pression optique OPP-M
(Tiré de OpSense Inc.)

2.3.2 Méthodes indirectes

Les méthodes indirectes ou non-invasives mesurent la pression sur un site distant, souvent l'artère radiale ou brachiale, et une déduction est faite pour trouver la pression aortique. La technique de base de toutes ces méthodes est la technique auscultatoire qui consiste en l'utilisation d'un sphygmomanomètre. Un brassard est utilisé afin d'appliquer une pression sur les artères du bras pour ainsi bloquer le flux sanguin et le rétablir peu à peu. La figure 13 présente ce type de méthode. Le but est d'amener la pression du brassard (« cuff ») à une pression d'environ 30 mmHg au-dessus de la pression

systolique. Par la suite, le dégonflement du brassard se fait à une vitesse de 2-3 mmHg/sec et permet d'entendre divers sons qui correspondent aux différentes phases de Korotkoff. L'écoute de ces sons se fait à l'aide d'un stéthoscope placé près du brassard.

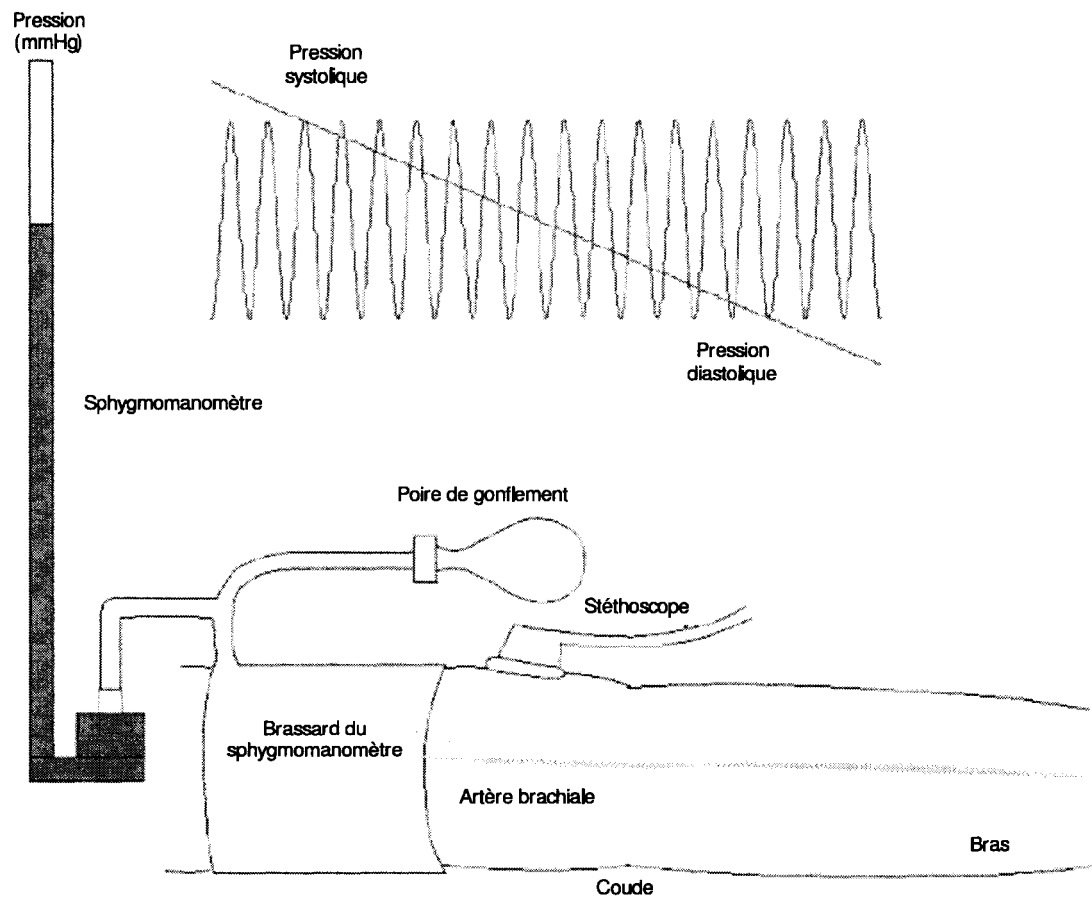


Figure 13 Méthode auscultatoire (sphygmomanomètre)
(Adapté de UCL Department of Medical Physics and Bioengineering)

La pression systolique est atteinte lorsqu'un son tapant se fait entendre, c'est la première phase de Korotkoff. Lorsqu'il n'est plus possible d'entendre des sons, la cinquième phase est atteinte et ceci correspond à la pression diastolique. Une visualisation des phases de Korotkoff est représentée à la figure 14. Il est évident que cette méthode est facile d'utilisation et demande peu d'équipement de haute technologie. Avec cette méthode, il

est aussi possible d'avoir une lecture de la pression systolique et diastolique. Par contre, les sons sont interprétables différemment par chaque personne, alors il peut y avoir une certaine erreur à ce niveau. La pression moyenne peut être estimée mais pas mesurée. La mesure de la pression dépend aussi de la dimension du brassard versus la circonférence du bras.

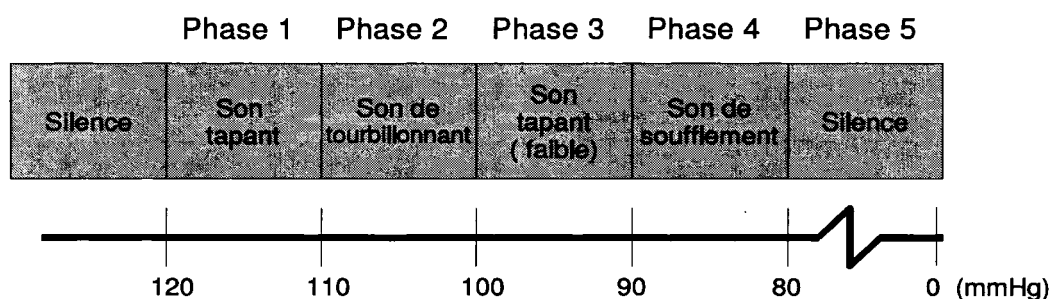


Figure 14 Évolution des phases de Korotkoff avec la pression
(Adapté de UCL Department of Medical Physics and Bioengineering)

Il est primordial d'avoir le bon brassard, car la mesure ne sera pas précise dans le cas contraire. Cette méthode ne donne pas exactement la pression intravasculaire et cette différence est beaucoup plus visible pour des personnes obèses, des femmes enceintes, des enfants ou des personnes hypotensives. Selon Drzewiecki (2000), la méthode auscultatoire sous-estime la pression systolique d'environ 5 à 20 mmHg et la pression diastolique de 12 à 20 mmHg. Il est à noter que la lecture est difficile dans un environnement bruyant.

La méthode oscillométrique utilise un brassard gonflé sur le bras mais l'interprétation se fait de façon automatique et à l'insu de l'utilisateur. Ce n'est pas directement les sons qui sont détectés mais bien les amplitudes des oscillations créées par l'expansion de la paroi des artères lors de chaque pulsation cardiaque. Les amplitudes augmentent lors de la pression systolique et sont maximales lors de la pression moyenne. Cette technique mesure donc la pression moyenne et déduit la pression systolique et diastolique de façon mathématique en utilisant des algorithmes complexes. La mesure de la pression dépend

encore de la dimension du brassard et nécessite une calibration afin de contrer les erreurs ponctuelles. Une autre méthode semblable à la méthode oscillométrique utilise un microphone afin de capter les sons de Korotkoff et ainsi détecter les différentes phases et y associer une mesure de la pression systolique et diastolique. Le traitement du signal audio est de la même envergure que le traitement des amplitudes de pression dans la méthode oscillométrique.

Une autre méthode automatique repose sur le principe des ultrasons. En utilisant un capteur d'effet Doppler, il est possible de détecter les changements de position de la paroi des artères comprimées à l'aide du brassard. Ce changement de position va être relié aux changements de pression intravasculaire. Afin de pondérer ces changements de position, un signal ultrasonique est envoyé et retourné par réflexion avec une déviation en fréquence. C'est avec cette déviation en fréquence que le travail algorithmique est fait pour en déduire la pression artérielle. Cette méthode peut être utilisée dans un environnement bruyant et n'est pas affectée par le déplacement de l'utilisateur. Les enfants et les personnes hypotensives peuvent utiliser cette méthode pour avoir une lecture plus précise que la méthode auscultatoire.

La dernière méthode de mesure, la tonométrie, s'inspire de la mesure de la pression intra-oculaire. Ce principe repose sur le fait d'avoir une cavité sous vide d'un côté du capteur ce qui permet un déplacement de la membrane dû à la pression à l'intérieur de l'artère. Le capteur de pression est placé de façon à obtenir la plus grande superficie parallèle à la paroi de l'artère. L'os sous l'artère sert de contre-réaction à la force que la pression produit. La pression intravasculaire provoque un déplacement de la membrane. Ce déplacement est quantifié à l'aide d'un élément mécanique qui assure l'équilibre du système. La figure 15 montre le principe de fonctionnement de la méthode tonométrique. La méthode tonométrique permet une mesure continue de la pression, ce qui est avantageux pour le suivi des patients. Par contre, cette technique est très sensible à la position et à l'angle du capteur. Il est aussi possible de déduire la pression aortique avec

une lecture de la pression radiale, mais en utilisant une fonction de transfert qui s'obtient par calibration et par calculs mathématiques.

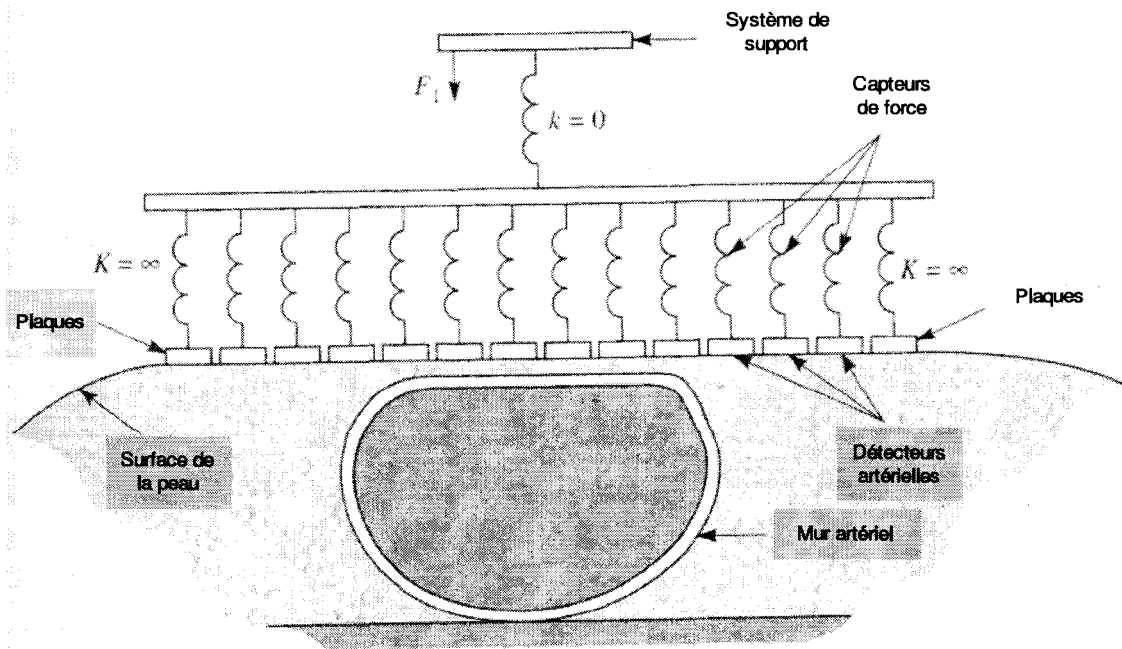


Figure 15 Principe de la méthode tonométrique
(Adapté de Webster, 1998)

2.4 Conclusion

Utilisée autant au bloc opératoire qu'à la clinique médicale, la mesure de la pression artérielle permet de mieux diagnostiquer les patients et de comprendre comment le corps humain réagit aux traitements effectués. La pression artérielle est une donnée médicale extrêmement importante pour les professionnels de la santé et la mesure de cette pression mérite qu'on lui accorde des efforts technologiques importants.

Les notions médicales vues dans ce chapitre sont pertinentes afin de prendre la bonne décision sur le choix de l'architecture du capteur de pression artérielle. L'anatomie et la physiologie de base permet de mieux comprendre l'origine de la pression et quels sont les facteurs pouvant la faire varier. De la même façon, l'analyse des différentes méthodes de mesure de la pression permet de voir les qualités et les défauts de chacune de ces méthodes. L'instrument de mesure idéal doit lire la pression de façon précise et être peu invasif. Une autre chose à considérer est la facilité d'utilisation autant pour le personnel médical que pour l'utilisateur. Une conception MEMS pour le capteur de pression est une très bonne alternative à toutes ces méthodes. Cette miniaturisation permet d'être peu invasif et d'être plus près du site de mesure ce qui en favorise la précision. Le prochain chapitre est consacré aux techniques reliées à la conception de composants MEMS. Il est intéressant de noter que la conception est inspirée de la méthode tonométrique en ce qui concerne le déplacement de la membrane.

CHAPITRE 3

TECHNIQUES DE FABRICATION DE COMPOSANTES MEMS

3.1 Introduction

Avant la présentation de la conception et la réalisation du capteur de pression MEMS, il est important de discuter de la façon dont les composantes MEMS peuvent être fabriquées. Ce chapitre se veut une brève description des différentes techniques utilisées pour la fabrication de composantes MEMS. Une des meilleures références sur le sujet est sans contredit l'ouvrage de Madou (2002). Ce livre présente une grande partie de la théorie rattachée à la microfabrication. Ici, seulement les principes de base de ces techniques sont présentés afin de donner les outils nécessaires pour mieux suivre les procédés de fabrication qui sont abordés au prochain chapitre. Pour ce faire, le silicium comme matériel de base, la technique de photolithographie, les techniques de déposition, les techniques de gravure ainsi que les techniques de collage (« bonding ») sont élaborés.

3.2 Silicium : matériel de base

Le silicium est le matériel le plus présent dans la microfabrication, alors il est légitime de se poser la question : Pourquoi le Si? Quels sont ses avantages par rapport à d'autres matériaux? Selon l'ouvrage de Madou (2002), le silicium fait très bien le travail grâce à ses propriétés physiques, mécaniques et électriques. Les tableaux V et VI résument la liste de ces propriétés.

Tableau V

Propriétés physiques et mécaniques du Si

Très ductile jusqu'à la cassure
Mécaniquement stable, dur et bonne adhésion
Meilleure limite d'élasticité
Très léger et très bonne qualité
Très flexible
Très faible déformation en température
Conductivité thermique élevée

Tableau VI

Propriétés électriques du Si

Effet piézorésistif
Résistivité contrôlée par le dopage d'impuretés
Adaptable avec des circuits intégrés

Lorsque le travail est effectué à l'échelle micrométrique, il faut être conscient que la structure atomique du matériel a de l'influence sur la fabrication. C'est pourquoi il est important d'étudier la cristallographie du Si. La structure cristallographique a une influence sur la gravure et sur la vitesse de gravure du silicium ainsi que sur la réaction du Si avec différents gaz et solutions chimiques. Il existe deux structures cristallines pour le Si : soit polycristalline ou monocristalline. La structure polycristalline est obtenue lorsque les atomes sont alignés de façon ponctuelle, tandis que la structure monocristalline est obtenue lorsque tous les atomes ont le même alignement. Les structures polycristallines possèdent la caractéristique d'être isotropes, donc la gravure a le même effet dans toutes les directions. Les structures monocristallines ont pour leur part la caractéristique d'être anisotropes, donc la gravure est dépendante de la direction.

Le silicium utilisé pour fabriquer des gaufres (« wafer ») est de type mono cristallin et possède une structure atomique de type cubique face centrée (« FCC »). La figure 16 montre cette organisation de la matière pour le Si.

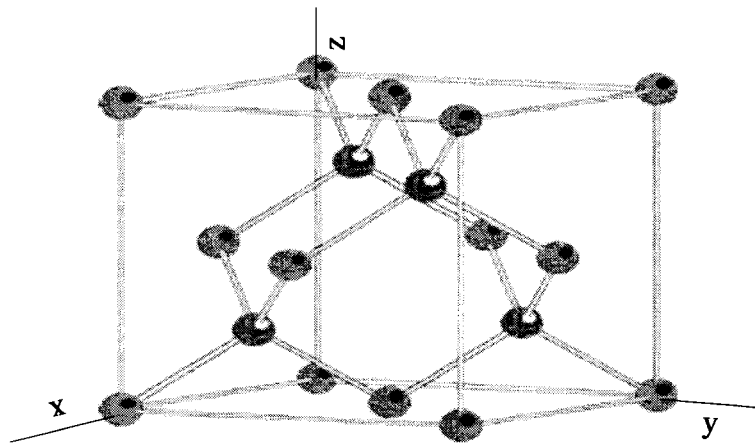


Figure 16 Structure cubique face centrée du Si
(Tiré de Oak Ridge National Laboratory)

Une façon simple que les scientifiques ont trouvé pour représenter de façon symbolique ces structures est l'utilisation des indices de Miller. Les indices de Miller représentent l'orientation d'un plan atomique d'un réseau moléculaire et ce de façon vectorielle. L'orientation d'une gaufre de silicium est déterminée par l'indice de Miller d'un plan atomique. Cet indice représente les intersections (x, y, z) du plan avec les axes de référence de la structure. Par exemple le plan $\langle 100 \rangle$ est le plan qui est normal au plan formé par les axes x et z. Ce plan est intéressant en microfabrication, car il est plus facile à attaquer dû à son plus petit nombre d'atomes. La figure 17 représente la structure du plan $\langle 100 \rangle$.

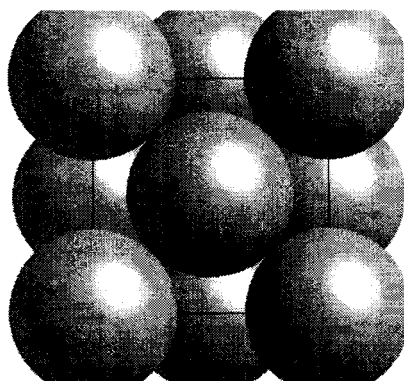


Figure 17 Structure du plan $\langle 100 \rangle$ du Si
(Tiré de Colorado School of Mines)

3.3 Photolithographie

Pour la réalisation de différentes structures micrométriques, il importe de pouvoir délimiter les zones où il y a dépôt de matière ou enlèvement de matière par exemple. Pour créer ces délimitations, la photolithographie est utilisée. Cette technique consiste à transférer le patron d'un masque de fabrication sur la gaufre de Si. La résine photosensible et la lumière ultraviolette (UV) sont les éléments de transfert. Le masque de fabrication possède des zones claires et des zones noires. Les zones claires laissent passer la lumière UV tandis que les zones noires les bloquent. La résine photosensible, comme son nom l'indique, est sensible aux rayons ultraviolets. Il existe deux types de résine, soit la positive et la négative. Pour ce qui est de la résine positive, les zones noires du masque deviennent la structure finale sur la gaufre, donc la résine exposée à l'UV est enlevée grâce au développeur. Le cas contraire s'applique pour la résine négative, c'est-à-dire que les zones claires sont la structure et la résine protégée est enlevée par le révélateur. Selon Madou (2002), la résine photosensible positive est meilleure pour les applications MEMS, car elle possède une meilleure résolution que la résine négative. De façon générale, les étapes pour l'exposition d'un masque se résument à :

- i. Dépôt de résine
- ii. Cuisson pour solidification
- iii. Alignement du masque
- iv. Exposition du masque
- v. Développement de la résine
- vi. Cuisson pour durcir la résine

L'étape de l'alignement du masque est cruciale afin que les nouvelles structures à déposer ou à graver soient parfaitement alignées avec les structures déjà présentes sur la gaufre. L'étape de la photolithographie est l'étape la plus importante du procédé de fabrication, car les structures finales vont être directement dépendantes de celle-ci.

3.4 Techniques de déposition

Il existe plusieurs méthodes de déposition de couches minces. Les couches minces peuvent être soit des métaux soit des diélectriques (isolants). La croissance de couche par oxydation, la déposition physique en phase vapeur (PVD) ainsi que la déposition chimique en phase vapeur (CVD) sont les méthodes les plus populaires. Ces méthodes sont parfois appelées procédé positif, car il y a ajout de matière.

La croissance de couche par oxydation sert entre autres à faire croître de l'oxyde de silicium (SiO_2), un matériel grandement utilisé dans la fabrication des composantes MEMS. Une méthode très efficace pour faire croître cet oxyde de silicium est d'utiliser l'oxydation thermique. Cette méthode consiste à utiliser un four à des températures allant de 900 °C à 1200 °C et un milieu connu et contrôlé afin de créer l'environnement de croissance de l'oxyde. Le milieu connu et contrôlé peut être soit de l'oxygène (O_2) sous forme gazeuse (oxydation sèche) soit de l'eau (H_2O) sous forme gazeuse (oxydation humide). Voici les formules chimiques (3.1 et 3.2) de ces deux réactions :



À température égale, l'oxydation humide est de l'ordre de cinq fois plus rapide que l'oxydation sèche (Madou, 2002). Aussi, plus la température est élevée, plus la croissance est rapide. Une chose importante à savoir au sujet de l'oxydation thermique, c'est que l'épaisseur finale de l'oxyde sera composée de 54 % de nouvelle croissance et de 46 % de silicium oxydé. La figure 18 montre bien ce phénomène.

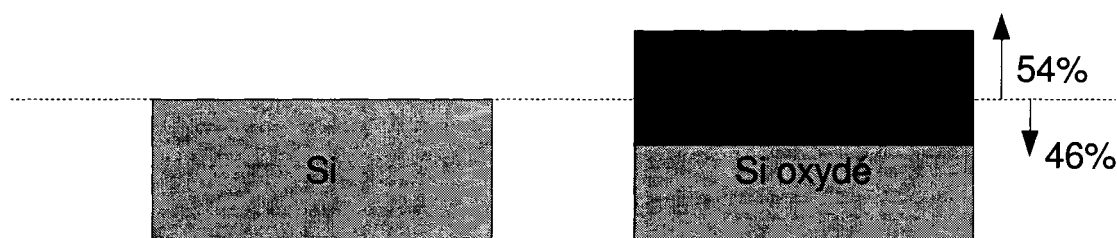


Figure 18 Effet de l'oxydation thermique

Avec ce type de fournaise, il est possible aussi de déposer des impuretés pour effectuer le dopage d'une région. Le dopage sert à créer des zones actives dans la fabrication de semi-conducteurs (transistor). Les dopants les plus populaires sont le Phosphore pour un dopage de type N (donneur d'électrons) et le Bore pour un dopage de type P (accepteur d'électrons).

La méthode PVD consiste à se créer un milieu connu et contrôlé afin que les atomes de la cible (élément à déposer) quittent celle-ci et aillent se déposer sur le substrat. La technique d'évaporation consiste à amener la cible à la température de fusion pour que les atomes en phase vapeur soient dirigés par le milieu sous vide vers le substrat. Cette technique est peu coûteuse, très directionnelle (non souhaitée pour les composantes MEMS) et les matériaux de la cible sont limités. La deuxième technique PVD est la pulvérisation (« sputtering »). Un milieu de type plasma est créé à l'aide d'une forte

énergie (DC ou RF) et à l'aide d'un ou de gaz inertes (Argon par exemple). Ces gaz frappent la cible pour arracher les atomes. Le substrat absorbe les atomes libres et la déposition est faite. La pulvérisation est intéressante, car elle permet d'obtenir un revêtement enrobant uniforme sur toute la surface exposée, l'adhésion est excellente et il n'y a aucune limite en ce qui concerne les matériaux cibles.

La méthode CVD ressemble beaucoup à l'oxydation thermique en ce sens qu'un milieu de gaz est créé afin de faire une réaction chimique, mais elle est aussi différente du fait qu'il y a déposition d'une couche et non croissance d'une couche. Lors de la déposition d'une couche, le phénomène expliqué à la figure 18 de ce chapitre ne se produit pas. Les avantages d'une telle méthode sont les faibles dégâts de surface comparés à la pulvérisation et au revêtement complet des surfaces. Par contre, les inconvénients sont la nécessité d'une température et d'une pression élevées et l'utilisation de produits corrosifs et de gaz dangereux. Pour contrer l'utilisation d'une température et d'une pression élevées, les techniques LPCVD et PECVD ont vu le jour. Les matériaux les plus souvent déposés par ces méthodes sont l'oxyde de silicium (SiO_2), le nitrure de silicium (Si_3N_4) et le polysilicium.

3.5 Techniques de gravure

Dans les techniques de gravure, il existe deux grandes catégories soit la gravure humide et la gravure sèche. Dans ces deux cas, il y a encore une sous-division de la propriété de la gravure : isotrope ou bien anisotrope. Ces techniques sont considérées comme un procédé négatif, car il y a retrait de la matière.

Lorsqu'il est temps de choisir la solution pour la gravure humide, certaines considérations sont à tenir en compte. Est-ce que la solution attaque les couches servant de masque de gravure? Est-ce que la solution attaque le silicium et les métaux déjà présents? Quel est le taux de gravure de cette solution? Est-ce que c'est une solution de type isotrope ou anisotrope? Ce sont toutes des questions importantes pour un bon choix

de solution, car elles influencent grandement l'élaboration du procédé de fabrication. Les solutions isotopes sont des acides comme l'acide fluorhydrique (HF) ou une combinaison d'acides tel que l'acide fluorhydrique + acide nitrique + acide acétique (HNA). Ces acides gravent le matériel provoquant ainsi un profil de type arrondi, car la gravure s'effectue dans toutes les directions indépendantes les unes des autres. Les solutions anisotropes ou hydroxydes (solution basique) gravent les matériaux différemment de l'orientation cristallographique du Si. Les hydroxydes les plus couramment utilisés sont l'éthylène-diamine pyrochatecol (EDP), l'hydroxyde de potassium (KOH) et l'hydroxyde tétraméthylammonium (TMAH). L'EDP est une solution très toxique qui n'attaque pas les métaux et les oxydes. Le KOH est toxique, attaque l'aluminium et les oxydes mais n'attaque pas le nitrure. Le TMAH est non toxique et n'attaque pas l'aluminium et les oxydes. Ces solutions sont souvent utilisées pour creuser des cavités dans le silicium. La figure 19 montre la différence entre une gravure anisotrope et une gravure isotope.

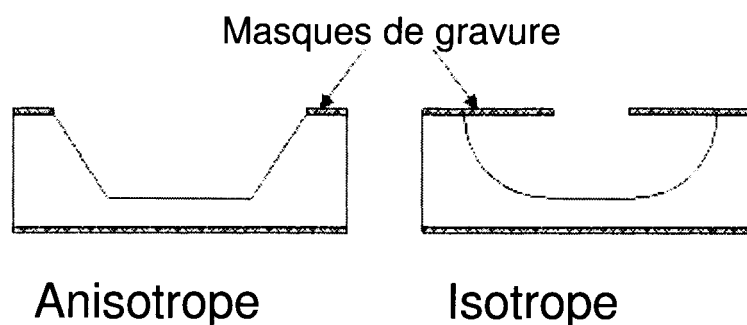


Figure 19 Gravure anisotrope VS gravure isotope du Si
(Adapté de EL-CAT Inc.)

Les gravures sèches sont intéressantes, car elles permettent de ne graver que les surfaces qui font face à la gravure contrairement à la gravure humide qui attaque toutes les surfaces en même temps. La gravure sèche en phase vapeur par difluorure de xénon (XeF_2) est de type isotope et permet de graver le silicium de façon très sélective. Cette technique n'attaque pas les oxydes, le nitrure, les métaux et la résine photosensible. La

technique de gravure sèche à plasma ou à réaction aux ions (RIE) ressemble beaucoup aux techniques de dépositions en phase vapeur, mais au lieu qu'un matériel cible se dépose sur le substrat, la surface de la gaufre est bombardée par des ions réactifs du plasma. Cette méthode est de type anisotrope, il est donc plus difficile de contrôler la sélectivité et la rugosité de la surface finale.

3.6 Techniques de collage

Les techniques de collage permettent de créer de nouveaux arrangements de gaufre pour des applications particulières. Les techniques les plus couramment utilisées sont le collage direct, anodique et adhésif. Le collage direct consiste à augmenter la température des deux gaufres pour s'approcher soit du point de fusion ou du point eutectique des matériaux. Le point de fusion (environ 1000 °C pour un collage Si-Si) est atteint lorsque les matériaux sont dans une phase liquide tandis que le point eutectique (environ 370 °C pour un collage Si-Au) est atteint lorsque les matériaux sont dans une phase double, soit liquide et solide. Après avoir augmenté la température, une pression est appliquée afin de joindre les deux gaufres ensemble. La technique directe est faite en environnement basse pression (10^{-7} mbar). Le collage anodique est souvent utilisé pour faire adhérer un substrat de verre à un substrat de silicium. Cette technique consiste à utiliser une tension électrostatique (environ 1,2 kV) pour effectuer le collage. L'anode est connectée au Si et la cathode au substrat de verre. Les techniques directe et anodique permettent d'avoir des cavités hermétiques. Le collage adhésif permet de placer deux gaufres ensemble à l'aide d'une couche intermédiaire telle que de l'époxy ou un polymère. Cette technique est facile d'utilisation et ne demande pas un équipement spécialisé. Par contre, ça ne permet pas de créer des cavités hermétiques.

3.7 Conclusion

Les éléments présentés dans ce chapitre tel que la cristallographie du silicium, la photolithographie, les techniques de déposition, de gravure et de collage permettent une

meilleure compréhension de la fabrication de composantes MEMS. La microfabrication MEMS ressemble en plusieurs points à la fabrication microélectronique CMOS, ce qui en fait deux technologies compatibles. Les procédés de fabrication élaborés dans le chapitre de la conception et l'élaboration d'un capteur MEMS font référence à ces techniques de base.

CHAPITRE 4

CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN CAPTEUR DE PRESSION MEMS

4.1 Introduction

Les deux premiers chapitres ont permis de présenter l'ensemble du système de mesure de la pression artérielle ainsi que les différentes techniques (instruments) présentement utilisées pour mesurer cette pression. Les informations contenues dans ces chapitres permettent de mieux comprendre les choix effectués pour la réalisation du système dans son ensemble. Afin de concevoir le système de monitoring de la pression artérielle, il est possible d'utiliser des composantes commerciales et de les faire interagir ensemble ou bien de concevoir les composantes. La conception permet d'obtenir exactement le produit qui respecte les spécifications établies. Pour ce faire, une conception rigoureuse doit être faite de façon méthodique. Cette méthode de travail permet d'obtenir une conception efficace, fiable et répétable. Aussi, s'il y a une erreur de conception, il est beaucoup plus facile de retrouver à quelle étape s'est produite cette erreur au lieu de remettre en question tout le processus de conception. Après avoir bien identifié les objectifs de la conception d'un capteur de pression, c'est-à-dire de savoir quel sera le type de pression à mesurer et la ou les plages de pression à couvrir, les différentes étapes de conception peuvent être entamées. Voici les différentes étapes utilisées pour la conception d'un capteur de pression MEMS :

- Étude théorique du déplacement d'une membrane
- Simulations pour valider la théorie
- 1^{er} dimensionnement du capteur
- Élaboration de procédés de fabrication
- 2^e dimensionnement du capteur

Ce chapitre est une présentation de ces différentes étapes de conception. Il est certain que chaque conception a ses propres demandes, mais la méthode de travail proposée s'inspire de la conception haut vers le bas (« top-down »). Chaque étape découle de la précédente et parfois une étape de rétroaction apporte les correctifs nécessaires à l'ensemble de la conception.

4.2 Conception du capteur

Comme il en a été question dans le chapitre précédent, la technologie de microfabrication permet de miniaturiser les composantes. Dans le cas du capteur de pression MEMS, cette miniaturisation est souhaitable pour obtenir des mesures directement au site récepteur, donc une meilleure précision. La conception présentée dans ce chapitre est inspirée de la méthode tonométrique. Le déplacement de la membrane est généré grâce aux pulsations de la pression artérielle. Au lieu de quantifier le déplacement de la membrane par un élément mécanique, constante de ressort par exemple, cette conception MEMS permet de transformer la pression en une valeur de capacité variable. De plus, il est à noter que la miniaturisation permet éventuellement d'intégrer la composante à l'intérieur du corps humain, donc ne plus avoir de soucis sur le positionnement et l'angle du capteur (inconvenients de la méthode tonométrique) afin d'obtenir une mesure la plus fiable possible. L'intégration dans le corps humain ne fait pas partie du premier prototype du système de monitoring. Par contre, cette intégration est tout de même prise en compte pour déterminer l'ordre de grandeur du dimensionnement du capteur.

Le capteur est très important dans ce type de système, car il joue le rôle d'interface entre le phénomène biophysique, la pression artérielle et le monde électrique. Afin d'obtenir une mesure juste de la réalité, la conception du capteur demande une attention particulière. Les formules utilisées dans ce chapitre pour l'étude théorique du déplacement d'une membrane sont tirées de l'ouvrage de Ventsel et Krauthammer (2001).

4.2.1 Étude théorique du déplacement d'une membrane

Le principe de base du fonctionnement du capteur de pression est présenté au premier chapitre. Ce principe repose sur le déplacement d'une membrane suspendue au-dessus d'une cavité. Pour que la membrane effectue un déplacement à l'intérieur de la cavité, cette dernière doit avoir une pression inférieure à celle mesurée. La figure 3 du premier chapitre montre une vue simplifiée de ce principe. Pour être certain de couvrir toute la plage de pression à mesurer, le choix d'une cavité sous vide ou très basse pression (10^{-3} mbar) est préféré. Afin d'obtenir cette basse pression, une technique de collage de gaufres (« wafer bonding ») est utilisée.

Dans le premier chapitre, les formules présentées servent au calcul du déplacement maximal d'une membrane rectangulaire ou circulaire encastree sur tout son périmètre. Afin de bien saisir les relations qui existent entre les paramètres de ces formules et ainsi être en mesure de bien voir les relations de proportionnalité, il est intéressant de faire varier les paramètres avec des données réalistes. Il est évident que ces relations de proportionnalité sont assez faciles à établir, mais avoir une idée de la valeur du déplacement ainsi engendré l'est moins. Aussi, cette variation de paramètres est intéressante pour voir les valeurs de capacité qu'il est possible d'obtenir. La formule (4.1) est une simplification (déplacement central, $a=0$) de la formule générale (4.2) du déplacement d'une membrane circulaire

$$w_{max} = \frac{3(1-\nu^2)r^4 P}{16 E t^3} \quad (4.1)$$

$$w(a) = \frac{3(1-\nu^2)r^4 P}{16 E t^3} \left[1 - \left(\frac{a}{r} \right)^2 \right]^2 \quad (4.2)$$

Où ν, r, P, E, t et a représentent respectivement le coefficient de Poisson du matériel de la membrane, le rayon de la membrane, la pression appliquée à la membrane,

le module de Young du matériel de la membrane, l'épaisseur de la membrane et la position par rapport au centre de la membrane. La formule du déplacement maximum est intéressante, car elle permet d'avoir la limite du déplacement possible engendré par une pression extérieure. Alors pour une pression donnée, l'hypothèse que la membrane se déplace de façon uniforme (de façon parallèle) est posée. Ceci entraîne que la valeur de la capacité calculée est plus grande que la capacité réelle. La formule (4.3) permet de calculer la capacité lorsque le déplacement maximal est pris en compte.

$$C = \frac{\epsilon_0 A}{(d - w_{max}) + \frac{t}{\epsilon_r}} \quad (4.3)$$

Où $\epsilon_0, A, d, w_{max}, t$ et ϵ_r représentent respectivement la permittivité du vide, l'aire de la membrane, la distance entre l'électrode du haut (membrane) et l'électrode du bas, le déplacement maximal, l'épaisseur de la membrane et la permittivité relative de la membrane. La plupart des simulateurs vont permettre de calculer la valeur réelle de la capacité en prenant en compte que la membrane se déplace de façon non uniforme (déplacement supérieur au centre comparativement au pourtour de la membrane) en respectant un patron de type parabolique. Avec la formule (4.4), il est possible de calculer cette capacité réelle. Cette formule est tout simplement une intégrale de surface en utilisant le système de coordonnées cylindriques.

$$C = \iint \frac{\epsilon_0}{(d - w(a)) + \frac{t}{\epsilon_r}} a da d\theta \quad (4.4)$$

Les formules du déplacement ne sont valables que si l'hypothèse suivante est respectée : le déplacement maximal ne doit pas dépasser la moitié de la valeur de l'épaisseur de la membrane. Cette hypothèse est utile lors de la conception du capteur. Lorsque l'épaisseur est choisie, il est possible de trouver les autres paramètres en les choisissant pour que le

déplacement maximum (pression maximale) soit égal à la moitié de cette épaisseur. Ceci constitue un bon point de départ pour la variation des autres paramètres en jeu dans l'équation du déplacement. Le deuxième élément initial concerne la pression maximale que le dispositif doit supporter. Pour être sûr que la membrane ne se cassera pas en présence de la pression ambiante, soit environ 101,3 kPa, la pression maximale choisie est de 110 kPa (825 mmHg). En se basant sur la littérature scientifique dans le domaine, il est possible de choisir des valeurs de départ pour le rayon, le coefficient de Poisson, le module de Young et l'épaisseur de la membrane. Pour ce qui est du coefficient de Poisson et du module de Young, les valeurs indiquées dans la littérature ne sont valables que pour les procédés de fabrication que les auteurs ont choisis. Les données sur les matériaux ne sont pas évidentes à trouver et surtout à valider, c'est pourquoi il faut être conscient que les résultats peuvent être sensiblement différents de ceux calculés. Avec toutes ces informations, il est possible de faire varier les paramètres pour voir l'effet de chacun sur les autres et espérer trouver une combinaison satisfaisant toutes les contraintes physiques. La figure 20 présente le déplacement de la membrane en fonction de son rayon en utilisant le silicium (Si) comme matériel. Le tableau VII montre les valeurs des autres paramètres pour cet essai.

Sur la figure 20 il est possible de voir que pour respecter l'hypothèse de départ (épaisseur égale à 3 μm , donc déplacement maximal égal à 1.5 μm), il faut un rayon maximal d'environ 130 μm . Il est évident que cette technique est loin d'être la meilleure pour sélectionner les paramètres de conception du capteur de pression, car beaucoup de possibilités s'offrent au concepteur. À part le grand éventail de possibilités, il y a aussi le ratio capacitif qui doit être considéré. Le ratio capacitif correspond au rapport entre la valeur de capacité maximale (forte pression) et la valeur de la capacité minimale (basse pression).

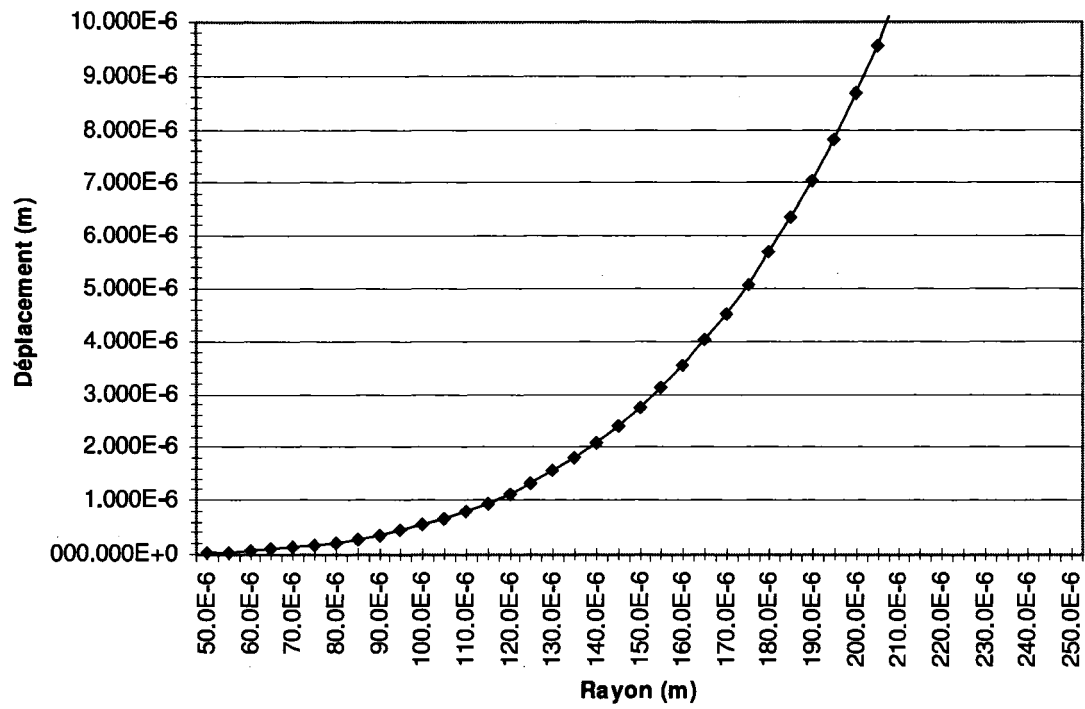


Figure 20 Variation du rayon pour une membrane de silicium

Tableau VII

Valeur des paramètres pour le déplacement en fonction du rayon

Coefficient de Poisson	0,28
Module de Young (GPa)	130
Pression (mmHg)	825
Épaisseur (μm)	3

Plus le ratio est élevé, plus il est facile de mesurer le moindre changement de pression, donc une plus grande précision. En regardant tous les paramètres interreliés qui doivent respecter diverses contraintes, il serait intéressant d'avoir une application ou une fonction pouvant calculer tous les paramètres en même temps. Une fonction d'optimisation est capable d'accomplir ce type de tâche. La fonction d'optimisation utilisée pour cette

conception consiste à minimiser les équations du calcul du déplacement en fonction de la pression (équation 4.2) et du calcul du ratio capacitif (C_{down}/C_{up}) utilisant l'équation 4.4. Les autres paramètres qui entrent en ligne de compte dans le calcul du déplacement et du ratio capacitif sont limités dans une plage d'application. Cette plage d'application correspond à une limite inférieure et à une limite supérieure respectant les contraintes physiques et les possibilités des matériaux. Le tableau VIII présente les valeurs obtenues avec cette fonction d'optimisation pour une pression maximale de 110 kPa et pour un ratio capacitif qui tend vers sept.

Tableau VIII

Paramètres obtenus à la suite d'une optimisation

Coefficient de Poisson	0,16
Module de Young (GPa)	250
Permittivité relative de la membrane	13,5
Rayon (μm)	148
Épaisseur (μm)	2.97
Distance entre les électrodes (μm)	1,48

Cette optimisation est intéressante, car elle permet de trouver l'agencement optimal entre les paramètres. Par contre, dans ce cas il n'y a aucun matériel usuel qui correspond à ces paramètres. Il est alors souhaitable, pour une deuxième version de cette fonction d'optimisation, que les paramètres soient de type discret (listes de valeurs possibles) et non en valeurs continues. Mais il n'en reste pas moins que cette fonction est très utile pour donner les valeurs de départ d'une nouvelle conception.

4.2.2 Simulations et validation

Afin d'avoir une bonne validation des comportements étudiés, il est important que les simulateurs puissent représenter les composantes avec un degré de réalisme élevé. Pour ce faire, les simulateurs 3D par éléments finis sont grandement mis à contribution. Les éléments finis sont un ensemble de volume servant à recréer la structure originale de la composante. La taille et le nombre de ces volumes peuvent être contrôlés et ceci permet d'être plus ou moins précis dans l'approximation numérique du résultat. En appliquant des conditions initiales et des conditions limites générales, le phénomène à observer (déplacement d'une membrane, propagation d'une onde électromagnétique, cassure dans une structure, etc.) est calculé de façon numérique pour chaque volume. Les volumes correspondent à un élément d'une matrice. C'est cette matrice qui est résolue de façon numérique pour trouver la solution aux équations de départ. Pour créer les volumes, différentes techniques de maillage (« meshing ») sont utilisées. La différence de ces techniques repose dans l'algorithme de calcul et dans la façon dont les volumes sont créés (4, 6, 8 noeuds par exemple). Il est facile de constater que plus le nombre de volumes est élevé, plus le calcul numérique est complexe et demandera un temps de calcul non négligeable.

Dans le cas présent, le simulateur utilisé est COSMOSWorks, un module s'intégrant avec le logiciel de conception mécanique SolidWorks. Avant de se lancer dans des simulations plus complètes, il est intéressant de savoir comment le logiciel fonctionne, quelle est la validité des résultats obtenus et quelles pourraient être les limites. Afin de vérifier le comportement du simulateur, des structures simples représentant des membranes suspendues sont utilisées. Dans un premier temps, une structure de membrane rectangulaire ($200\text{ }\mu\text{m} \times 200\text{ }\mu\text{m}$) avec une épaisseur de $2\text{ }\mu\text{m}$ a été simulée et est représentée à la figure 21. Le matériel utilisé pour cette simulation est du dioxyde de silicium (SiO_2). Le déplacement maximal théorique associé à une pression de 150 mmHg (19,998 kPa) est de $0,736\text{ }\mu\text{m}$. Le déplacement maximum obtenu par le simulateur COSMOSWorks est de $0,6\text{ }\mu\text{m}$.

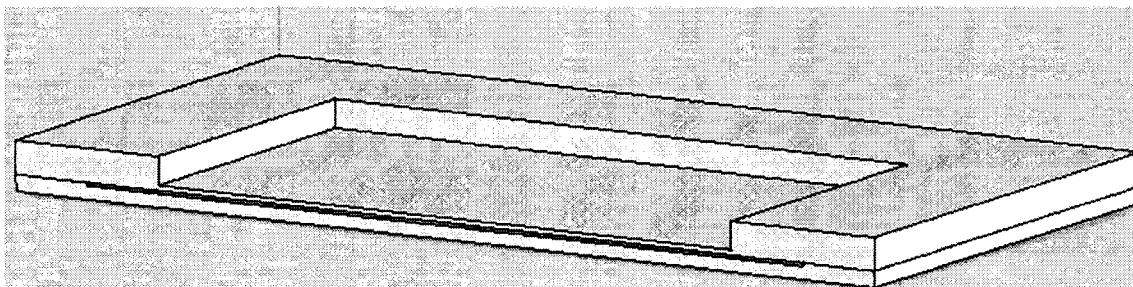


Figure 21 Structure simple d'une membrane rectangulaire suspendue (vue en coupe)

De la même façon, la simulation avec une membrane circulaire de $200\ \mu\text{m}$ de diamètre et d'une épaisseur de $2\ \mu\text{m}$ donne un déplacement maximal de $0,5082\ \mu\text{m}$ comparativement à $0,607\ \mu\text{m}$ de façon théorique. Ces différences sont relativement grandes et justifient la continuité des essais avec le logiciel. Afin de corriger ces différences, il est indiqué de se tourner sur la configuration des maillages. En utilisant une autre structure de membrane suspendue (figure 22), de dimensions $300\ \mu\text{m} \times 300\ \mu\text{m}$ et d'une épaisseur de $3\ \mu\text{m}$, le premier déplacement simulé est de $0,3409\ \mu\text{m}$. Les paramètres de configuration pour le maillage de cette première simulation sont :

- Taille des éléments : $12,3597\ \mu\text{m}$
- Tolérance : $0,617985\ \mu\text{m}$

La seconde simulation donne un déplacement de $0,3298\ \mu\text{m}$ au centre de la membrane et en prenant la configuration suivante pour le maillage :

- Taille des éléments : $5\ \mu\text{m}$
- Tolérance : $0,25\ \mu\text{m}$

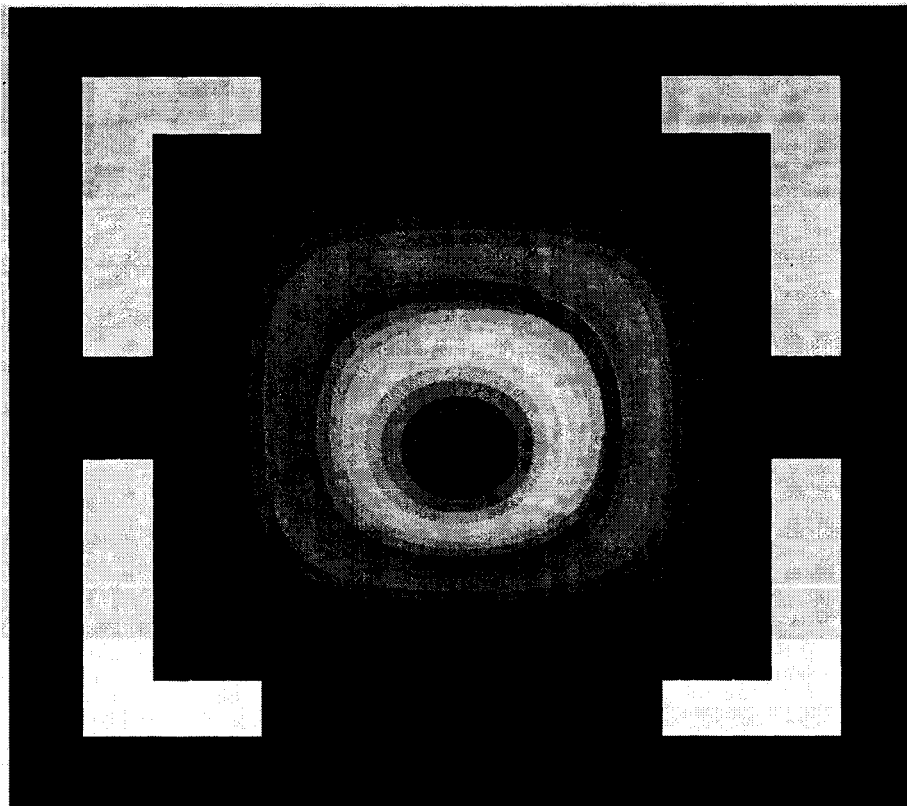


Figure 22 Seconde structure simple d'une membrane suspendue

La valeur théorique de cette deuxième structure est de $0,331 \mu\text{m}$. Il est alors possible de conclure que le logiciel COSMOSWorks représente correctement la réalité en autant que la structure soit bien maillée avec relativement un grand nombre d'éléments.

4.2.3 Dimensionnement du capteur

Après avoir fait l'étude théorique du déplacement d'une membrane et après avoir effectué des tests préalables sur la validité du logiciel de simulation 3D, il est possible d'entamer le dimensionnement du capteur de pression. Comme il a été mentionné antérieurement, le dimensionnement du capteur est fait à l'aide d'une fonction d'optimisation. Cette fonction est très utile afin de trouver les paramètres optimaux en donnant une plage de pression et un ratio capacitif à respecter. Afin que la membrane soit capable de supporter une pression atmosphérique normale ($101,3 \text{ kPa}$), il importe que le capteur soit conçu en

fonction de cette réalité. Le ratio capacitif trouvé est en relation avec la plage totale de pression, soit jusqu'à 110 kPa. Cette plage totale de pression demeure la même peu importe le dimensionnement choisi pour le capteur. La même remarque s'applique pour la plage de pression de l'application biomédicale, soit de 40 mmHg à 300 mmHg (5,33 kPa à 40 kPa). Ceci revient à dire que les pressions à mesurer ne changent pas, mais c'est le dimensionnement du capteur qui va permettre de pouvoir mieux mesurer une plage de pression ou une autre. En ayant deux plages de pression, une pour la conception et l'autre pour l'application, il est évident que le ratio capacitif ne peut pas être le même dans les deux cas. Le ratio de capacité de la plage d'application est inférieur à celui de la plage totale, alors il est important que l'étage de conversion de cette capacité soit conçu en conséquence. L'unité de conversion doit être capable de détecter le changement de capacité minimal (précision voulue) dans la plage biomédicale d'intérêt biomédical.

Les dimensions de la première conception se retrouvent dans le tableau VIII. Avec ces dimensions, la variation de la capacité passe de 358 fF à 2,66 pF pour la couverture de la plage totale de pression. Pour la plage de pression de l'application, la capacité du capteur varie entre 374 fF à 523 fF pour un ratio capacitif d'environ 1,4 et une précision d'environ 1,75 mmHg/fF. La figure 23 montre l'allure complète du capteur de pression suite à ce premier dimensionnement.

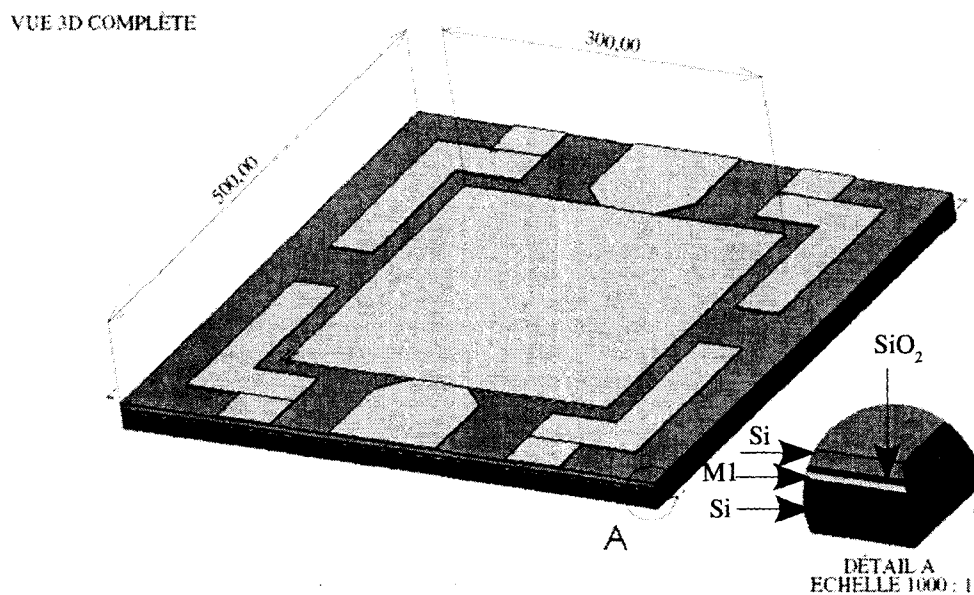


Figure 23 Première version du capteur de pression (membrane rectangulaire)

Le grand carré au centre, sur la couche supérieure, représente la surface métallique (métal2) de la membrane. La vue détaillée (figure 23) de la disposition des couches montre du haut vers le bas, la membrane (Si), le support de la membrane (SiO_2), la couche métal 1 (électrode du bas) et le support du capteur (Si). La figure 24 est une vue de coupe au centre du capteur afin de bien voir la membrane et la cavité.

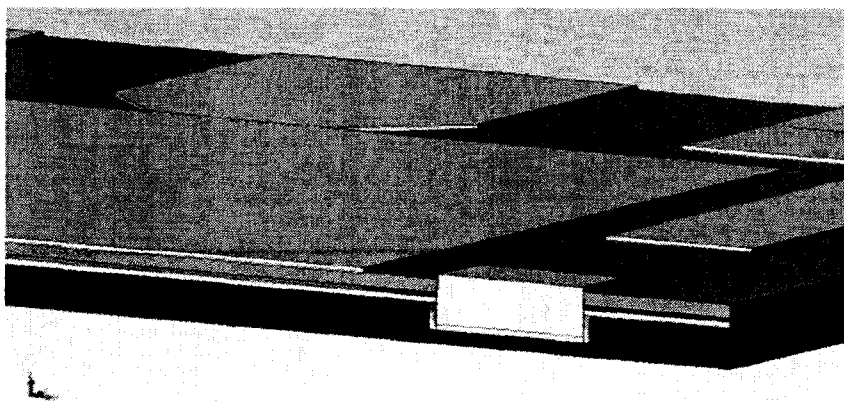


Figure 24 Vue en coupe du capteur de pression (première version)

La première conception a été faite avant de commencer les démarches de l'élaboration du procédé de fabrication. Par conséquent, la première version n'est pas tout à fait au point avec les procédés disponibles au laboratoire de microfabrication. Après avoir consulté les possibilités du laboratoire ainsi que la disponibilité du matériel, une deuxième version du dimensionnement est élaborée.

Cette deuxième conception utilise une gaufre de type SOI. Ce type de gaufre est un assemblage (collage) de deux gaufres de silicium séparées par une couche d'oxyde de silicium. Après le collage, la gaufre du dessus est amincie pour créer une couche de Si d'une épaisseur connue. La structure finale d'une gaufre SOI est présentée à la figure 25. La couche supérieure (Si) de cette gaufre sert de membrane pour le capteur de pression. Avec cette nouvelle contrainte, il est important de constater que la conception va dépendre de l'épaisseur de cette couche supérieure du SOI. Après vérification avec un fournisseur de gaufres SOI, la plus petite épaisseur de la couche supérieure disponible était de $5\text{ }\mu\text{m}$. En reprenant la fonction d'optimisation avec les nouvelles contraintes (épaisseur de la membrane \leftrightarrow distance entre les électrodes) et en limitant les paramètres (module de Young, coefficient de Poisson et constante diélectrique) à des données réalistes du silicium (Rebeiz, 2003), il est possible de trouver les nouvelles dimensions du capteur (tableau IX).

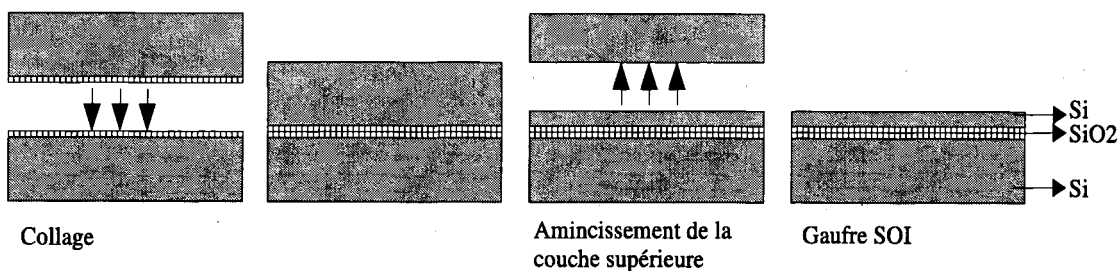


Figure 25 Fabrication d'une gaufre SOI

Tableau IX

Seconde version du dimensionnement du capteur de pression

Coefficient de Poisson	0,28
Module de Young (GPa)	130
Permittivité relative de la membrane	11,9
Rayon (μm)	215
Épaisseur (μm)	5
Distance entre les électrodes (μm)	2,5

Ces nouvelles dimensions provoquent une variation de la capacité de 444 fF à 3,06 pF pour la plage totale et une variation de 459 fF à 639 fF (ratio capacitif de 1,39) pour la plage d'application. La précision de cette variation est de 1,44 mmHg/fF. La figure 26 montre un aperçu du capteur avec les nouvelles dimensions en utilisant le deuxième procédé de fabrication présenté à la section 4.2.4. La prochaine figure (figure 27) montre la vue en coupe du capteur. À la section suivante, il est possible de voir cette même vue en coupe (figure 29) en regardant le deuxième procédé de fabrication. Il est à noter que le SiO_2 de la gaufre SOI est complètement retiré par gravure afin de déposer une couche métallique directement sur la membrane de Si .

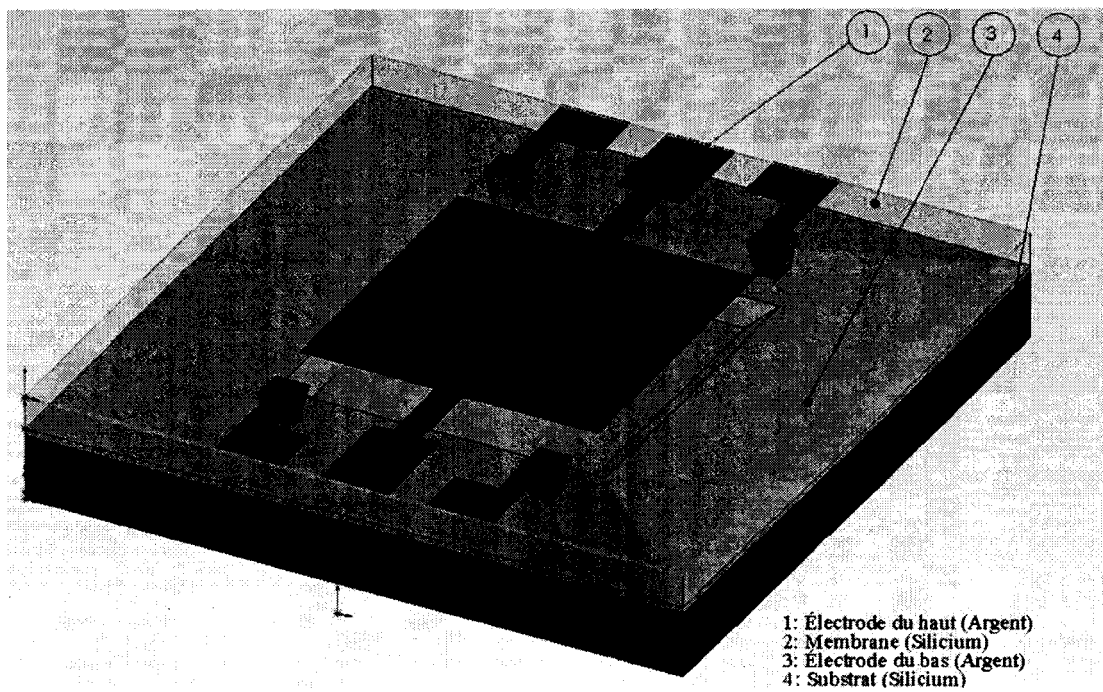


Figure 26 Deuxième version du capteur de pression (membrane rectangulaire)

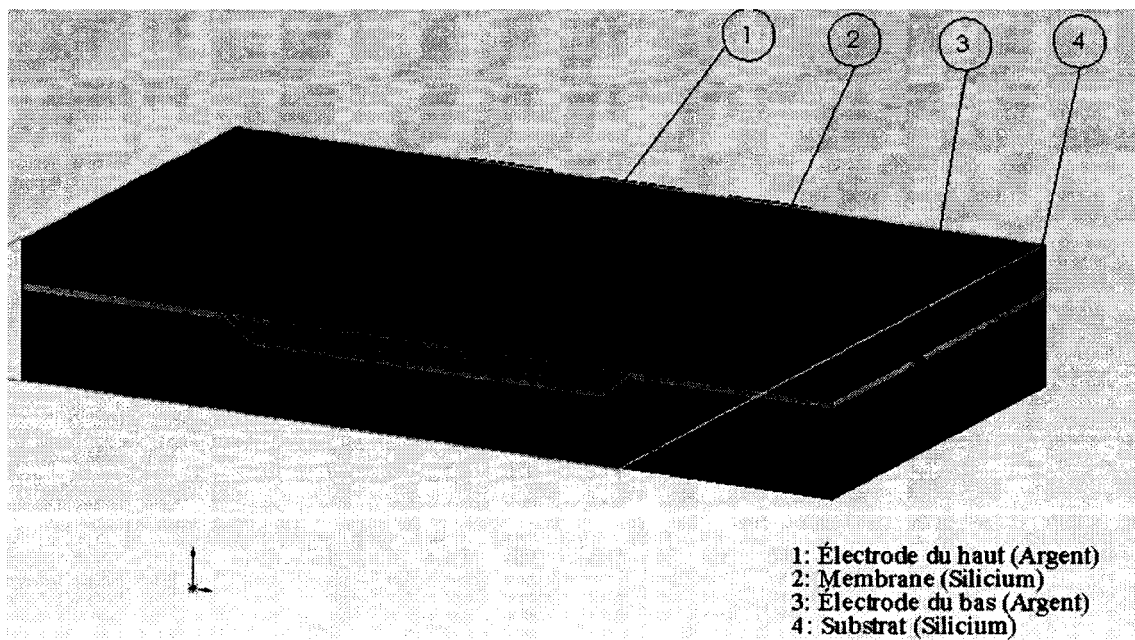


Figure 27 Vue en coupe du capteur de pression (deuxième version)

Cette deuxième conception est beaucoup plus proche de la réalité, car elle a été faite en regardant les possibilités de fabrication ainsi que la disponibilité de certains matériaux du laboratoire de microfabrication.

Avec cette conception, il a été intéressant de pousser l'analyse des forces pouvant affecter le déplacement de la membrane. À part la pression qui agit sur la membrane, la gravité ainsi que la force électrique équivalente à la tension appliquée aux bornes du capteur peuvent provoquer un déplacement. L'unité de conversion consiste en un circuit oscillateur et est présentée au prochain chapitre. Ce circuit charge et décharge la capacité du capteur et, par la même occasion, provoque une variation de la fréquence de sortie. Alors, en prenant en compte une variation aux bornes du capteur de 0,65 V à 1,15 V (tensions V_{Cmin} et V_{Cmax} : chapitre 5), il est intéressant de voir si cette tension provoque un déplacement de la membrane. Cette interrogation est justifiée, car de façon générale, l'actionnement de capacités variables MEMS se fait à l'aide d'une tension DC. Le tableau X montre l'effet de la force électrique sur le déplacement de la membrane en fonction des différentes pressions appliquées à la membrane permettant de couvrir la plage totale. La force électrique est calculée à l'aide de la formule 4.5 (Ventsel et Krauthammer, 2001) et en relation avec l'équation 4.4. La tension V est appliquée aux bornes de la capacité.

$$F_e = \frac{1}{2} V^2 \frac{dC}{dd} \quad (4.5)$$

Les valeurs P_e représentent la pression équivalente à la force électrique (F_e). La colonne erreur représente la quantification du déplacement causé par la force électrique par rapport au déplacement causé par la pression. Cette étude est intéressante pour confirmer que les tensions appliquées aux bornes de la capacité du capteur n'affectent pas ou très peu le déplacement de la membrane. Pour ce qui est de la gravité, les simulations 3D indiquent qu'elle n'a pas beaucoup d'influence sur le déplacement (même ordre de grandeur que l'effet de la force électrique). Le dimensionnement du capteur et

l'élaboration du procédé de fabrication se font conjointement pour avoir la meilleure conception possible. Cette conception tient compte à la fois des comportements mécaniques/électriques et de la réalité de la fabrication.

Tableau X

Effet de la force électrique sur le déplacement de la membrane

Pression appliquée à la membrane (Pa)						
0 (0mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	2.500E-6	31.853E-9	219.341E-3	4.984E-12	000.000E+0	---
1	2.500E-6	75.391E-9	519.151E-3	11.796E-12	000.000E+0	---
1.15	2.500E-6	99.705E-9	686.577E-3	15.600E-12	000.000E+0	---
Pression appliquée à la membrane (Pa)						
2.67E+03 (20mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	2.439E-6	33.219E-9	228.747E-3	5.198E-12	60.667E-9	0.00009
1	2.439E-6	78.624E-9	541.414E-3	12.302E-12	60.667E-9	0.00020
1.15	2.439E-6	103.981E-9	716.019E-3	16.269E-12	60.667E-9	0.00027
Pression appliquée à la membrane (Pa)						
1.00E+04 (75mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	2.273E-6	37.455E-9	257.917E-3	5.860E-12	227.219E-9	0.00003
1	2.273E-6	88.650E-9	610.454E-3	13.871E-12	227.219E-9	0.00006
1.15	2.273E-6	117.240E-9	807.326E-3	18.344E-12	227.219E-9	0.00008
Pression appliquée à la membrane (Pa)						
2.00E+04 (150mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	2.046E-6	44.676E-9	307.642E-3	6.990E-12	454.438E-9	0.00002
1	2.046E-6	105.742E-9	728.146E-3	16.545E-12	454.438E-9	0.00004
1.15	2.046E-6	139.843E-9	962.973E-3	21.881E-12	454.438E-9	0.00005
Pression appliquée à la membrane (Pa)						
2.67E+04 (200mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	1.894E-6	50.719E-9	349.256E-3	7.936E-12	605.992E-9	0.00001
1	1.894E-6	120.045E-9	826.641E-3	18.783E-12	605.992E-9	0.00003
1.15	1.894E-6	158.760E-9	1.093E+0	24.840E-12	605.992E-9	0.00004
Pression appliquée à la membrane (Pa)						
1.10E+05 (825mmHg)						
Tension Vc (V)	Gap (μm)	Fe (N)	Pe (Pa)	Déplacement p/r Fe (m)	Déplacement p/r P (m)	Erreur (%)
0.65	593.484E-12	1.534E-6	10.565E+0	240.054E-12	2.499E-6	0.00010
1	593.484E-12	3.631E-6	25.006E+0	568.174E-12	2.499E-6	0.00023
1.15	593.484E-12	4.802E-6	33.070E+0	751.411E-12	2.499E-6	0.00030

4.2.4 Procédés de fabrication

Indépendamment du dimensionnement du capteur de pression, le capteur peut être du type absolu ou relatif. Le procédé de fabrication détermine de quel type est le capteur. Un capteur de pression absolu mesure la pression en référence à une pression connue, par exemple la pression atmosphérique. La pression de référence demeure la même pour toutes les mesures effectuées avec ce type de capteur, car la pression de référence est emprisonnée dans la cavité. Le capteur de pression relatif détermine la différence de pression qui existe entre la pression de part et d'autre d'une membrane. Une de ces deux pressions peut être une pression de référence, mais n'est pas obligatoirement la même à chaque lecture. Par contre, cette façon de lire la pression n'est pas avantageuse si c'est la valeur de la pression à mesurer qui importe et non la différence. En pensant que le système de monitoring sans fil de la pression artérielle se retrouve à l'intérieur du corps humain et qu'il est difficile de prévoir les valeurs de pression qui peuvent servir de référence, il est juste d'élaborer un procédé de fabrication pour un capteur absolu. Puisqu'il y a des pressions relativement basses à mesurer, quelques mmHg, il importe d'avoir une cavité très basse pression servant de pression de référence au capteur.

Dans la littérature, il existe plusieurs articles qui discutent de la façon de fabriquer un capteur de pression. Ces articles peuvent être un bon point de départ pour l'élaboration du procédé. Cependant il faut être conscient que certaines techniques de fabrication présentées dans ces articles ne sont pas toutes disponibles au Laboratoire de microfabrication *NanoTools*. Il arrive parfois qu'il soit difficile de reproduire exactement le même procédé. Les articles de Chatzandroulis, Tsoukalas et Neukomm (2000) ainsi que les articles de Akar, Akin et Najafi (2001) sont de bons exemples de la fabrication d'un capteur de pression absolu en technique MEMS. Après avoir consulté les possibilités du Laboratoire *NanoTools* de l'Université McGill, la première version du procédé de fabrication est conçue. Voici une présentation de ce premier procédé. Seulement les étapes importantes sont présentées ainsi que l'allure de la structure finale (figure 28).

Première version

1. Gaufre A

a) Masque pour le dopage

- Dépôt de SiO_2 (oxydation thermique)
- Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 1/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du SiO_2 (humide : HF)

b) Création de l'électrode du bas

- Dépôt du dopant de type P (Borofilm 100)
- Croissance du dopant de type P

c) Création de la cavité (épaisseur 2,5 μm) par dépôt

- Dépôt de SiO_2 (oxydation thermique)
- Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 2/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du SiO_2 (humide : HF)

2. Gaufre B

- a) Utilisation d'une gaufre SOI ayant une couche de Si supérieure de 5 μm

3. Gaufre A + Gaufre B

- a) Collage direct Si à Si

- b) Gravure du Si (humide : TMAH)

c) Création des points d'accès pour l'électrode du bas

- Déposition de la résine photosensible/ Exposition du masque 3/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du SiO_2 / Gravure du Si / Gravure du SiO_2 (humide : HF et TMAH)

d) Métallisation des points d'accès et de la membrane

- Déposition du métal (électrode du haut)
- Déposition de la résine photosensible/ Exposition du masque 4/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du métal (humide ou sèche)



Figure 28 Premier procédé de fabrication du capteur de pression

Le nitrure de silicium (Si_3N_4) est souvent employé pour créer la cavité à la place de l'oxyde de silicium. Par contre, ce type de déposition n'est pas disponible dans le Laboratoire *NanoTools*. La surface de silicium dopé sert de surface conductrice pour créer l'électrode du bas. Une couche métallique n'aurait pas pu être utilisée, car la croissance d'oxyde servant à former la cavité se fait à une température (1100 °C) supérieure aux températures de fusion de certains métaux utilisés au laboratoire de microfabrication. L'argent et l'aluminium, par exemple, ont des températures de fusion d'environ 962 °C et 660 °C respectivement. Certains autres métaux disponibles au laboratoire de microfabrication, tels le chrome et le titane, ont des températures de fusion supérieures à celle d'une croissance d'oxyde mais n'offrent pas de bonnes propriétés électriques pour former une couche conductrice.

En révisant le premier procédé de fabrication et en commençant à calculer certains temps de fabrication, il y a certaines choses à améliorer pour diminuer le temps de fabrication et pour augmenter la fiabilité du procédé. La croissance d'oxyde sur une épaisseur de 2.5 μm peut prendre une trentaine heures. Ainsi en ce qui concerne le dopage, il n'est pas évident de créer une région précise avec une certaine concentration. Certains tests préliminaires viennent montrer que la délimitation du dopage est dure à effectuer. L'oxydation thermique qui suit l'étape du dopage provoque un déplacement des charges mobiles (Reyes, El-Ghazaly, Dorn, Dydyk, Schroder et Patterson, 1996). Ce déplacement de charges peut créer une fine couche conductrice sur toute la surface et vient ainsi détruire le patron qui a été créé avec le dopage. Il est intéressant de voir si un autre procédé peut s'avérer plus avantageux côté facilité et temps de fabrication. La figure 29 présente l'allure de la structure finale du deuxième procédé.

Deuxième version

1. Gaufre A

a) Création de la cavité (2,5 μm) par gravure

- Dépôt de SiO_2 par oxydation thermique (oxyde présent partout)
- Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 1/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du SiO_2 supérieur (humide : HF)
- Gravure du Si (humide : TMAH)

b) Création de l'électrode du bas

- Dépôt du métal (aluminium)
- Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 2/ Gravure sélective de la résine
- Gravure du métal (humide ou sèche)

2. Gaufre B

- a) Utilisation d'une gaufre SOI ayant une couche de Si supérieure de $5\ \mu m$

3. Gaufre A + Gaufre B

- a) Collage de type eutectique (Métal-à-Silicium)
- b) Gravure du Si (humide : TMAH)
- c) Création des points d'accès pour l'électrode du bas
 - Déposition de la résine photosensible/ Exposition du masque 3/ Gravure sélective de la résine
 - Gravure du SiO_2 / Gravure du Si / Gravure du SiO_2 (sèche : RIE)
- d) Métallisation des points d'accès et de la membrane
 - Déposition du métal (aluminium)
 - Déposition de la résine photosensible/ Exposition du masque 4/ Gravure sélective de la résine
 - Gravure du métal (humide ou sèche)



Figure 29 Deuxième procédé de fabrication du capteur de pression

Dans le deuxième procédé, l'élément le plus susceptible d'être un challenge est le collage eutectique entre un métal et le silicium. Tout comme le premier procédé, cette

fabrication utilise des matériaux courants pour éviter d'avoir trop d'inconnus dans la procédure. Suite à des discussions avec les ingénieurs de la compagnie EVG, fabricant de la machine servant au collage de gaufre, il serait difficile de réaliser un bon collage eutectique entre les métaux envisagés et le silicium. Ceci est dû à l'impossibilité d'atteindre les bonnes températures, par exemple 577 °C pour un collage $Al-Si$ et 837 °C pour un collage $Ag-Si$. Vu que la machine est limitée à une température de 550 °C, le collage eutectique n'est pas parfait. L'élaboration des deux premières versions est faite avant même d'avoir effectué les premiers tests préliminaires dans le laboratoire. La troisième version consiste à utiliser un mélange des deux premiers procédés. La structure de la deuxième version est conservée en prenant une couche de silicium dopé à la place de la couche métallique pour l'électrode du bas. La figure 30 présente l'aspect final de la structure.

Troisième version

1. Gaufre A

- a) Création de la cavité (2,5 μm) par gravure
 - Dépôt de SiO_2 (oxydation thermique)
 - Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 1/ Gravure sélective de la résine
 - Gravure du SiO_2 (humide : HF)
 - Gravure du Si (humide : TMAH)
- b) Création de l'électrode du bas
 - Dépôt du dopant de type P (Borofilm 100)
 - Croissance du dopant de type P

2. Gaufre B

- a) Utilisation d'une gaufre SOI ayant une couche de Si supérieure de $5\ \mu m$

3. Gaufre A + Gaufre B

- a) Collage direct Si à Si
- b) Gravure du Si (humide : TMAH)
- c) Création des points d'accès pour l'électrode du bas
 - Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 3/ Gravure sélective de la résine
 - Gravure du SiO_2 / Gravure du Si / Gravure du SiO_2 (sèche :RIE)
- d) Métallisation des points d'accès et de la membrane
 - Dépôt du métal (aluminium)
 - Dépôt de la résine photosensible/ Exposition du masque 4/ Gravure sélective de la résine
 - Gravure du métal (humide ou sèche)



Figure 30 Troisième procédé de fabrication du capteur de pression

Certains tests préliminaires sont intéressants à réaliser pour confirmer la fonctionnalité des divers procédés de fabrication élaborés. L'utilisation du dopage et du collage de gaufres sont les deux éléments les plus intéressants à tester, car le reste des procédés (dépôt de résine, dépôt de métal, gravure de métal, etc.) sont des techniques de fabrication maîtrisées et documentées. Le premier test a pour objectif de vérifier si le

collage entre une gaufre de silicium dopé et une de silicium non dopé peut se faire sans trop d'ajustement par rapport à la procédure habituelle de collage entre deux gaufres de silicium non dopé. Pour ce test, deux gaufres standards sont utilisées. Sur la première, une couche de solution dopante a été déposée selon la procédure documentée et mise dans le four pour effectuer la croissance du dopage. Par la suite, en utilisant la procédure déjà existante d'un collage direct Si à Si les deux gaufres sont collées ensemble. Afin de vérifier la qualité du collage, il est possible d'utiliser une caméra infrarouge. La figure 31 montre le résultat de ce premier test préliminaire.

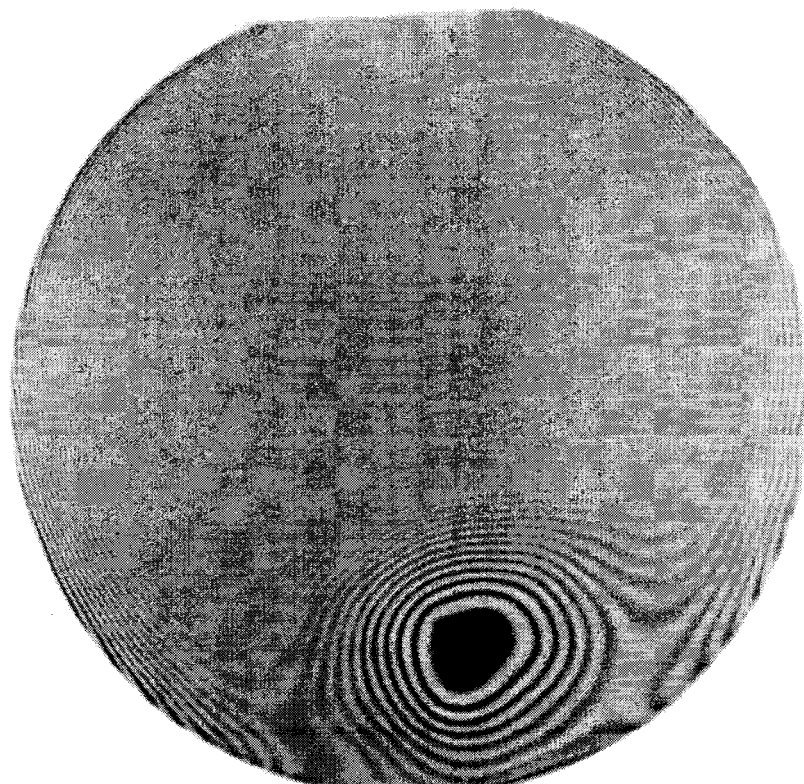


Figure 31 Vérification de la qualité d'un collage direct Si dopé à Si non dopé

Un collage de bonne qualité se voit par une uniformité de l'image infrarouge. La présence des zones de turbulence ou vortex indique la propagation du collage. La tache

foncée signifie qu'à cet endroit il n'y a pas eu de collage dû à une interférence quelconque (poussière, résidu) entre les deux substrats. En ne tenant pas compte de cette tache foncée, le collage est en voie d'être réalisé au complet, car les vortex sont quasi effacés sur le reste de la surface. Pour l'application d'un capteur de pression avec une cavité à basse pression, il est important d'avoir un collage parfait afin de pouvoir garder ce « vide ». La présence de résidus affectant la qualité du collage peut faire fuir la cavité et le capteur ne peut plus fonctionner adéquatement.

Le deuxième test préliminaire concerne le dopage du silicium afin de créer une surface la plus conductrice possible. En utilisant la technique présentée au chapitre précédent, il est possible de mesurer la résistivité de la couche dopée ainsi créée. Selon le fabricant, pour une gaufre de six pouces, la quantité de solution *Borofilm 100* doit être d'environ 50 ml. En comparaison avec les quantités de résine appliquées, environ 3 ml, la quantité de solution dopante semble très élevée. Par contre, il est intéressant de faire le test de l'effet de la quantité de solution dopante sur la résistivité de la couche dopée. Rappelons que, de façon générale, ce type de solution est utilisé pour créer des structures dopées avec une certaine profondeur, tel un transistor. Pour la présente application, seulement la conductivité de la surface est souhaitée, donc il ne doit pas y avoir d'effet en changeant la quantité de *Borofilm 100* sur la mesure de la résistivité. Trois gaufres sont utilisées pour ce test : la gaufre n°1 reçoit une quantité de 3 ml, la gaufre n°2 reçoit une quantité de 10 ml et la gaufre n°3 reçoit la quantité nominale de 50 ml. La figure 32 présente les zones de mesure de la résistivité et le tableau XI montre les valeurs ainsi obtenues. En regardant ces résultats préliminaires, la quantité de solution dispensée n'a pas d'effet sur la résistivité de la surface dopée.

Tableau XI

Mesure de la résistivité sur les gaufres de silicium

Gaufre	Zones de mesure de la résistivité (Ω/\square)		
	A	B	C
<i>n°1</i>	7.55	5.63	7.92
<i>n°2</i>	7.65	5.81	7.18
<i>n°3</i>	8.30	5.88	8.30

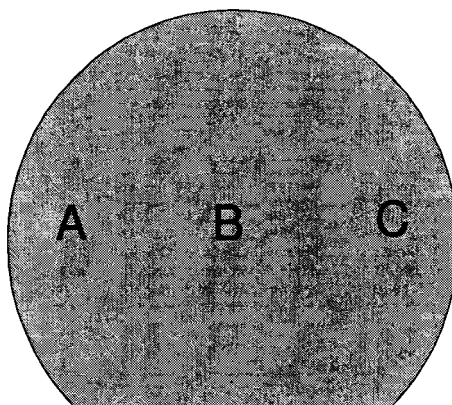


Figure 32 Zones de mesure de la résistivité

Par la même occasion, ces résultats montrent que la résistivité ne semble pas uniforme sur toute la surface de la gaufre. Pour corriger ce problème, il faut revoir le protocole de déposition de la solution *Borofilm100*. Cette solution est sans doute plus capricieuse que certaines et par conséquent plus sensible à une application manuelle et aux différentes vitesses de rotation lors du processus de déposition.

Il est certain qu'il faut approfondir ces différents tests pour s'assurer que les procédures de collage et de dopage sont optimum pour la conception du capteur de pression.

4.3 Conception de capacités fixes

Les différents tests préliminaires permettent de voir que les procédés de fabrication du capteur de pression MEMS ne sont pas tous au point. Afin de pouvoir tester le système de monitoring de la pression artérielle, il faut trouver une solution qui va remplacer le capteur de pression et qui se fabrique aisément avec le matériel du laboratoire de microfabrication. La fabrication de capacités à plaques parallèles fixes est la solution parfaite. Les techniques pour cette fabrication consistent de façon sommaire à :

- i. déposer/graver un 1^{er} métal
- ii. déposer un diélectrique
- iii. déposer/graver un 2^e métal

L'annexe 1 présente cette dernière procédure de fabrication de façon détaillé. La figure 33 présente la vue en coupe des capacités fixes à plaques parallèles. Le dimensionnement de ces capacités est fait en prenant la formule (4.6) de la valeur d'une capacité à plaque parallèle.

$$C_{\text{plaque parallele}} = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d_0} \quad (4.6)$$

Où ϵ_0 , ϵ_r , A , d_0 et d_0 représentent respectivement la permittivité du vide, la permittivité relative du diélectrique, l'aire d'une plaque et la distance séparant les deux plaques.

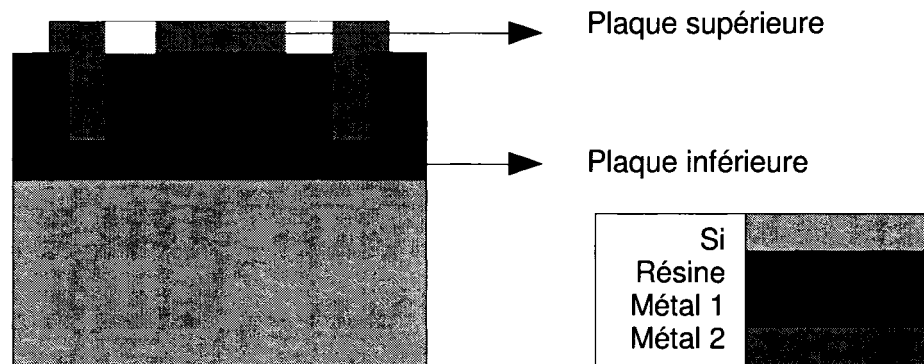


Figure 33 Vue en coupe d'une capacité fixe

En prenant la plage de valeurs capacitives 467 fF à 925 fF de la conception du capteur de pression MEMS, il est possible de dimensionner les capacités fixes. En ayant les valeurs de capacité, de la permittivité du vide et de la permittivité relative de la résine ($\epsilon_r \approx 2,9$) il ne reste plus qu'à déterminer la distance séparant les deux plaques ainsi que la dimension de ces dernières. Les procédés relatifs à la résine, disponibles au laboratoire de microfabrication, permettent de déposer une épaisseur de 1.4 μm ou 2.0 μm ce qui représente la distance séparant les plaques de la capacité. Le tableau XII montre les différentes dimensions pour des capacités à plaque rectangulaire ou circulaire. Les valeurs de capacité choisies correspondent aux limites inférieure et supérieure de la plage, à la valeur centrale ainsi qu'à deux autres valeurs prises au hasard. Cette couverture en capacité permet de bien tester le module suivant en émulant la présence du capteur de pression.

Tableau XII

Dimensionnement des capacités fixes

Capacité (pF)	Dimension plaque rectangulaire (μm)		Diamètre plaque circulaire (μm)	
	$d_0 = 1,4 \mu\text{m}$	$d_0 = 2,0 \mu\text{m}$	$d_0 = 1,4 \mu\text{m}$	$d_0 = 2,0 \mu\text{m}$
0,467	160	191	180	216
0,657	189	226	214	256
0,925	225	268	254	302
0,550	173	207	195.4	234
0,725	199	238	224	268

4.4 Conclusion

Une fabrication prématurée est utile afin de pouvoir confirmer les modèles de simulation avec des données réelles. Cette façon de faire est surtout utile lorsque l'historique des conceptions est quasi inexistant. En recueillant des données de fabrication, il est possible de bonifier la seconde génération de conception. Certaines données physiques/mécaniques peuvent être maintenant mesurées et alors venir confirmer ou infirmer les données de simulation. Au fur et à mesure que la fabrication avance, il est possible de corriger le procédé de fabrication en tenant compte des problèmes qui surviennent.

Toute bonne conception débute avec une étude théorique des phénomènes en jeu. Le déplacement d'une membrane suspendue, qu'elle soit rectangulaire ou circulaire, est représenté par des équations relativement simples. Les simulateurs par éléments finis permettent de modéliser la structure à l'essai en créant un maillage et en appliquant certaines contraintes (déplacements imposés) pour les différents calculs. Le déplacement est produit par une pression appliquée sur la membrane. Tant que les premiers résultats ne sont pas disponibles en pratique, les résultats de simulation sont utilisés pour la

conception des autres modules du système. En ayant une idée de la plage de capacité que le capteur est apte à couvrir, il est possible d'établir les spécifications pour le module de conversion de la capacité en une fréquence variable qui est présentée au prochain chapitre. La conception de capacités fixes permet d'avoir facilement une composante pour le test du système global avec le convertisseur. En plus, comme ces capacités sont de dimensions semblables au capteur de pression MEMS, l'intégration avec la section microélectronique se fait de la même façon. Les différentes procédures d'intégration et de tests du système de monitoring de la pression artérielle sont présentées au chapitre des résultats. Avant de passer aux différentes mesures des composantes majeures du système, la conception du convertisseur Capacité-à-Fréquence est présentée au prochain chapitre.

CHAPITRE 5

CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN CONVERTISSEUR CAPACITÉ-À-FRÉQUENCE EN TECHNOLOGIE CMOS

5.1 Introduction

Comme mentionné au premier chapitre, le rôle d'une unité de conversion est de transformer un signal difficilement quantifiable en une métrique plus facilement interprétable. Les comportements physiques, chimiques, biologiques, tous ceux qui touchent le monde extérieur¹ sont mesurables de façon continue dans le temps, c'est-à-dire que leur état change constamment en fonction du temps de mesure qui avance. Ces comportements sont difficilement quantifiables de façon directe et l'utilisation d'un convertisseur est inévitable. L'électronique et surtout la microélectronique fonctionnent surtout avec des signaux discrets qui ont une valeur fixe à un temps bien précis (échantillonnage). Les signaux discrets ou numériques possèdent plusieurs avantages sur les signaux analogiques pour ce qui est des systèmes à haute vitesse. Par contre, pour les systèmes à plus basse vitesse, les convertisseurs peuvent tout aussi bien transformer le signal d'entrée en un signal analogique ou bien en un signal numérique. Le choix du type de conversion est souvent fait en prenant en compte les autres sous-systèmes entourant le convertisseur.

La technologie CMOS choisie pour la fabrication de l'unité de conversion est entièrement compatible avec la technologie des MEMS (Dimitropoulos, Kachris, Karampatzakis et Stamoulis, 2005). Les deux technologies reposent à la base sur les techniques de photolithographie. L'exposition des masques de fabrication permet de transférer les vues de dessus des structures voulues sur le substrat utilisé. Par la suite, il y a déposition et/ou gravure de matériel pour ainsi reproduire la structure en trois

¹ Le monde extérieur signifie tous les phénomènes pouvant se produire en dehors d'une boîte noire qui pourrait être par exemple une unité de conversion.

dimensions. En ayant une parfaite compatibilité entre les deux technologies, il est possible de fabriquer un circuit monolithique qui permet d'intégrer sur la même puce tous les sous-systèmes. Dans la première version de l'unité de conversion, cette intégration sur une même puce n'est pas prévue et donc certaines considérations de compatibilité ne sont pas à tenir en compte.

La conception d'un circuit microélectronique en technologie CMOS requiert plusieurs étapes et parfois plus d'une itération afin de rencontrer les spécifications. La sélection du type de convertisseur est la première étape de la conception. La seconde étape est l'étude théorique du fonctionnement du circuit afin de voir s'il est en mesure de répondre aux diverses spécifications. La troisième étape se situe au niveau du dimensionnement des transistors pour respecter les tensions et les courants fixés au préalable. Ensuite, il est possible d'effectuer diverses simulations sur le circuit afin de vérifier son comportement avec divers stimulus. Pour terminer, la topologie du circuit est réalisée en respectant les règles de fabrication du fabricant de microélectronique.

5.2 Conception du convertisseur

L'article de Ylimaula, Aberg, Kiihamaki et Ronkainen (2003) a servi de base pour la sélection du type de circuit à utiliser pour l'étage de conversion du projet. Dans ce papier, il est question d'un circuit de conversion réalisé avec le principe d'un oscillateur à relaxation. Ce type de circuit est grandement utilisé et le fonctionnement repose sur les cycles de charge et de décharge de la capacité afin de faire alterner la tension à la sortie. La valeur de la capacité détermine la fréquence des alternances de la tension de sortie. C'est pourquoi le convertisseur est du type Capacité-à-Fréquence. La figure 34 montre le circuit tel que présenté dans cet article.

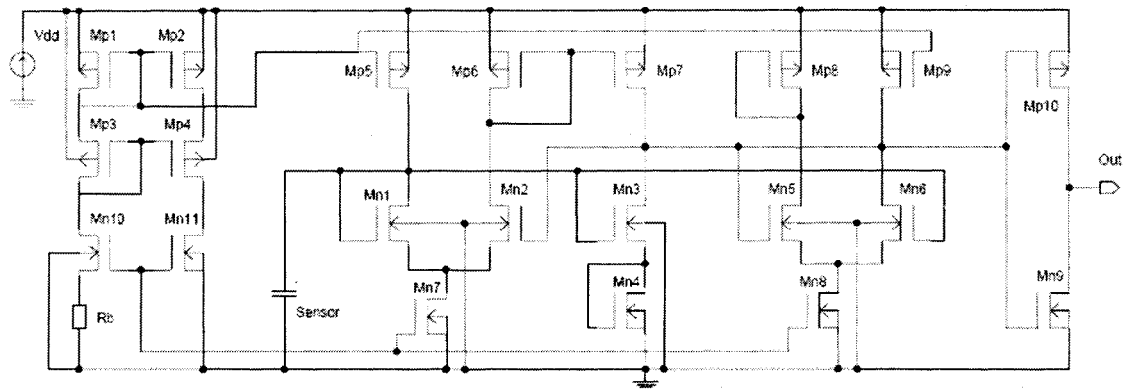


Figure 34 Circuit de référence pour la conception du convertisseur
(Tiré de Ylimaula, Aberg, Kiihamaki et Ronkainen, 2003)

Il est entendu que la capacité variable dans ce circuit est en fait le capteur de pression MEMS. Ainsi, le signal d'entrée du convertisseur est la valeur de la capacité du capteur qui correspond à la pression artérielle mesurée. Cette valeur est par la suite transformée en un signal de forme carrée et de fréquence variable. Pour une première version, le signal de fréquence variable est directement utilisé pour transmettre, sans fil, l'information de la pression à une unité externe. L'unité de conversion joue un rôle primordial, car sans ce bloc il n'est pas pensable d'utiliser directement l'information du capteur de pression. La conversion est absolument nécessaire pour quantifier la valeur de la capacité.

5.2.1 Étude théorique du fonctionnement du circuit

Pour le présent projet, le circuit de la figure 34 est une référence, mais certains changements ont été apportés. Par exemple, la section responsable de fournir une référence de tension stable (transistors complètement à gauche) pour le reste du circuit est remplacée par un circuit de polarisation de type « Bandgap ». Par contre, cette section du convertisseur n'est utilisée que lors de la phase des simulations, car au moment de l'étape de la topologie il était impensable d'utiliser un amplificateur opérationnel idéal. Il aurait alors fallu optimiser cet amplificateur afin de retrouver le même rendement

qu'avec la version idéale. De plus, le temps de conception de la topologie est contraint à l'échéancier de la CMC. Pour remplacer cette section, une tension de référence externe est utilisée. La valeur de cette tension correspond exactement à la valeur que le circuit de polarisation offre comme référence au convertisseur.

Le circuit de polarisation (figure 35) permet d'obtenir une tension de référence la plus stable possible peu importe les variations de l'alimentation et les changements en température. Ce circuit de polarisation ne fonctionne que s'il y a une différence entre les tensions de drain des transistors $Mp1$ et $Mp2$, la boucle de rétroaction (ampli-op idéal) ajuste la tension des grilles afin d'égaliser les tensions de drain. La compensation en température est assurée par les jonctions des transistors bipolaires $Q1$ et $Q2$. Ces transistors sont connectés en mode diode et leur jonction est sensible aux variations de température. Le but est de trouver la combinaison optimale de $R1$ et $R2$ pour être le moins variable en température. Le détail du calcul du circuit de polarisation n'est pas démontré dans ce rapport, car cette section est remplacée par une tension de référence externe.

La figure 36 représente proprement dit la section d'oscillateur du convertisseur CMOS. De façon simple, le principe du circuit est de détecter (contrôler) les tensions de charge et de décharge d'un élément capacitif (capteur MEMS) et de faire alterner la tension de sortie en suivant les cycles de charge et de décharge de la capacité C_s .

De manière plus précise, le fonctionnement de l'oscillateur comporte trois phases : l'initialisation, la charge et la décharge. Dans la phase d'initialisation, le point important est que la capacité C_s doit être déchargée ($V_{Cs} = 0$) pour que le circuit fonctionne de manière adéquate. À ce moment, la phase de charge débute. Étant donné que la tension aux bornes du condensateur est égale à zéro, le transistor $Mn1$ est bloqué ainsi que les transistors $Mn3$ et $Mn6$. Le courant de la source $Mp5$ commence à charger le condensateur jusqu'à une valeur déterminée de V_{Cmax} . Lorsque cette tension est

atteinte, le transistor $Mn3$ commence à conduire et par la suite les transistors $Mn1$ et $Mn6$ font de même. À ce moment, la phase de décharge s'entame et le condensateur se décharge à travers $Mn1$, $Mn3$ et $Mn6$. Pendant cette période, les transistors $Mn2$ et $Mn5$ sont bloqués. Lorsque la tension de la capacité approche la valeur de V_{Cmin} , le transistor $Mn6$ se bloque à nouveau et le cycle de charge-décharge recommence.

L'explication du fonctionnement est détaillé dans les articles de Hwang, Bibyk, Ismail et Lohiser (1995) et celui de Filanovsky et Baltes (1992). Ces deux articles sont très explicatifs et l'essentiel de la procédure théorique est présenté dans la prochaine section sur le dimensionnement des différents transistors. Il est à noter que les schémas du circuit (figures 36 et 35) ne sont là qu'à titre explicatif, car ils ne correspondent pas exactement au dimensionnement de la section suivante. Le schéma correspondant au circuit fabriqué est présenté à la section des simulations du comportement du circuit.

5.2.2 Dimensionnement des transistors

Le dimensionnement des transistors est un processus très itératif. Les calculs théoriques permettent d'entamer le dimensionnement, mais ne seront pas suffisants dû aux approximations des modèles de transistors. Les paramètres utilisés (constante de mobilité, tension de seuil, etc.) pour les calculs sont des approximations de la technologie utilisée pour la fabrication, mais ne correspondent pas exactement à la réalité. Ces données sont parfois difficiles à trouver dans la documentation de la fonderie.

Lors de la première conception, le courant I_{Mps} a une valeur de $0,75 \mu A$. La raison principale pour le choix de la valeur du courant est de concevoir un convertisseur de faible consommation. Cependant, avec cette valeur de courant, certaines dimensions de

transistors sont sous le minimum requis ($\frac{W}{L} < 0.220$ pour un $L = 1\mu\text{m}$) pour la validité de la simulation. Pour contrer ce problème relié au modèle de simulation, le courant I_{Mp5} est fixé à $1\mu\text{A}$ pour le deuxième dimensionnement. Ce nouveau courant, I_{Mp5} , est suffisant pour que les modèles de transistors soient valides lors des simulations. Par la suite, une série de simulations permettent d'optimiser les dimensions des transistors afin d'assurer un bon fonctionnement du circuit et un respect des spécifications. Les deux premiers dimensionnements sont faits avec les premières données du capteur de pression MEMS, ceux obtenus à la suite de la première optimisation des paramètres (voir tableau VIII du chapitre 4).

Étant donné que le procédé de fabrication du capteur de pression évolue dans temps, les paramètres eux aussi changent. Il est alors nécessaire de refaire un calcul pour le dimensionnement des transistors. Pour la troisième étape de la conception, le courant I_{Mp5} est à nouveau de $1\mu\text{A}$ mais les nouveaux paramètres du capteur viennent changer les calculs. Au début du processus de conception, le but est de faire fonctionner le circuit et de respecter les spécifications établies. Il est important de prendre en considération les règles de dessin du fabricant en début de processus, car le non respect de ces règles entraîne un échec assuré à la fabrication. Donc pendant la troisième étape du dimensionnement, les simulations respectent les spécifications, mais lors du dessin des cellules de base des transistors, plusieurs règles ne sont pas rencontrées. Les dimensions (largeur et longueur des grilles) étant trop petites, il est impossible de respecter les distances minimales de certaines sections des cellules de base. Le fait de grossir les transistors va permettre de pouvoir respecter les contraintes de base du fabricant.

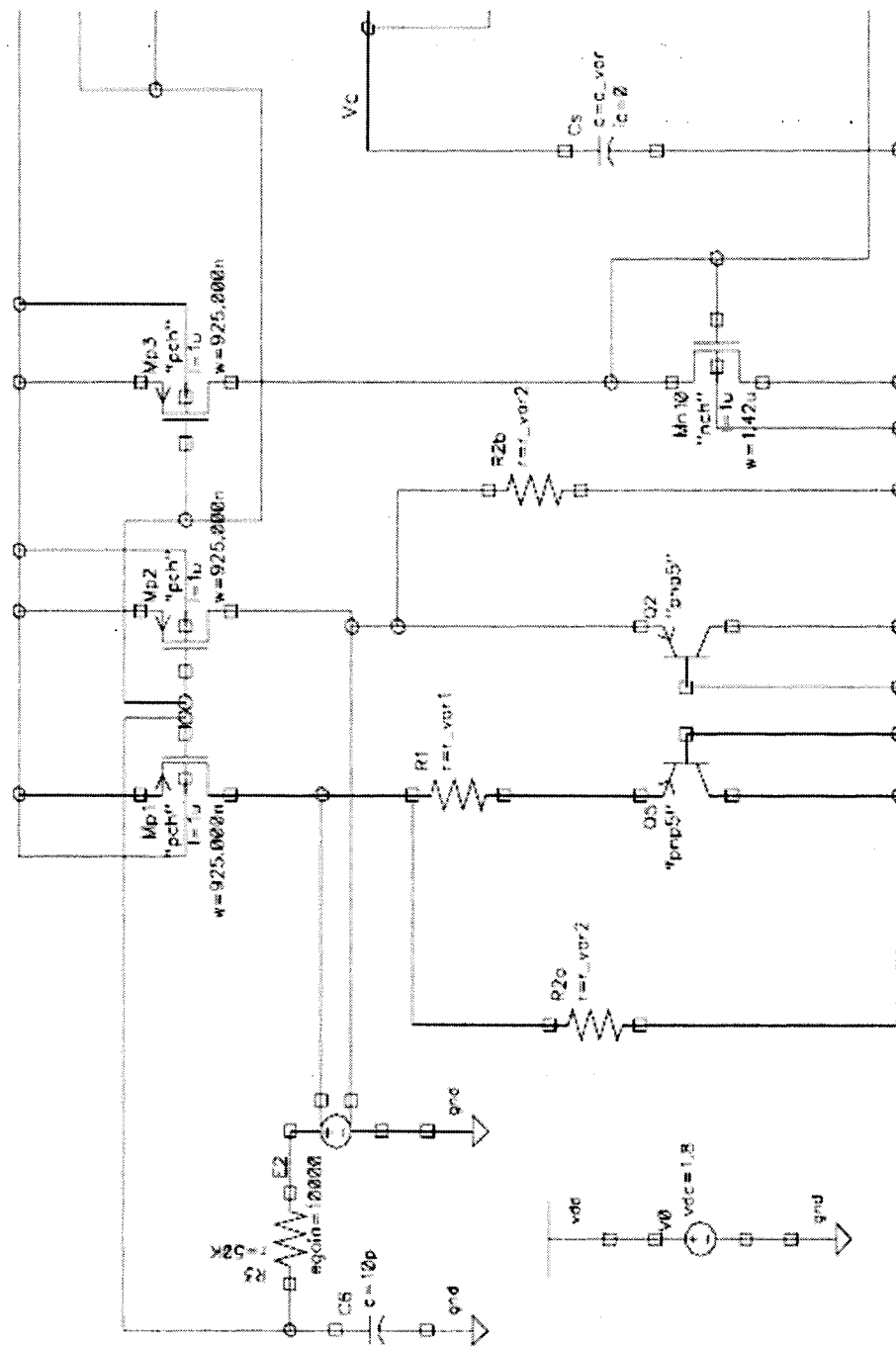


Figure 35 Circuit de polarisation

Pour la quatrième étape de la conception du circuit du convertisseur, le courant I_{Mp5} choisi pour augmenter les dimensions des transistors est de 5 μA . Avec cette valeur de départ, les transistors sont suffisamment gros pour respecter les normes de dessin des composantes de base (via, contact, zone active, poly, etc.). Avant de montrer les étapes des calculs nécessaires pour le dimensionnement des transistors, voici un petit rappel (tableau XIII et tableau XIV) des spécifications du capteur de pression (voir le Chapitre 4 pour plus de détails).

Tableau XIII

Paramètres du capteur de pression pour la plage totale de lecture (2,66-110 kPa)

Module de Young (E)	130 GPa
Coefficient de Poisson (ν)	0,28
Constante de diélectrique (ϵ_r)	11,9
Rayon de la membrane (r)	215 μm
Épaisseur de la membrane (t)	5,00 μm
Distance entre électrodes (g)	2,50 μm
Capacité @ pression minimale (C_{up})	0,443 pF
Capacité @ pression maximale (C_{down})	0,773 pF

Tableau XIV

Paramètres du capteur de pression pour la plage d'application de lecture (5,33-40 kPa)

Module de Young (E)	130 GPa
Coefficient de Poisson (ν)	0,28
Constante de diélectrique (ϵ_r)	11,9
Rayon de la membrane (r)	275 μm
Épaisseur de la membrane (t)	5,00 μm
Distance entre électrodes (g)	2,50 μm
Capacité @ pression minimale (C_{up})	0,467 pF
Capacité @ pression maximale (C_{down})	0,925 pF

Pour la plage totale de lecture, le ratio capacitif obtenu est de 1,74 et la valeur centrale de la capacité est de 0,608 pF. Pour ce qui est de la plage d'application, le ratio capacitif est de 1,98 et la valeur centrale de 0,657 pF.

Voici une liste des constantes appliquées pour les calculs théoriques en utilisant la technologie CMOS 0,18 μm .

$$f_0 = 7,5 \text{ MHz}$$

$$C_s = 0,657 \text{ pF}$$

$$I_{Mp5} = 5 \mu\text{A}$$

$$L = 1 \mu\text{m} \rightarrow \begin{matrix} \mu_n C_{ox} = 250 \mu\text{A}/\text{V}^2 & V_{thn} = 0,480 \text{ V} \\ \mu_p C_{ox} = 54 \mu\text{A}/\text{V}^2 & V_{thp} = 0,454 \text{ V} \end{matrix}$$

La fréquence est choisie afin de pouvoir fixer la plage de variations de la tension aux bornes de la capacité C_s au centre de la tension de sortie V_{out} . La valeur de C_s correspond à la valeur centrale pour la plage de pression de l'application, soit de 5,33 kPa à 40 kPa. La relation 5.1, tirée de l'article de Ylimaula, Aberg, Kiihamaki et Ronkainen (2003), est utilisée afin de fixer la valeur des autres sources de courant du

circuit de conversion. Cette relation vient du fait qu'il faut respecter une certaine logique de circuit, à savoir que le courant d'une branche ne peut être plus grand que le courant qui contrôle cette dite branche. Aussi l'inéquation est utile afin de s'assurer qu'il n'y ait pas d'ambiguïté pour les conditions d'alternances (fin de charge et début de la décharge et le cas contraire).

$$I_{Mn8} > I_{Mp9} > I_{Mn7} > I_{Mp5} \quad (5.1)$$

Il est possible maintenant de fixer la valeur des autres sources à courant du circuit.

$$I_{Mn7} = 10 \mu A$$

$$I_{Mp9} = 12,5 \mu A$$

$$I_{Mn8} = 25 \mu A$$

Le tableau XV présente les différentes valeurs du courant et de la tension V_{eff} pour l'ensemble des transistors utilisés pour les calculs de conception. Les tensions V_{eff} sont soit calculées pour respecter les équations de dimensionnement ou la valeur par défaut de 0,200 V est choisie.

Tableau XV

Courants et tensions effectives des transistors du circuit

Transistor	Courant (μA)	V_{eff} (V)
Mp1	5	0,200
Mp2	5	0,200
Mp3	5	0,200
Mp5	5	0,200
Mp6	5	0,200
Mp7	5	0,200
Mp8	12,5	0,200
Mp9	12,5	0,200
Mn1	5	0,08325
Mn2	5	0,08325
Mn3	5	0,09675
Mn4	5	0,09675
Mn5	12,5	0,08325
Mn6	12,5	0,08325
Mn7	10	0,08325
Mn8	25	0,08325
Mn10	5	0,08325

La première étape du calcul consiste à trouver la valeur ΔV_{cs} en utilisant la relation 5.2 (Ylimaula, Aberg, Kiihamaki et Ronkainen 2003).

$$\Delta V_{cs} = \frac{I_{Mp5}}{2C_s f_0} \quad (5.2)$$

$$\Delta V_{cs} = \frac{I_{Mp5}}{2C_s f_0} = \frac{5 \times 10^{-6}}{2 \cdot 0,657 \times 10^{-12} \cdot 7,5 \times 10^6} = 0,507357 = 0,51 \text{ V}$$

En ayant cette dernière valeur, il est maintenant possible de fixer les tensions minimale et maximale aux bornes de la capacité (V_{Cmin} et V_{Cmax}). Tel que mentionné, la variation de la tension aux bornes de la capacité se retrouve au centre de la plage de tension de sortie, soit entre 0 V et 1,8 V. Les valeurs choisies sont $V_{Cmin}=0,6465\text{ V}$ et $V_{Cmax}=1,1535\text{ V}$.

Par la suite, le dimensionnement des transistors $Mn6$ et $Mn8$ (ceux en relation avec la tension V_{Cmin}) est entrepris en analysant le circuit et en utilisant les formules du livre de Johns et Martin (1997).

$$V_{Cmin} = V_{eff\ Mn6} + V_{eff\ Mn8} + V_{thn}$$

$$0,6465\text{ V} = 2V_{eff} + 0,480\text{ V} ; V_{eff\ Mn6} = V_{eff\ Mn8} = 0,08325\text{ V}$$

$$V_{eff\ Mn8} = \sqrt{\frac{2I_{Mn8}}{\mu_n C_{ox} \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn8}}} ; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn8} = 28,858$$

$$V_{eff\ Mn6} = \sqrt{\frac{2I_{Mn6}}{\mu_n C_{ox} \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn6}}} ; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn6} = \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn5} = 14,429$$

Ensuite, il faut effectuer le dimensionnement des transistors $Mn3$ et $Mn4$ (ceux en relation avec la tension maximale V_{Cmax}).

$$V_{Cmax} = V_{eff\ Mn3} + V_{eff\ Mn4} + 2V_{thn}$$

$$1,1535\text{ V} = 2V_{eff} + 0,960\text{ V} ; V_{eff\ Mn3} = V_{eff\ Mn4} = 0,09675\text{ V}$$

$$V_{eff\ Mn3} = \sqrt{\frac{2I_{Mn3}}{\mu_n C_{ox} \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn3}}} ; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn3} = \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn4} = 4,273$$

La dernière étape du dimensionnement concerne les transistors restants. Voici les calculs théoriques qui y sont associés.

$$V_{eff\ Mp9}=0,200=\sqrt{\frac{2I_{Mp9}}{\mu_p C_{ox}\left(\frac{W}{L}\right)_{Mp9}}}; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mp9}=\left(\frac{W}{L}\right)_{Mp8}=11,57$$

$$V_{eff\ Mp7}=0,200=\sqrt{\frac{2I_{Mp7}}{\mu_p C_{ox}\left(\frac{W}{L}\right)_{Mp7}}}; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mp7}=\left(\frac{W}{L}\right)_{Mp1\ Mp2\ Mp3\ Mp5\ Mp6}=4,630$$

$$V_{eff\ Mn1}=0,08325=\sqrt{\frac{2I_{Mn1}}{\mu_n C_{ox}\left(\frac{W}{L}\right)_{Mn1}}}; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn1}=\left(\frac{W}{L}\right)_{Mn2}=5,77$$

$$V_{eff\ Mn7}=0,08325=\sqrt{\frac{2I_{Mn7}}{\mu_n C_{ox}\left(\frac{W}{L}\right)_{Mn7}}}; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn7}=11,543$$

$$V_{eff\ Mn10}=0,08325=\sqrt{\frac{2I_{Mn10}}{\mu_n C_{ox}\left(\frac{W}{L}\right)_{Mn10}}}; \left(\frac{W}{L}\right)_{Mn10}=5,77$$

Les dimensions ainsi calculées sont les éléments de départ de la conception du circuit du convertisseur. Dans la prochaine section, celle des simulations, certaines de ces dimensions sont ajustées afin de toujours respecter les spécifications du circuit et d'assurer le bon fonctionnement. Voici une liste de spécifications du convertisseur Capacité-à-Fréquence :

- Fréquence centrale : 7,5MHz (pour une valeur de $C_s=0,657\ pF$)
- $5,33\ kPa < P < 40\ kPa \rightarrow 5,33\ MHz < f < 10,56\ MHz$
- Courant $I_{Mp5}=5\ \mu A$
- Tension d'alimentation : 1,8 V
- Précision de 0,5 mmHg sur la lecture de la pression

La précision de 0,5 mmHg est jugée suffisante pour la première itération du convertisseur. Le tableau XVI présente différents paramètres en relation avec cette précision de 0,5 mmHg pour le début (40 mmHg) de la plage de pression et la fin (300 mmHg). Le détail des calculs n'est pas montré ici, mais avec les différentes relations de ce chapitre et du chapitre précédent il est possible de retrouver ces valeurs.

Afin de respecter la spécification d'une précision de 0,5 mmHg sur la lecture de la pression, il est important de voir ce qui se passe au niveau de la plage d'application. Au début de la plage (40 à 43 mmHg), une variation de 0,5 mmHg entraîne un changement de 0,365 fF pour la capacité. Pour ce qui est de la fin de la plage (296 à 300 mmHg), la même variation entraîne un changement de 2,4 fF. Dans le premier cas, une précision de 0,5 mmHg impose une variation de 8,2 kHz en fréquence. Tandis que dans le second cas, la variation en fréquence est de 14,5 kHz. Ces données sont très utiles lors de la vérification de la sensibilité du circuit (section suivante).

Tableau XVI

Paramètres en relation avec la précision sur la plage de pression

Pression (mmHg)	Déplacement (m)	Capacité (F)	Fréquence (Hz)	Delta capacitif (F)	Delta fréquence (Hz)
40,0	324,152E-9	467,311E-15	10,552E6		
40,5	328,318E-9	467,691E-15	10,543E6	380,000E-18	8,573E3
41,0	333,435E-9	468,056E-15	10,535E6	365,000E-18	8,222E3
41,5	336,489E-9	468,422E-15	10,527E6	366,000E-18	8,231E3
42,0	340,543E-9	468,788E-15	10,519E6	366,000E-18	8,219E3
42,5	344,597E-9	469,155E-15	10,510E6	367,000E-18	8,228E3
43	348,651E-9	469,523E-15	10,502E6	368,000E-18	8,238E3
296,0	2,400E-6	905,612E-15	5,445E6		
296,5	2,404E-6	908,003E-15	5,431E6	2,391E-15	14,338E3
297,0	2,408E-6	910,415E-15	5,416E6	2,412E-15	14,387E3
297,5	2,412E-6	912,848E-15	5,402E6	2,433E-15	14,436E3
298,0	2,416E-6	915,303E-15	5,387E6	2,455E-15	14,488E3
298,5	2,420E-6	917,779E-15	5,373E6	2,476E-15	14,534E3
299,0	2,424E-6	920,278E-15	5,358E6	2,499E-15	14,590E3
299,5	2,428E-6	922,800E-15	5,343E6	2,522E-15	14,644E3
300,0	2,432E-6	925,344E-15	5,329E6	2,544E-15	14,691E3

Les transistors de l'étage de sortie (*M14*, *M15*, *Mp10* et *Mn9*) correspondent à deux inverseurs branchés en série. La deuxième étage d'inversion est nécessaire afin d'isoler la sortie du reste du circuit lorsqu'elle est chargée. Le seul critère à respecter pour le dimensionnement de ces transistors (second étage) est d'avoir un type P quatre fois plus gros que le type N. Ceci est dû à la mobilité des charges d'un type P qui est environ quatre fois plus petite que la mobilité des charges d'un type N.

5.2.3 Simulations comportementales du circuit

Le but premier des simulations est de vérifier le comportement du circuit. Le dimensionnement est de nature purement théorique et certaines constantes utilisées sont des données génériques par rapport à une technologie. Il est alors normal de penser que les premières simulations ne correspondent pas exactement aux spécifications visées. La figure 37 montre en effet que la valeur des tensions V_{Cmin} et V_{Cmax} ne sont pas respectées afin d'avoir un rapport cyclique de 50 %.

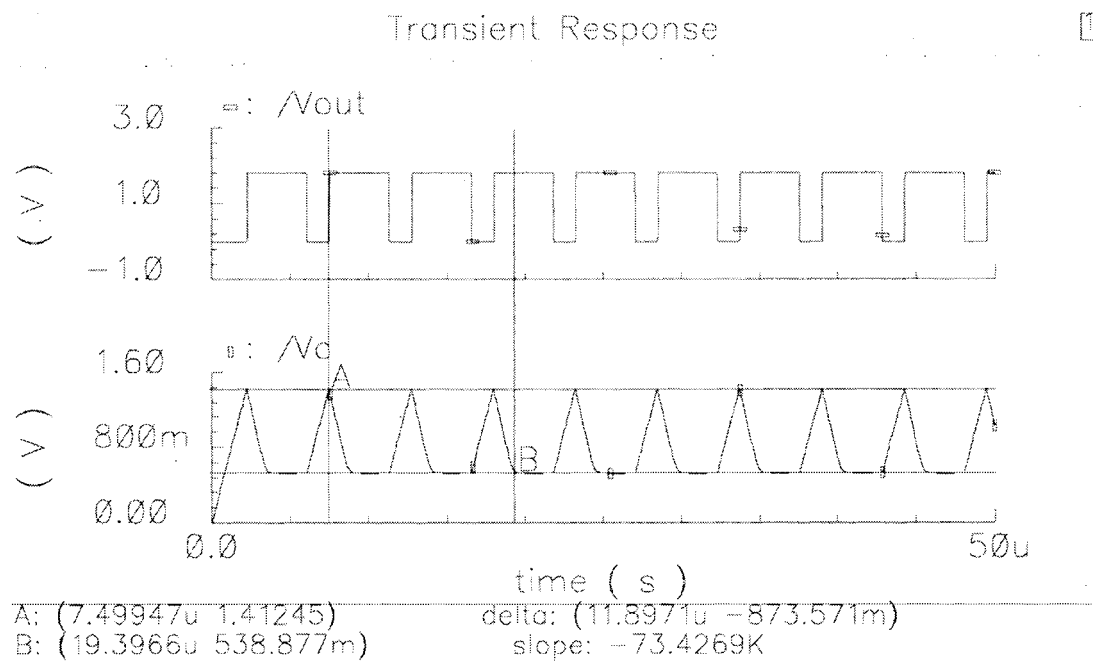


Figure 37 Tensions V_{out} et V_c avant l'ajustement des transistors

En ajustant les bons groupements de transistors pour ajuster les tensions V_{Cmin} et V_{Cmax} , il est possible d'obtenir un résultat plus près des valeurs calculées. La

tension V_{Cmax} peut être diminuée en augmentant le rapport $\frac{W}{L}$ des transistors

$Mn3/Mn4$. Dans la même logique, la tension V_{Cmin} peut être augmentée en

diminuant le rapport $\frac{W}{L}$ des transistors $Mn5/Mn6/Mn8$. Voici les nouvelles valeurs pour les transistors concernés et la valeur des tensions V_{Cmin} et V_{Cmax} .

- $Mn3 = Mn4 = 38\mu m$
 $Mn5 = Mn6 = 5,85\mu m$
 $Mn8 = 11,7\mu m$
- $V_{Cmin} = 641,89 mV$
 $V_{Cmax} = 1.15596V$
 $f_0 = 7,40 MHz (135,135 ns)$

À première vue, ces ajustements respectent les spécifications sauf qu'au niveau de la topologie, ces transistors occupent beaucoup d'espace. Différentes techniques sont alors utilisées afin de réduire l'espace occupé par le circuit. Ces techniques de dessin sont présentées et expliquées dans la prochaine section. De façon brève, une des techniques

consiste à utiliser plusieurs fois le même transistor mais en réduisant son rapport $\frac{W}{L}$ d'un facteur correspondant au nombre de fois que le transistor est répété. De cette façon, le placement est optimal (plus condensé). Après avoir effectué ces modifications, un certain ajustement est nécessaire afin de respecter le plus possible les spécifications du circuit. La figure 38 présente la tension de sortie ainsi que la tension aux bornes de la capacité après ces ajustements.

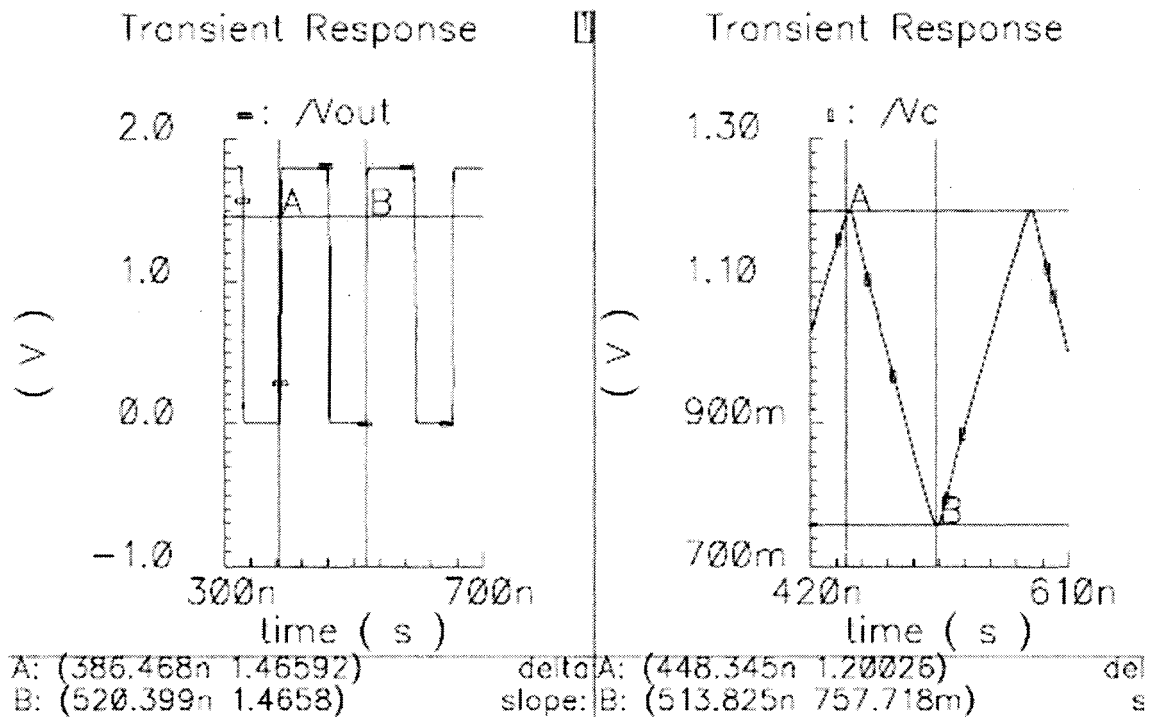


Figure 38 Tensions V_{out} et V_c après l'ajustement des transistors

Dans ce cas, les tensions minimale et maximale aux bornes de la capacité, $V_{Cmin}=757,718mV$, $V_{Cmax}=1,20026V$, ne sont pas exactement celles désirées mais la fréquence de l'oscillation est de 7,47 MHz (133,931 ns) ce qui est très près de la valeur voulue, soit de 7,5 MHz. Après avoir effectué cet ajustement de base de la fonctionnalité du circuit de conversion, il est important de regarder d'autres types de comportements. Le comportement en fréquence, en faisant varier la valeur de la capacité C_s , ainsi que la capacité à la charge, montre la fonctionnalité du convertisseur avec les éléments qui l'entourent (capteur de pression MEMS et unité de transmission sans fil). La figure 39 démontre, dans un premier temps, la variation de la fréquence lorsque la capacité du capteur varie sur toute la plage de pression d'application, soit de 0,467 pF à 0,925 pF. Cette simulation est faite avec aucune capacité à la charge. La plage de fréquences obtenue varie entre 5,877 MHz et 9,526 MHz.

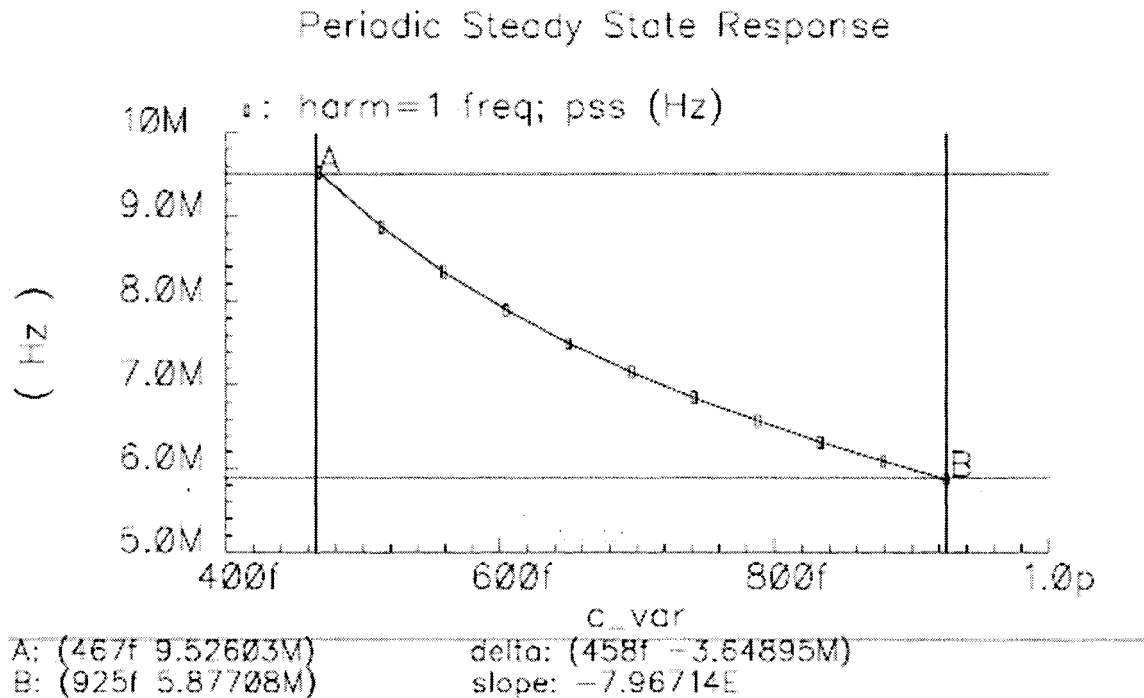


Figure 39 Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité

Cette courbe représente que le comportement en fréquence du circuit n'est pas tout à fait linéaire. Les non-linéarités sont dues au fait que les tensions (V_{Cmin} et V_{Cmax}) aux bornes de la capacité C_s ne sont pas constantes sur toute la plage.

Pour ce qui est des simulations avec la charge, il est important de vérifier qu'il n'y ait pas trop de variations lorsqu'une charge est présente à la sortie du convertisseur. La charge représente la capacité d'entrée du bloc suivant qui peut venir tirer trop de courant au convertisseur et ainsi provoquer un arrêt de l'oscillation. Pour ce faire, la charge varie entre 0 pF (aucune charge) et une valeur de 20 pF. Ensuite, les simulations sont sur la valeur minimale, centrale et maximale de la plage de 0,467 pF à 0,925 pF. Voici les variations maximales ainsi obtenues (tableau XVII).

Tableau XVII

Variation de la fréquence de sortie en présence d'une charge variant de 0 pF à 20 pF

C_s (pF)	Δf (kHz)
0,467	3,00689
0,657	1,90367
0,925	0,338203

En regardant ces résultats et en les comparant avec ceux du tableau XVI, il est possible de constater que cette variation en fréquence est en dessous d'une précision de 0,5 mmHg. Cette faible variation est due à la présence du double étage d'inversion à la sortie du convertisseur. Un autre paramètre qui est en relation avec la précision du convertisseur est sa sensibilité (tableau XVI). Les deux prochaines figures montrent la sensibilité dans la plage inférieure de pression (figure 40) et la sensibilité dans la plage supérieure de pression (figure 41) obtenues en réalisant une analyse en fréquence. Pour le début de la plage (0,467 pF), un delta capacitif d'environ 0,365 fF est utilisé. Tandis que pour la fin de la plage (0,925 pF) le delta capacitif choisi est d'environ 2,4 fF. Les courbes démontrent que, pour une variation entre 0,4676 pF et 0,467935 pF, il y a une variation en fréquence d'environ 5,27 kHz et, pour une variation entre 0,908 pF et 0,901045 pF, le delta en fréquence est approximativement de 11,15 kHz. Dans les deux cas, les valeurs pratiques sont en dessous des valeurs théoriques. Ce qui veut dire si le pas de conversion choisi est égal à deux fois la plus grande valeur théorique, il est certain que la précision de 0,5 mmHg est respecté en pratique.

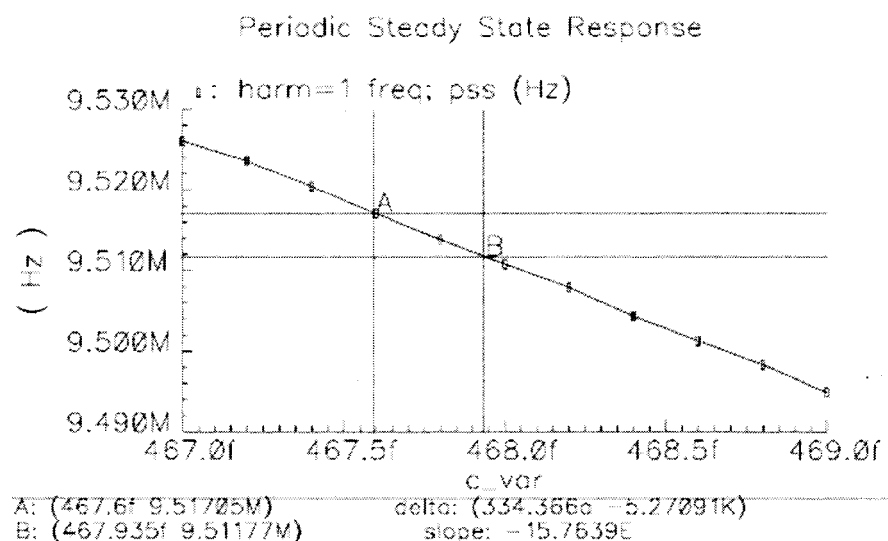


Figure 40 Sensibilité dans la plage inférieure de pression

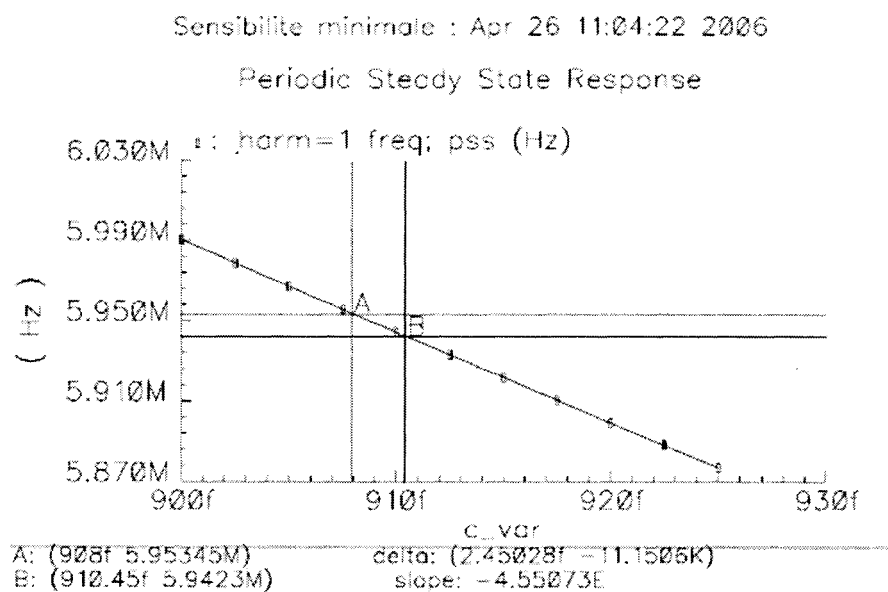


Figure 41 Sensibilité dans la plage supérieure de pression

Le tableau XVIII présente le nouveau dimensionnement des transistors suite aux différentes simulations effectuées pour confirmer le respect des spécifications et le bon fonctionnement du circuit. Le nouveau schéma du circuit de conversion, avec les nouvelles dimensions, se trouve à l'annexe 2. Ces dimensions sont utilisées pour la topologie du convertisseur présentée à la prochaine section.

Tableau XVIII

Synthèse du dimensionnement des transistors

Transistors	Facteur multiplicatif	W (μm)	L (μm)
Mp3	4	4,6/4	1
Mp5	4	4,6/4	1
Mp6	4	4,6/4	1
Mp7	4	4,6/4	1
Mp8	4	11,0/4	1
Mp9	4	11,0/4	1
Mp10	12	185/12	1
M14	4	20/4	1
Mn1	4	5,8/4	1
Mn2	4	5,8/4	1
Mn3	4	20,0/4	1
Mn4	4	20,0/4	1
Mn5	4	5,0/4	1
Mn6	4	5,0/4	1
Mn7	4	11,5/4	1
Mn8	4	10,0/4	1
Mn9	4	46,25/4	1
Mn10	4	5,8/4	1
M15	4	8,0/4	1

5.2.4 Topologie du circuit

La topologie du circuit est la dernière étape avant la fabrication. Il est alors important de bien respecter les directives de la fonderie et ainsi de s'assurer que la fonctionnalité du circuit est encore valide. Il existe plusieurs catégories de technologies CMOS offertes par TSMC (Taiwan Semiconductor Manufacturing Co.) via la CMC Microsystèmes, par exemple CMOS 0,35 μm , CMOS 0,18 μm , CMOS 90 nm. Le choix d'une technologie est cruciale, car d'une fonderie à une autre, les données techniques en relation avec la technologie ne sont pas toutes les mêmes. Il est important de connaître les données techniques du fabricant pour être en mesure d'effectuer une bonne conception. La technologie CMOS 0,18 μm est préférée aux autres, car la disponibilité de la fabrication est beaucoup plus élevée (quatre à cinq fabrications par année comparativement à deux fabrications pour les autres technologies). De plus, les données techniques pour effectuer les calculs théoriques sont connues préalablement.

Avant de soumettre le design à la fabrication, plusieurs étapes de conception au niveau de la topologie sont nécessaires. Tout d'abord, il faut choisir la méthode de passage entre le circuit schématique et le circuit topologique. La méthode rapide consiste à prendre l'outil de conversion automatique afin de générer la topologie des transistors du circuit. Cette méthode a l'inconvénient de générer des transistors qui ne sont pas paramétrables, il est alors impossible pour le concepteur d'y apporter des changements par la suite. La deuxième méthode repose sur des cellules paramétrisables (« pcells ») qui permettent d'ajuster les dimensions des transistors en tout temps. La dernière méthode consiste à partir de zéro afin de fabriquer les différents transistors niveau par niveau. Cette dernière méthode offre la plus grande flexibilité au concepteur mais requiert une excellente compréhension de la structure d'un transistor et un temps de conception plus élevé. Afin de bien exploiter les différentes techniques de topologie présentées plus loin dans ce chapitre, la dernière méthode est préférée aux deux autres. En utilisant cette méthode, il faut tout d'abord concevoir des cellules de base pour les deux types de transistors, soit le type N et le type P. Par la suite, un regroupement de ces diverses cellules forme les

différentes sections du circuit du convertisseur. Une fois les différents transistors réalisés, il faut passer au placement et au routage du circuit. Pour ce faire, une première version est faite sur papier pour avoir un aperçu et ensuite il est plus simple et plus rapide d'effectuer le placement et le routage sur le circuit. Ensuite, diverses simulations viennent confirmer le bon fonctionnement du circuit avant la soumission des masques pour la fabrication.

La compréhension et la conception des cellules de base, soit un transistor de type N et un transistor de type P sont les premières étapes pour la réalisation de la topologie du circuit. De façon générale, sur un transistor de type N, le substrat P^- est connecté au voltage le plus bas (procédé à puits N ou « n-well ») tandis que sur un transistor de type P le substrat N^- est connecté au potentiel le plus élevé (procédé à puits P ou « p-well »). La technologie CMOS 0,18 μm de TSMC utilise un procédé de type « n-well ». Les transistors de type N possèdent une zone de diffusion N^+ (nplus) afin de créer la source (« Source ») et le drain (« Drain »). Une zone de polysilicium délimite la zone de la grille (« Gate ») du transistor. Dans le cas du présent projet, le substrat (« Bulk ») des transistors N est connecté à la masse donc il y a un ajout d'une zone de diffusion P^+ (pplus) pour cette connexion. La figure 42 montre le transistor de type N. Le transistor de type P nécessite une zone « n-well » pour compenser la présence du substrat P^- de la technologie. Dans la zone « n-well », la diffusion P^+ (pplus) sert à créer la source et le drain, le polysilicium est toujours présent pour créer la grille et une zone de diffusion N^+ (nplus) sert à connecter le « bulk » du transistor au potentiel le plus élevé du circuit. À la figure 43 il est possible de voir les différentes sections du transistor de type P. Les cellules de base présentées ici incluent des techniques de topologie utilisées pour contrer certains phénomènes physiques.

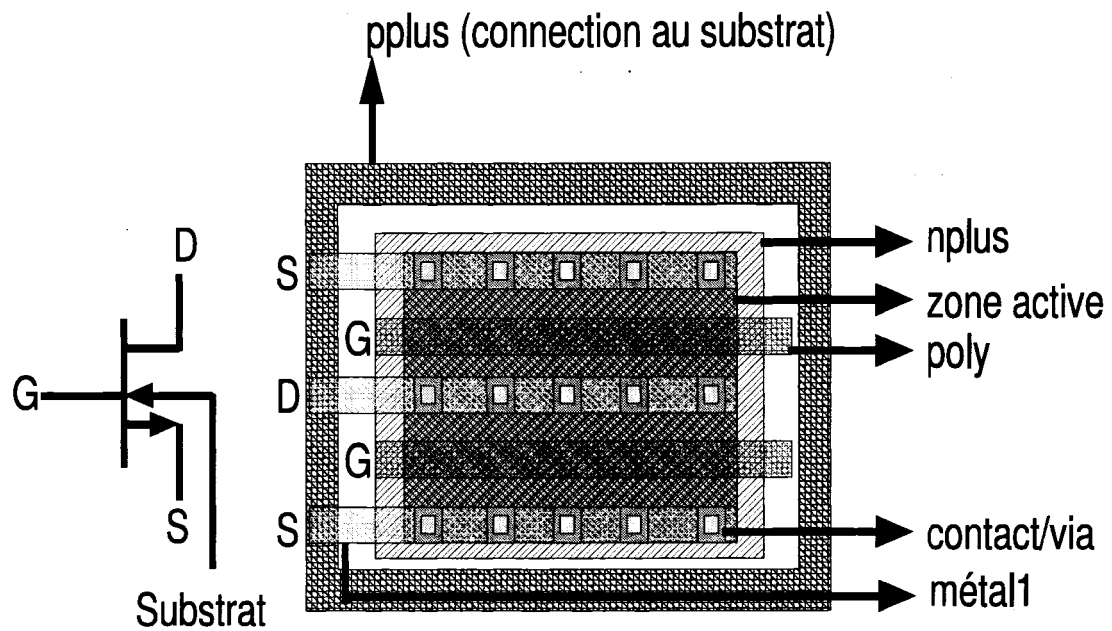


Figure 42 Transistor de type N

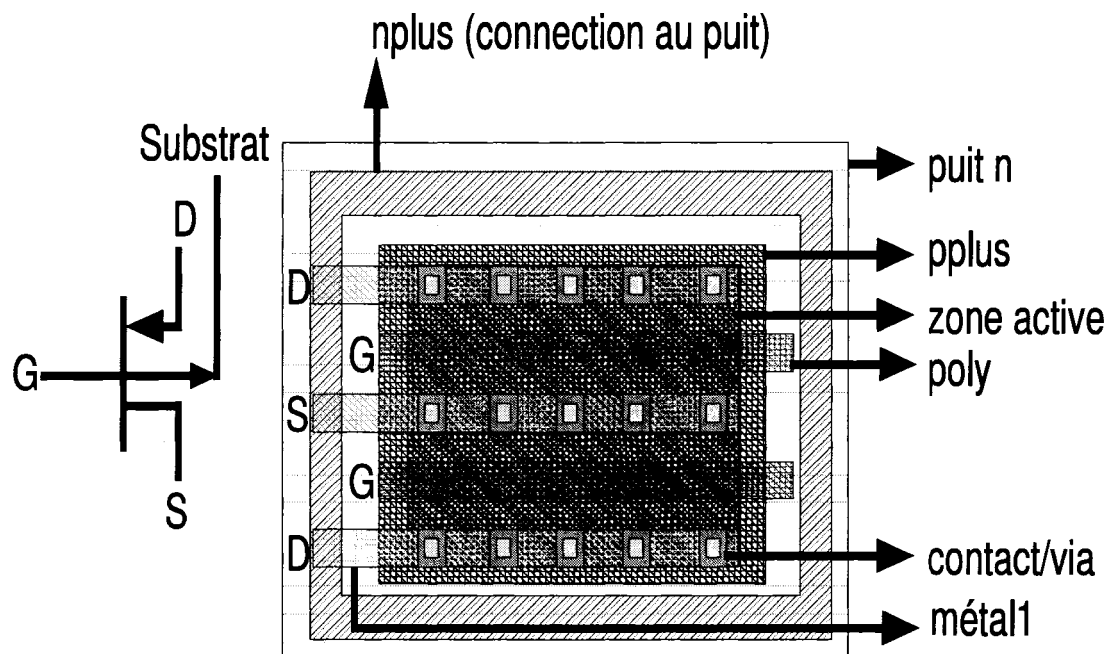


Figure 43 Transistor de type P

Les techniques d'amélioration de la topologie les plus répandues sont l'utilisation de multicontacts, la géométrie interdigitée (« interdigitated layout »), la géométrie en doigts (« fingering layout ») et la géométrie à axes de symétrie communs (« common centroid layout »). L'utilisation de multicontacts plutôt qu'un seul contact pour les zones de diffusion permet d'avoir une meilleure distribution du courant et d'avoir une bonne intégrité du signal. La figure 44 montre un transistor avec un seul contact et un autre avec plusieurs contacts.

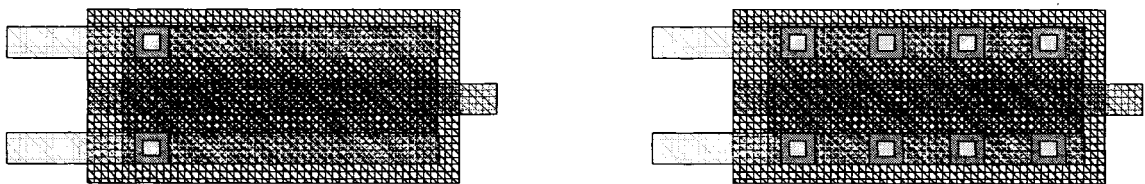


Figure 44 Technique de multicontacts

Dans les conceptions analogiques, les transistors ont souvent des dimensions élevées et occupent donc un espace considérable, ce qui fait que le design ne peut être réalisé dans l'espace alloué par le fabricant. En plus d'occuper un certain espace, un transistor volumineux possède des effets parasites indésirables tels une forte résistance intégrée et de fortes capacités au substrat (C_{sb} et C_{db}). La technique de la géométrie en doigts permet de diviser un transistor en plusieurs petites sections selon un facteur de division quelconque. La figure 45 présente cette technique et montre clairement un facteur de division de deux sur la largeur, ce qui entraîne une réduction de moitié de la résistance de la grille ainsi que des capacités C_{sb} et C_{db} . Cette réduction est due à la diminution de moitié de la surface des zones de diffusion de ce transistor.

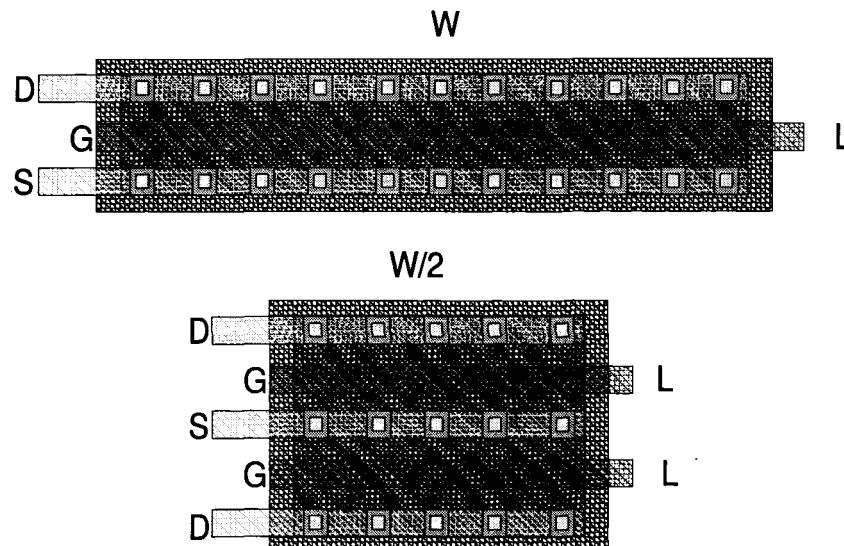


Figure 45 Géométrie en doigts

Les deux dernières techniques consistent à compenser les effets de gradient linéaire dû au procédé de fabrication tel que l'épaisseur d'oxyde et de polysilicium. Sans l'utilisation de ces deux dernières techniques, deux transistors adjacents peuvent être fabriqués avec des zones n'ayant pas la même épaisseur de polysilicium. Cette non-uniformité peut causer une augmentation de la tension de décalage. L'augmentation de cette tension de décalage empêche le bon fonctionnement d'une paire différentielle qui a pour rôle de comparer les tensions présentées à ces bornes. Si la tension de décalage est trop significative par rapport à la tension de comparaison, une erreur est introduite dans la comparaison des tensions. Le principe de ces techniques d'amélioration consiste à étaler les transistors en suivant une certaine symétrie afin de contrer l'effet négatif. Dans les deux cas, soit la géométrie interdigitée et la géométrie à axes de symétrie communs, la technique de la géométrie en doigts est utilisée de façon conjointe afin de créer de petits groupements de transistors et de réduire la superficie de la topologie. La géométrie interdigitée est utile pour un certain type de branchement et est présentée à la figure 46. Lorsque les sources ou les drains d'un transistor sont connectés ensemble, la géométrie interdigitée devient un choix intéressant pour la topologie du circuit final.

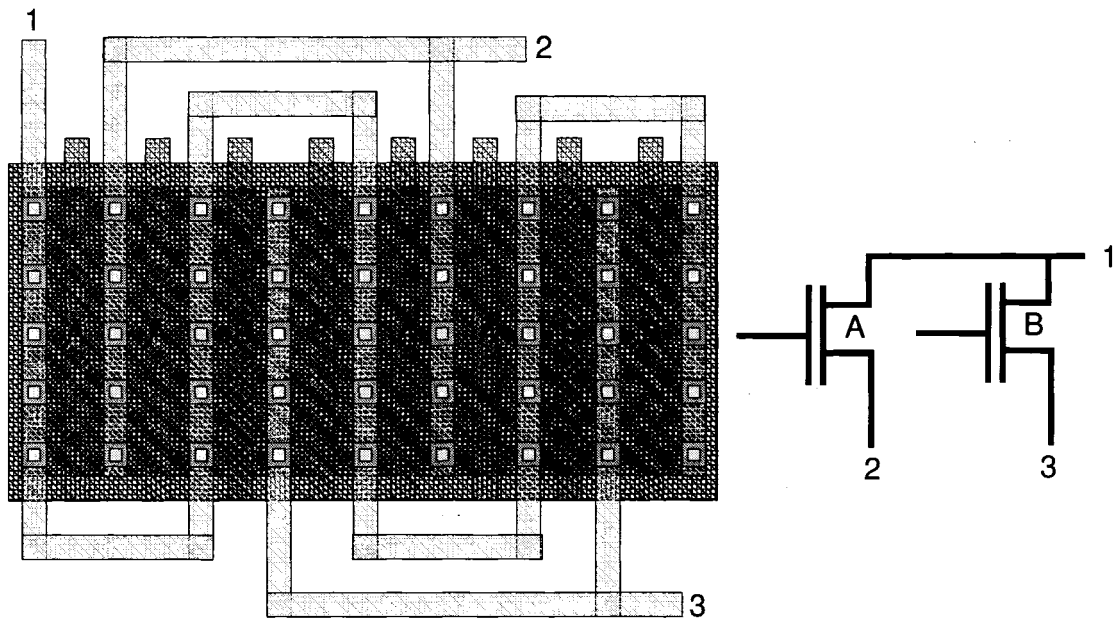


Figure 46 Géométrie interdigitée

Pour sa part, la géométrie à axes de symétrie communs utilise deux axes de symétrie pour créer un arrangement représenté par la figure 47. Cette façon de faire consiste à ce que les transistors soient tous à la même distance d'un point central ce qui assure que le gradient linéaire du procédé de fabrication soit le plus égal possible entre les transistors.

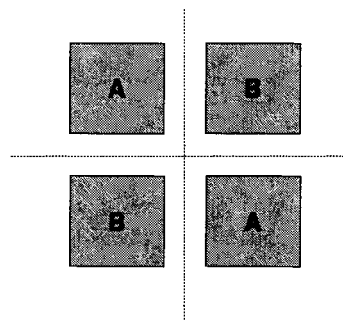


Figure 47 Géométrie à axes de symétrie communs

Pour le projet du convertisseur Capacité-à-Fréquence, il est évident que certains transistors ne nécessitent pas de techniques d'amélioration particulières, mais pour créer

une symétrie sur l'ensemble de la conception, la technique des multicontacts, celle de la géométrie en doigts et de la géométrie à axes de symétrie communs ont été utilisées sur tous les transistors. La figure 48 montre un groupement de transistors du présent projet.

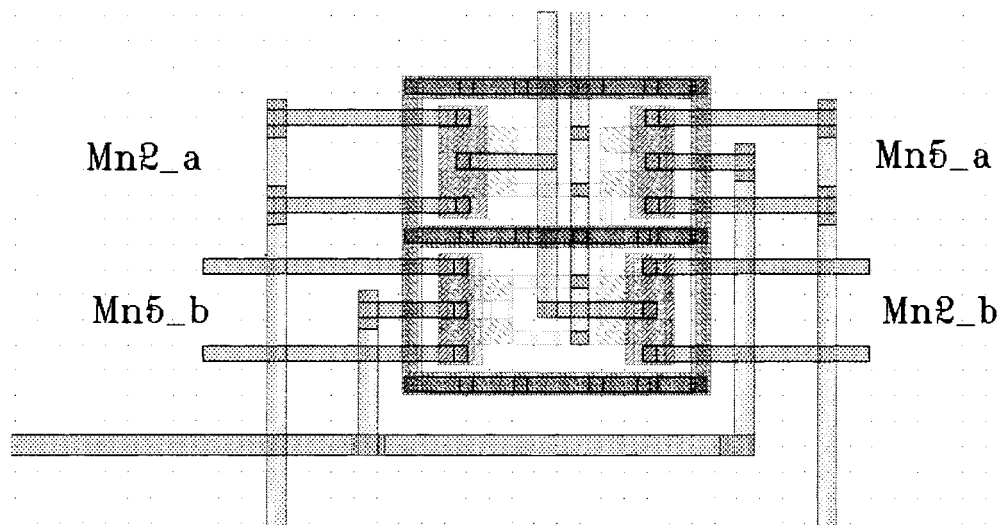


Figure 48 Exemple de la topologie utilisant certaines techniques d'amélioration

Une fois l'agencement, le placement et le routage des transistors effectués, il faut simuler la topologie afin de s'assurer que le circuit fonctionne encore. Rendu à ce stade, les simulations « post-layout » se font à l'aide des paramètres extraits des divers composants et non à l'aide de modèles SPICE. La vue extraite (« extracted view ») comprend les capacités et les résistances parasites de la topologie. Avant de procéder à la simulation « post-layout » proprement dite, il faut faire une vérification topologique versus schématique (« Layout Vs Schematic » ou LVS). Cette analyse permet de confirmer que la topologie correspond bien au schéma du circuit : nombre d'entrées, nombre de sorties, nombre de transistors de type N et de type P ainsi que leur branchement entre eux (« netlist »). Lorsque la correspondance est parfaite, la simulation de la topologie peut être entreprise. La première simulation « post-layout » est effectuée sur le circuit seul (figures 49 et 50).

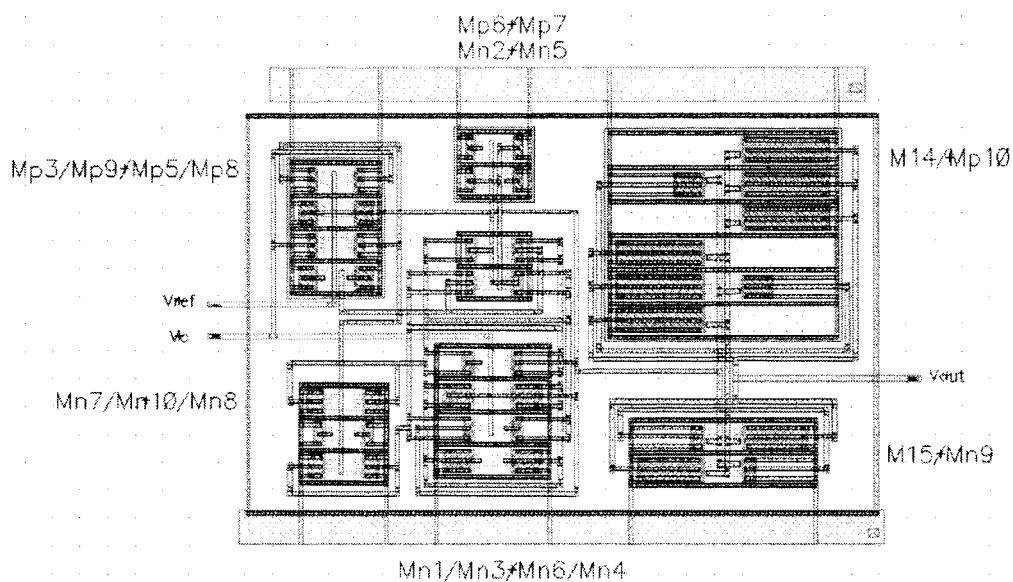


Figure 49 Topologie du convertisseur Capacité-à-Fréquence

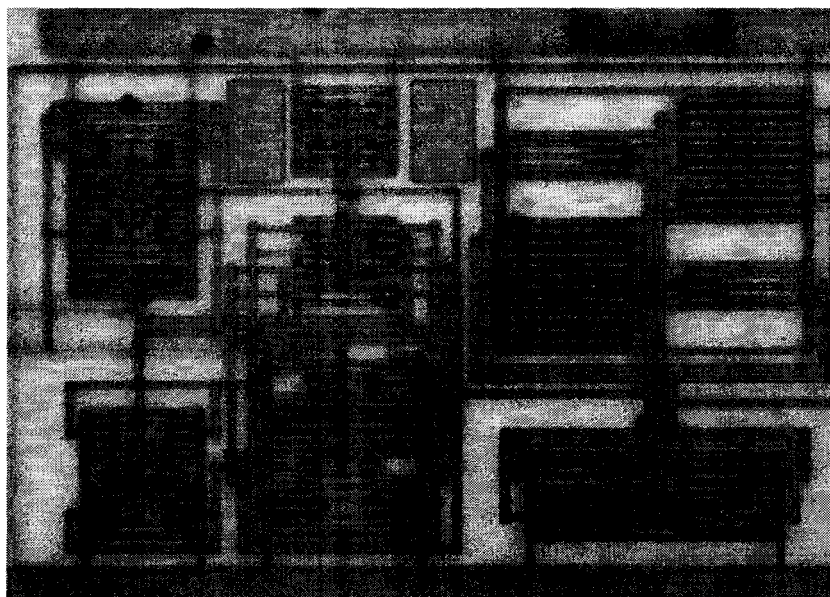


Figure 50 Photographie du circuit au niveau dessin des masques

Cette simulation (figure 51) montre que la plage de fréquences est plus petite que prévue et cela est dû aux capacités parasites. Cette nouvelle variation s'étend de 5,389 MHz à 8,636 MHz, ce qui est aux alentours de la plage théorique.

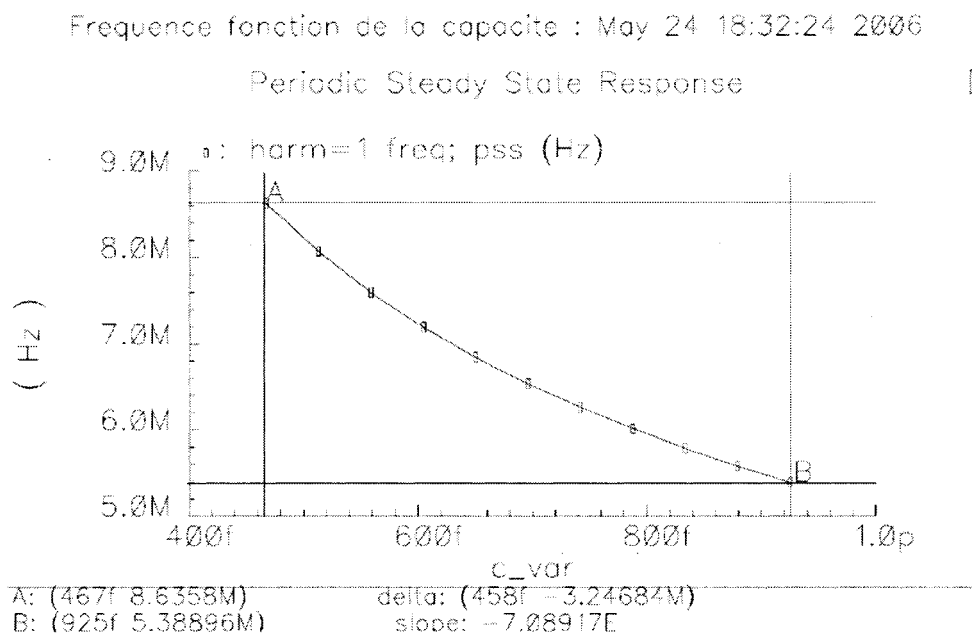


Figure 51 Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité du capteur sur la topologie extraite (circuit seul)

Étant donné que la simulation « post-layout » au niveau du circuit seul donne des résultats satisfaisants, la dernière étape de la topologie consiste à faire la finalisation du dessin des masques. À cette étape, il y a l'ajout des plots d'entrée et de sortie, l'ajout des connexions au circuit et le réglage des densités de métal (métal 1 à métal 6) et de polysilicium. La densité de métal et de polysilicium à respecter est une exigence du fabricant (« Design Rules Check » ou DRC) et sert à uniformiser le circuit lors de la fabrication. La simulation « post-layout », présentée à la figure 52, effectuée sur le circuit complet montre que la plage de la variation de fréquences est réduite mais est encore dans le même ordre de grandeur que la variation théorique. La variation va de 4,981 MHz à 7,358 MHz. Il est certain que pour retrouver la plage de variation théorique, les paramètres des transistors (W et L) doivent être ajustés à nouveau. Cet ajustement est relativement simple à effectuer avec des cellules de type « p-cell » mais devient très complexe lorsque les transistors ont été dessinés à partir de zéro.

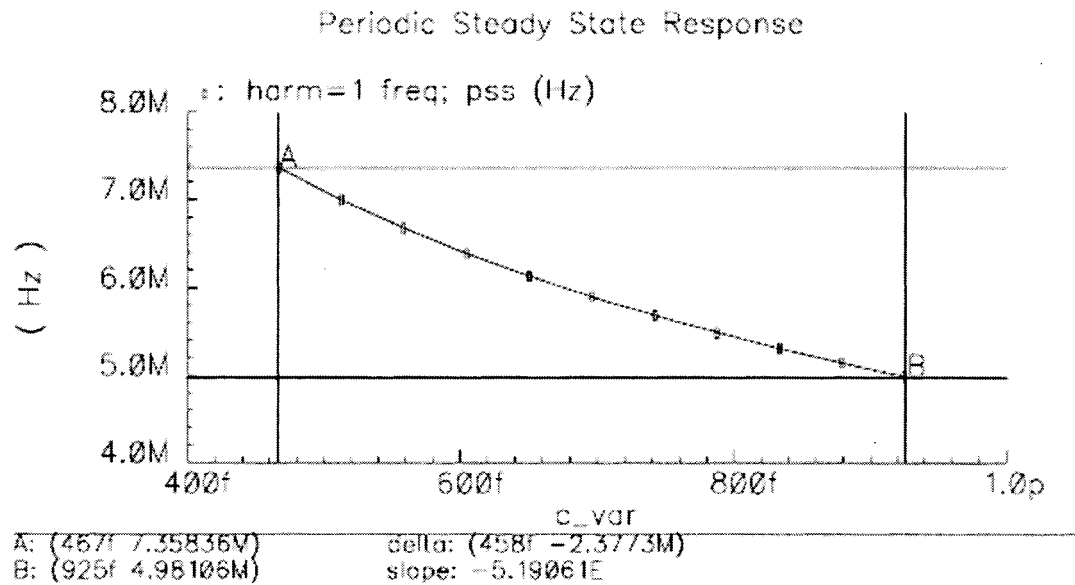


Figure 52 Variation de la fréquence du convertisseur en fonction de la capacité du capteur sur la topologie extraite (circuit complet)

Après ces simulations au niveau du circuit complet, les masques de fabrication sont générés et le fabricant peut entreprendre la fabrication du circuit intégré. La figure 53 présente la photographie de la puce une fois fabriquée. Le circuit final a des dimensions de 855,588 μm par 735,6 μm ce qui respecte l'espace de 1 mm^2 alloué par le fabricant. La procédure de conception se termine par une simulation de type "Process corners". Cette simulation permet d'obtenir le comportement du circuit en faisant varier les paramètres du procédé de fabrication, les tensions d'alimentation ainsi que la température. Cette simulation a été entreprise, mais certains problèmes sont survenus lors de la variation des divers paramètres. Pour des raisons de temps reliées au délais de fabrication, la finalisation de cette simulation a été omise.

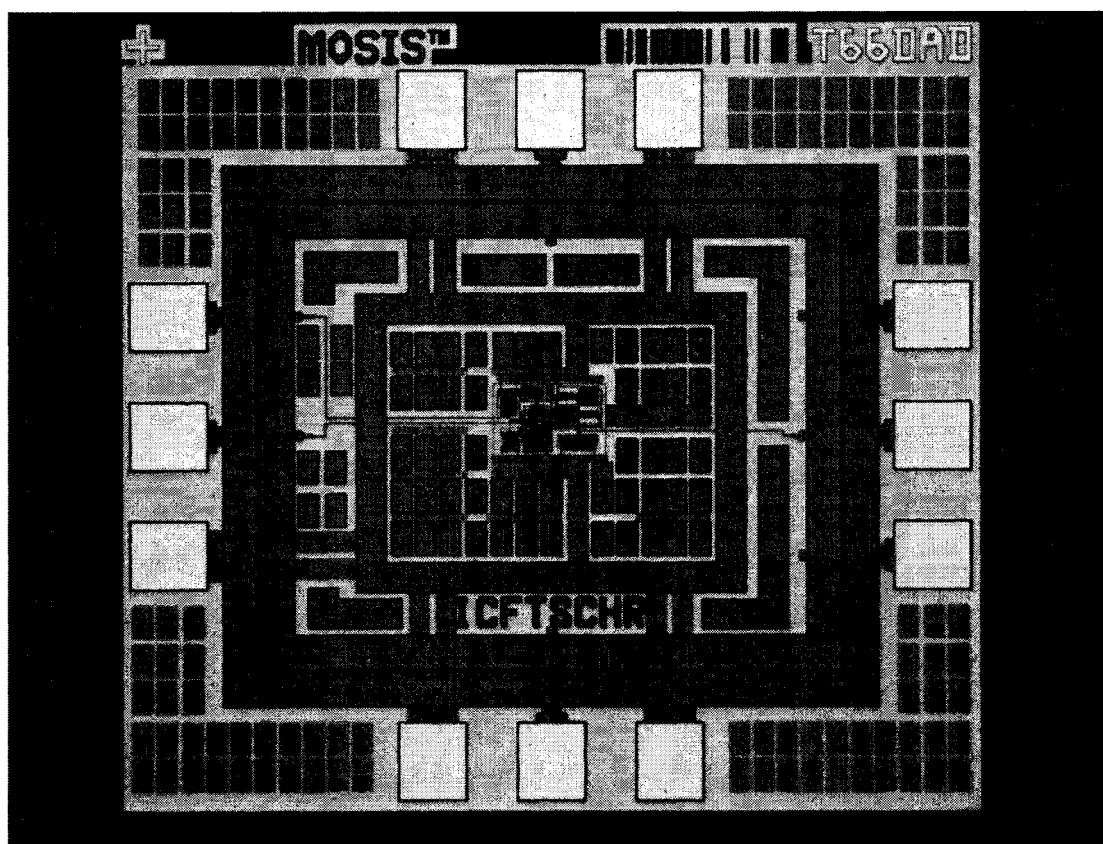


Figure 53 Circuit intégré du convertisseur Capacité-à-Fréquence en technologie CMOS 0,18 μm

5.3 Conclusion

Le convertisseur Capacité-à-Fréquence représente une très grande partie du système global de monitoring de la pression artérielle. Étant donné que la mesure de la pression se fait par l'intermédiaire d'un élément capacitif, le convertisseur est responsable de traduire la valeur de la capacité en une métrique facilement utilisable. Le signal obtenu par cette unité est une onde de fréquences variables par rapport à la pression mesurée. Par la suite, ce signal peut être traité par une autre section du système global ou bien servir directement de porteur de l'information.

La maturité de la technologie CMOS 0,18 μm , disponible par le biais de la CMC Microsystems, fait en sorte que les outils de conception offrent de solides modèles afin de bien entreprendre le design de circuits microélectroniques. En plus, la compatibilité de la technologie CMOS avec d'autres procédés de microfabrication tel que les MEMS procure un avantage considérable pour une future intégration sur une même puce.

Afin d'arriver à une fabrication d'un tel circuit, il est important de bien encadrer la conception par différentes étapes subséquentes. Tout d'abord, l'étude théorique permet de vérifier le comportement du circuit et d'en expliquer les différentes phases de fonctionnement au niveau transistor. À l'aide de calculs, il est possible de dimensionner les différents transistors afin de pouvoir respecter les spécifications établies. Par la suite, les diverses simulations permettent de confirmer la validité des calculs en relation avec les spécifications demandées. Une fois le circuit simulé et fonctionnel, la topologie du convertisseur est entreprise. Afin de parvenir à une topologie qui respecte les règles de dessin établies par le fabricant, certaines techniques d'amélioration sont utilisées. De plus, ces techniques permettent d'obtenir un circuit plus efficace occupant un espace moindre. Parmi ces techniques, celle de la géométrie en doigts et celle de la géométrie à axes de symétrie communs sont les plus sollicitées. Après avoir effectué des simulations « post-layout » afin de vérifier le bon fonctionnement du circuit à la suite de l'étape de la topologie, le dessin des masques de fabrication peut être fait. Avant la soumission finale du circuit au fabricant, il importe de passer le DRC pour ne pas avoir de mauvaises surprises une fois le circuit fabriqué. Une fois le circuit intégré fabriqué, le processus de testabilité peut être entrepris en suivant diverses procédures de mesure qui sont présentées dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS

6.1 Introduction

Dans les chapitres précédents, il est question de l'élaboration des différentes étapes pour arriver à la conception du système de monitoring de la pression artérielle. Une fois les composantes réalisées, il est temps de passer à l'étape du test. L'expérimentation dans un projet permet d'obtenir une corroboration avec les divers résultats de simulations. D'une autre manière, la prise de mesures permet de vérifier le fonctionnement d'une section du projet et, par la suite, il est possible d'apporter certains correctifs pour une seconde itération. Dans le Chapitre 4, l'expérimentation des divers procédés de fabrication permettent d'améliorer la fabrication et de corriger la conception au fur et à mesure que le projet avance. L'étape de la prise de mesure n'est pas nécessairement effectuée seulement à la fin d'un projet mais bien de façon continue et permet d'orienter la conception et la fabrication pour de meilleurs résultats finaux. La portée et l'amélioration du projet sont en relation directe avec l'expérimentation, car la prise de mesure permet d'identifier les éléments à corriger et de nouvelles idées peuvent donc être expérimentées.

Ce chapitre traite des informations sur l'état, à ce jour, des diverses fabrications des capacités MEMS et de la stratégie de tests envisagée pour la mesure de ces dernières. Il est aussi question de la méthode de mesures utilisée et des résultats expérimentaux du convertisseur Capacité-à-Fréquence mis en boîtier. Dans chacune de ces sous-sections la présentation de l'architecture de tests permet de voir l'équipement utilisé pour les diverses mesures. L'analyse de ces divers résultats sert à mieux saisir les limites du projet et à proposer de nouvelles alternatives pour l'amélioration du projet.

6.2 Stratégies de tests

Les différentes stratégies de tests utilisées permettent d'expérimenter étape par étape les diverses sections du système global. Avant de mettre une composante en relation avec d'autres, il est important d'en connaître son propre comportement. Si cette composante ne fonctionne pas comme elle est supposée de le faire, les correctifs nécessaires peuvent uniquement être apportés à la composante et non au système global. Cette façon de faire permet de ne pas mettre en doute les composantes déjà testées seules mais bien les interactions qu'elles ont ensemble. Ainsi le temps de déverminage, s'il y a lieu, est grandement amélioré.

Dans le cas du système de monitoring de la pression artérielle, deux composantes majeures doivent être testées de façon indépendante avant d'être mises en interaction. Une des façons de tester ces composantes est d'utiliser une station sous pointes afin d'effectuer des mesures sur gaufre (« on wafer ») ou bien sur circuit intégré (CI ou « on die »). La station sous pointes permet de positionner de façon très précise des sondes miniatures servant à aller rejoindre les divers contacts des circuits en test. Les sondes peuvent être reliées à des sources d'alimentation afin d'acheminer les tensions nécessaires au circuit ou être reliées à divers instruments de mesure (oscilloscope, analyseur d'impédance) afin d'en mesurer les divers comportements. La figure 54 montre un exemple de mesure sur gaufre à l'aide de sondes miniatures. Cette technique de mesure permet aussi de tester divers circuits en cours de fabrication et confirme l'exactitude des procédés de fabrication. Par exemple, à la suite de la formation de plots d'interconnexion (déposition de métal et gravure sélective de métal), il est intéressant de voir s'il y a bel et bien contact électrique entre ces plots et les différentes lignes qui y sont rattachées. Cette méthode de mesure permet également de mesurer les effets parasites (capacité et inductance) d'un circuit et de les contrer par des techniques de calibration ou en réalisant une nouvelle itération. Sans la calibration, une station sous pointes n'est pas vraiment utile, car elle ne permet pas d'isoler parfaitement le comportement d'un circuit seul en test.

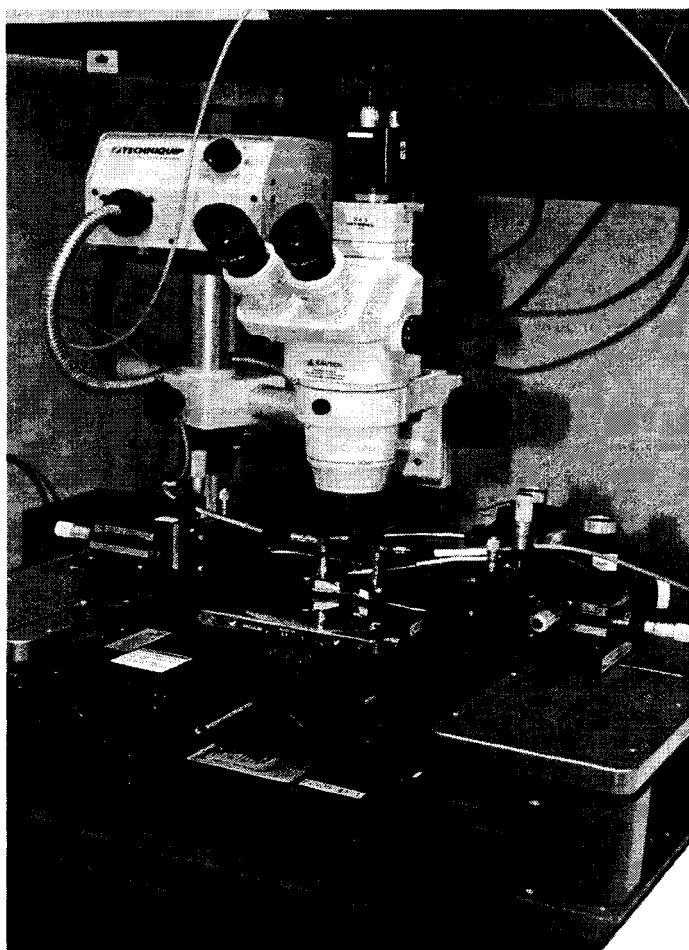


Figure 54 Station sous pointes Summit 9000

Lorsque les divers circuits sont testés seuls, l'intégration de ces derniers est réalisée pour ainsi former le système global ou une partie de ce système complet. L'intégration du capteur de pression (capacités fixes) et du convertisseur Capacité-à-Fréquence peut se faire autant sur une gaufre de silicium conductrice ou sur un boîtier (« on package »). L'avantage d'utiliser une gaufre de Si est de pouvoir utiliser directement les composantes MEMS qui y sont fabriquées sans pour autant les couper pour les séparer des autres composantes sur la gaufre. Par la suite il ne reste qu'à ajouter le circuit de conversion. L'inconvénient majeur est la complexité du dessin des masques afin d'y accueillir le convertisseur et de prévoir les différents plots d'interconnexion pour les diverses mesures

ultérieures. Il est à noter qu'en utilisant l'intégration sur gaufre, le test du système doit se faire à l'aide d'une station sous pointes et par conséquent peut être limitatif dans certains cas. Par exemple, les tests du système de monitoring dans un environnement contrôlé en pression et en température permet difficilement d'inclure la station sous pointes dans une chambre environnementale.

Dans le présent cas, l'espace sur les masques de fabrication ne permet pas l'ajout d'une zone d'accueil pour le convertisseur. Par conséquent, l'intégration est faite dans un boîtier avec lequel il est plus simple de réaliser des mesures de façon usuelle. Ce type d'intégration se fait avec du microcâblage afin de relier les différents circuits ensemble et de relier le système au monde extérieur (différents plots d'interconnexion du boîtier). Le microcâblage se fait en utilisant une machine permettant de positionner un très petit fil d'or entre deux points de connexion. Le fil d'or utilisé pour ces intégrations a un diamètre de 25 microns, ce qui est standard pour ce type d'application. Selon Rabaey, Chandrakasan et Nikolic (2003) la valeur des parasites du microcâblage est de l'ordre du femto Farad (fF) pour la capacité et de 1 nH/mm pour l'inductance. La figure 55 présente la machine utilisée pour réaliser ce type d'application. L'avantage d'utiliser du microcâblage plutôt qu'une station sous pointes est que cette technique se rapproche le plus de l'emballage conventionnel en boîtier. Par contre, l'inconvénient de cette technique est l'apprentissage de la machine, l'ajustement des divers paramètres et l'exécution de plusieurs essais afin d'être à l'aise avec le positionnement des fils d'or. Le tableau XIX présente les paramètres utilisés pour réaliser les différents tests. Il est à noter que pour réaliser ce type d'interconnexion par microcâblage, les dispositifs doivent être relativement propres, sans trace de dépôts organiques (sueur des doigts par exemple), afin que la soudure se produise correctement. La figure 56 illustre les différentes étapes associées à la technique du microcâblage.

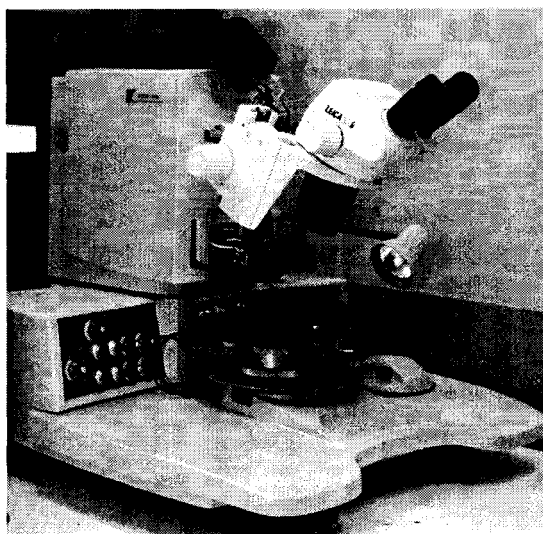


Figure 55 Machine de microcâblage Kulicke & Soffa Ltd.

Tableau XIX

Paramètres d'ajustements de la machine à microcâblage

Paramètres	Ajustements	
	25 μ m Gold Wire – Gold PAD	25 μ m Gold Wire – Al PAD
N.E.F.O. Ball size	2,0	2,0
Tail length	5,8	5,5
1st SEARCH	1,5	1,5
1st POWER	5,0	5,0
1st TIME	6,3	6,3
1st FORCE	3,0	3,0
LOOP	5,0	5,0
2nd SEARCH	1,5	1,5
2nd POWER	3,0	2,5
2nd TIME	4,0	3,0
2nd FORCE	3,0	2,0
TEMPERATURE (°C)	150	150

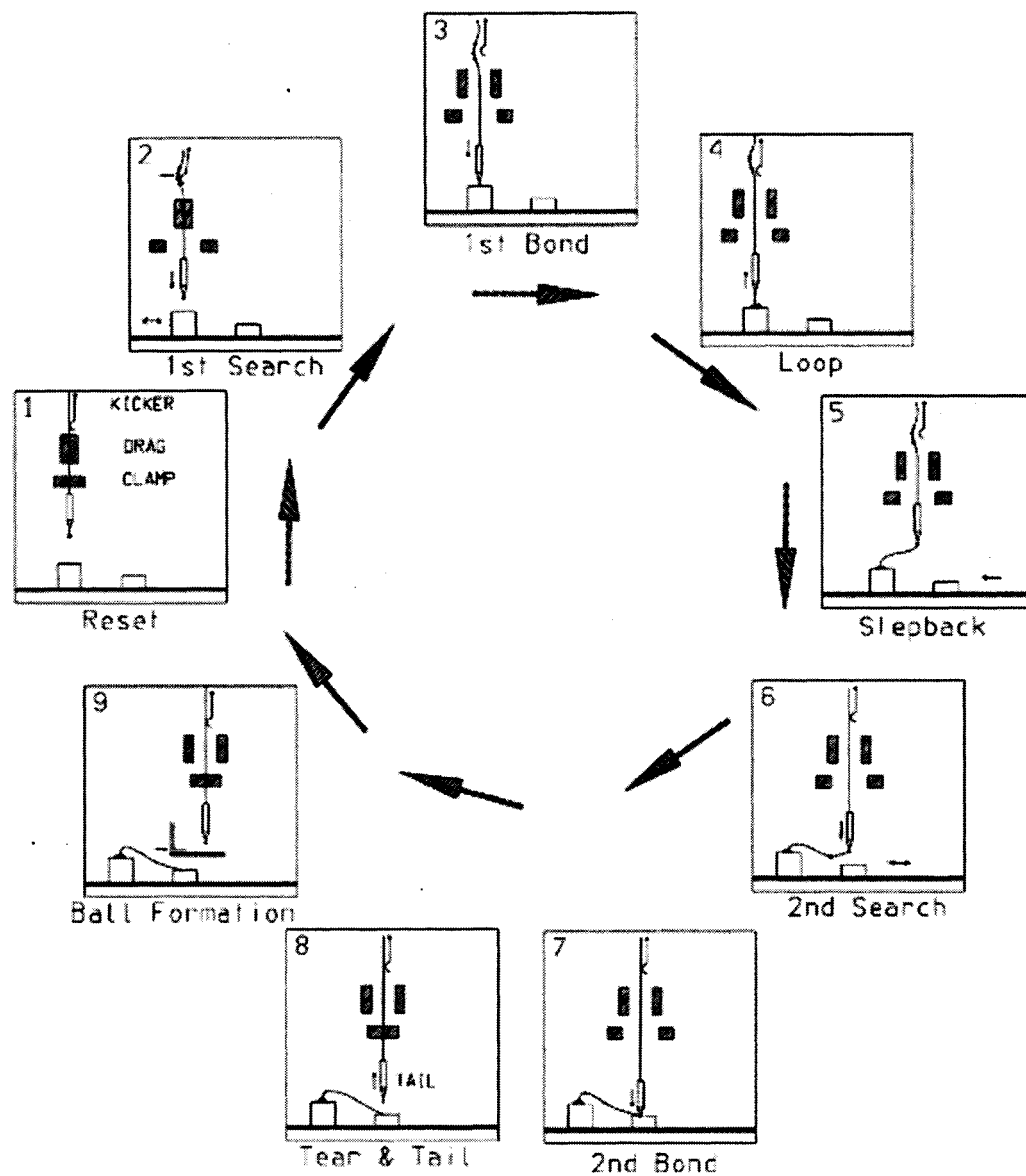


Figure 56 Étapes de réalisation d'une interconnexion par microcâblage
(Tiré de Kulicke & Soffa Ltd.)

6.2.1 Tests et résultats des capacités fixes

Bien que le procédé de fabrication des capacités MEMS présenté au Chapitre 4 soit simple (dépôt/gravure de métal, dépôt de résine et dépôt/gravure de métal), certains

problèmes sont rencontrés lors des différentes fabrications. Pour la première fabrication, le problème majeur s'est produit à la toute fin du procédé lorsqu'il est temps de retirer la résine supérieure, celle qui a servie de masque de gravure pour la couche supérieure de métal, à l'aide d'un plasma d'oxygène (Plasma O_2). À la sortie du plasma, la couche supérieure de métal commence à craquer, comme le montre la figure 57.

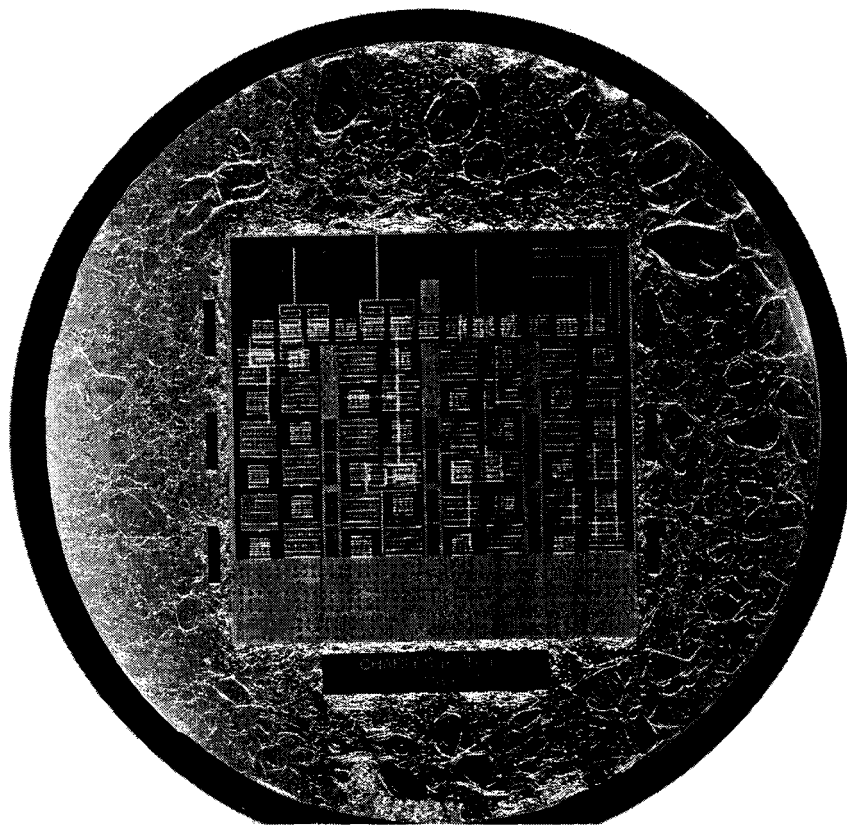


Figure 57 Couche métallique supérieure craquée

En regardant plus précisément une structure de capacité, le métal supérieur n'est parfois plus présent, alors les éléments capacitifs ne peuvent plus être mesurés. La figure 58 illustre ce problème. La zone noire représente l'ouverture de la couche métallique.

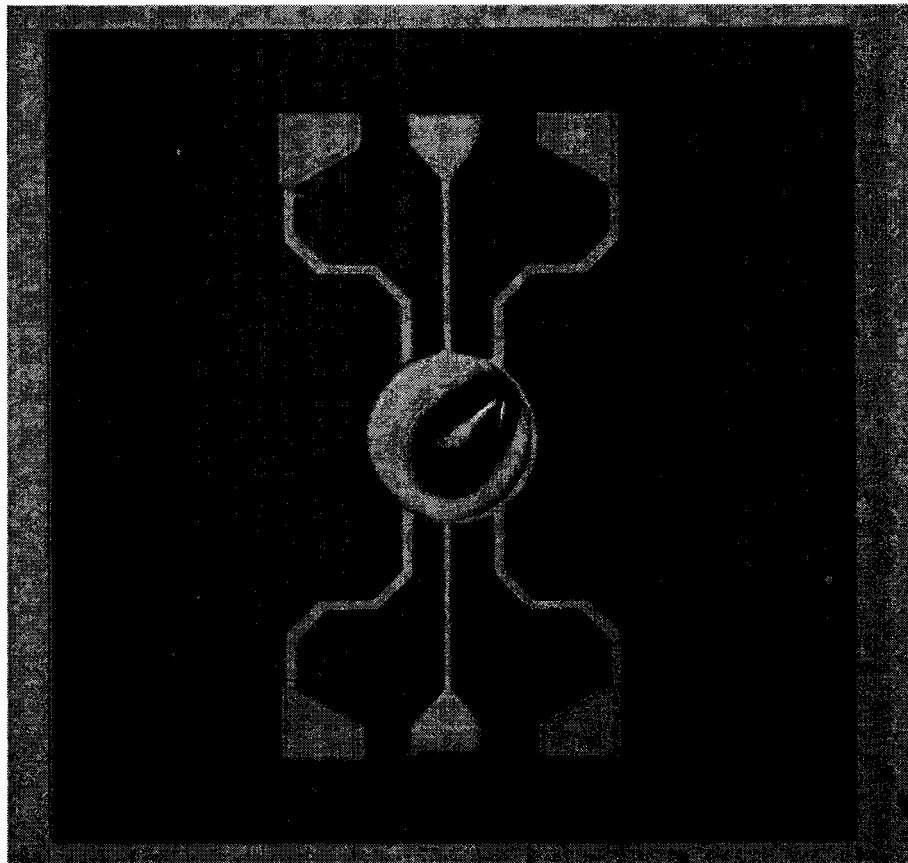


Figure 58 Zoom sur une capacité MEMS

Ces problèmes de craquement de couche métallique sont souvent dus soit à une mauvaise déshydratation des couches ou à un trop grand stress mécanique des couches. La déshydratation se fait en plaçant la gaufre dans un four ou sur une plaque chauffante afin de libérer les molécules de solvant encore présentes à l'intérieur des couches. Une déshydratation de la couche de résine est une clé dans le procédé de fabrication. Il est donc important de savoir qu'une déshydratation est nécessaire à chaque fois que la gaufre a été en contact avec un liquide comme de l'eau, un acide ou un solvant. Un trop grand stress mécanique de la couche supérieure de métal par exemple, peut avoir comme effet négatif de faire craquer les couches inférieures. La figure 59 illustre un agrandissement d'une zone de résine craquée en dessous de la couche supérieure de métal.

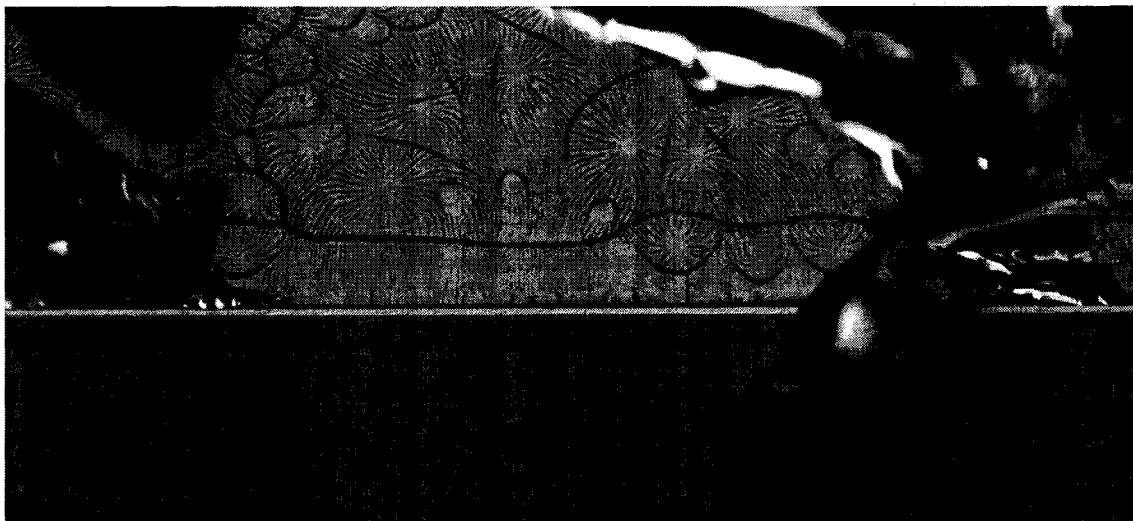


Figure 59 Zone de résine craquée

Un moyen de réduire le stress dans une couche est de diminuer son épaisseur. Lors de la première fabrication, les deux couches métalliques ont une épaisseur de 500 nm donc, pour les fabrications subséquentes, une épaisseur de 250 nm d'aluminium a été choisie.

La deuxième fabrication consiste à refaire les mêmes étapes que la première mais en apportant les changements indiqués ci-haut : déshydratation des couches et déposition de 250 nm d'aluminium au lieu de 500 nm. La déshydratation s'est effectuée dans un four programmable ajusté à 150 °C pour un temps de 30 minutes. À l'étape du plasma d'oxygène, trois périodes de cinq minutes sont choisies au lieu d'y aller pour une durée de 15 minutes au total. Ce petit test vérifie le moment où la couche métallique commence à craquer. Après seulement cinq minutes dans le plasma O₂, certaines zones métalliques de la gaufre commencent à présenter des effets de craquement (petites bulles) comme le montre la figure 60.

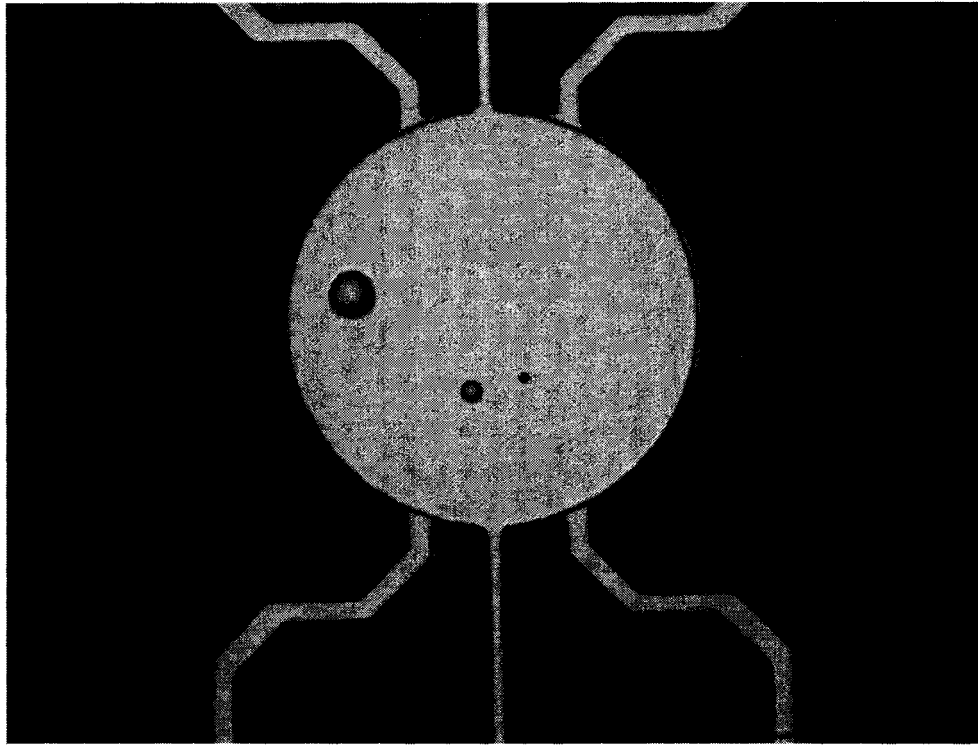


Figure 60 Effet après cinq minutes dans le plasma d'oxygène

En voyant que la couche supérieure de métal est encore affectée à l'intérieur du plasma d'oxygène, deux hypothèses peuvent expliquer ce phénomène : soit que la déshydratation n'était pas suffisante ou que la puissance utilisée pour le plasma était trop grande.

La troisième fabrication consiste à se rendre jusqu'à l'étape du plasma d'oxygène avec une gaufre entière et ensuite à la trancher en plusieurs petits morceaux afin d'effectuer divers essais avec le plasma O_2 en changeant la puissance pour voir son effet. En cours de fabrication, à la suite d'une cuisson de résine, l'effet de craquement de la couche métallique supérieure s'est produite de nouveau. Il n'est alors pas possible de se rendre aux divers tests avec la puissance du plasma d'oxygène. La figure 61 montre la couche d'aluminium qui commence à craquer.

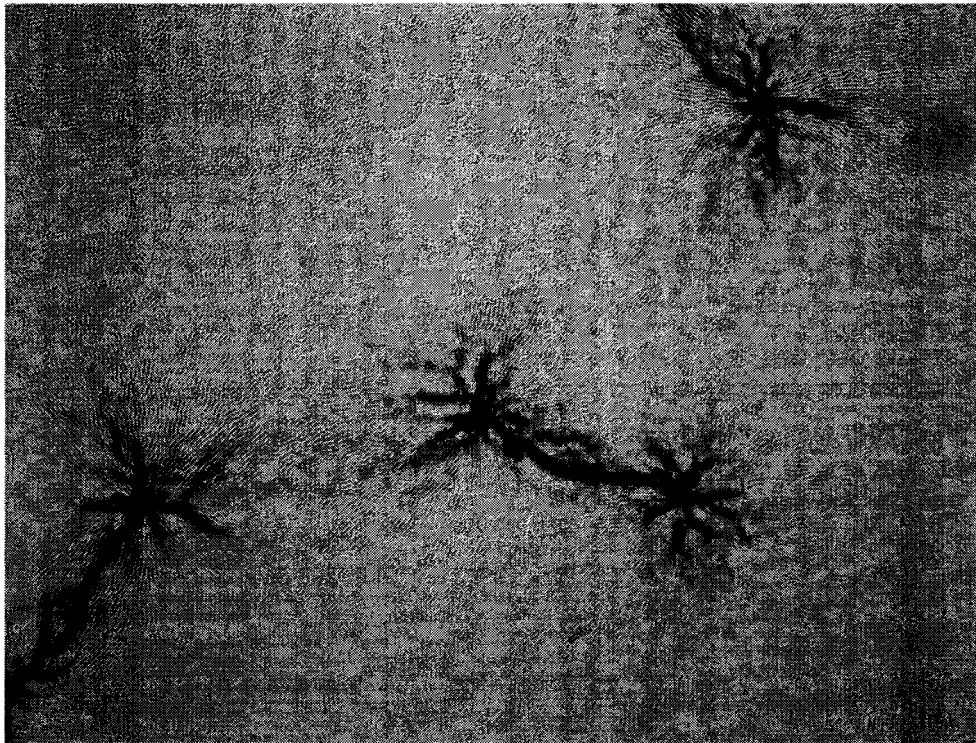


Figure 61 Craquement de l'aluminium en cours de fabrication

Avec ce résultat, l'hypothèse que la déshydratation ne soit pas assez suffisante est de plus en plus plausible. Afin de régler cette embûche, l'utilisation d'une plaque chauffante au lieu du four doit être utilisée pour la déshydratation. De manière courante, cinq minutes sur une plaque correspond à 30 minutes dans un four. Pour être certain que toutes les couches seront déshydratées au maximum, un temps de dix minutes minimum sera utilisé pour les fabrications ultérieures.

Par contre, même si la fabrication des capacités fixes n'est pas tout à fait terminée, la procédure de tests est élaborée. Pour la mesure de ces capacités, la station sous pointes est l'élément central du banc d'essai. Même si dans l'application du projet les capacités ne sont pas exploitées en hautes fréquences, la conception est faite en considérant l'utilisation de sondes coplanaires dédiées aux applications RF. La mesure de la capacité peut être faite à l'aide d'un analyseur de réseau ou à l'aide d'un analyseur d'impédance. L'analyseur d'impédance est un choix plus judicieux, car il permet de mesurer plus bas

en fréquences (20 Hz à 2 MHz) que l'analyseur de réseau (30 kHz à 6 GHz). De façon théorique, la capacité présentée à l'entrée du circuit de conversion est une capacité DC mais, dans une situation réelle, la capacité est influencée par les fréquences en jeu dans le circuit. La prise de mesure de la capacité n'est pas triviale en soi, car il faut à la fois très bien connaître les appareils utilisés et très bien les calibrer afin d'obtenir la mesure du dispositif seul sans les parasites. Une partie de la technique pour la calibration de ces appareils est d'ajouter sur la gaufre des dispositifs (circuits ouverts, courts-circuits, lignes de dimensions connues) servant à annuler les effets négatifs en jeu. Afin d'ajouter ces dispositifs correctionnels, il est primordial d'avoir une première mesure de l'élément à l'étude pour ainsi avoir une valeur de l'erreur à corriger. C'est pourquoi sur la première version des masques de fabrication des capacités fixes, il n'y a pas de structures correctives.

6.2.2 Tests et résultats du convertisseur Capacité-à-Fréquence

Comme il a été mentionné, pour bien caractériser une composante, il faut être en mesure de la tester seule afin de pouvoir identifier clairement les problèmes qui peuvent survenir. Dans le cas du convertisseur Capacité-à-Fréquence, ce type de tests n'est pas possible. Deux raisons peuvent expliquer ce fait. La première est que le matériel pour ce type de mesures n'était pas disponible. Ce matériel consiste en diverses sondes de mesures de type DC pouvant amener les différentes tensions au circuit ainsi que le branchement de l'entrée et de la sortie du circuit. La deuxième raison beaucoup plus importante est que la conception n'est pas prévue pour ce type de test directement sur circuit intégré. De la façon dont le circuit est fabriqué présentement, il lui faut une capacité externe pour fonctionner. Il y a alors ajout d'éléments parasites et cela peut entraîner un mauvais fonctionnement du convertisseur.

Afin de pouvoir vérifier le comportement du circuit de conversion, la fabrication d'une plateforme en circuit imprimé est nécessaire. La topologie de cette plateforme ne consiste qu'en une zone pouvant accueillir par soudage le circuit du convertisseur mis en

boîtier, d'une connexion pour la sortie de fréquences variables et d'un espace pour souder les différentes capacités à l'entrée du circuit. Les capacités utilisées pour ces tests sont de type montage en surface (« surface mount » ou SMT) de la compagnie ATC et possèdent une tolérance de $\pm 0,1$ pF pour des valeurs variant entre 0,1 pF et 1 pF. La sortie de fréquences variables est mesurée à l'aide d'un oscilloscope Tektronics TDS694C. La figure 62 montre cette topologie.

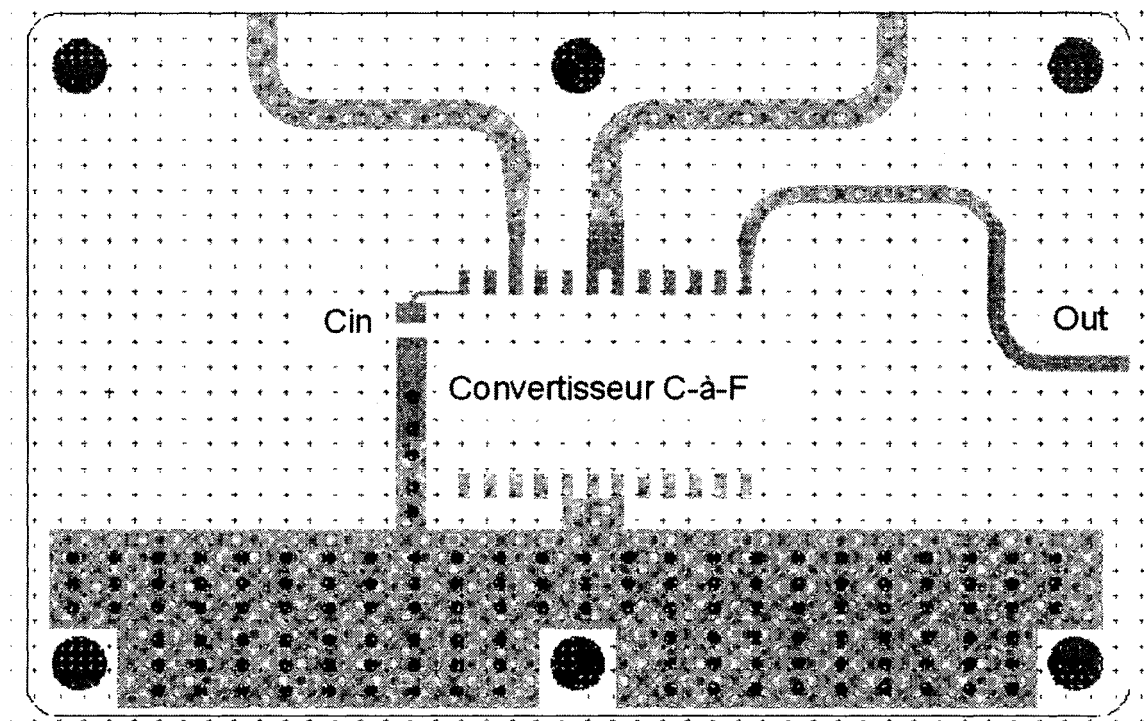


Figure 62 Topologie de la plateforme de tests du convertisseur C-à-F

La technique du microcâblage est utilisée pour relier le circuit intégré au boîtier et lors du premier essai, un lien s'est brisé en plus d'avoir un court-circuit entre deux plots d'interconnexion. La figure 63 présente cet essai manqué. Par la suite, les autres circuits ont tous été microcâblés avec succès. Comme il en a été question dans la section des différentes stratégies de tests, l'utilisation du microcâblage requiert de la pratique afin de

pouvoir parfaitement aligner le microcâblage avec le plot d'interconnexion présent sur le CI. La figure 64 montre un essai réussi de la pose du microcâblage.

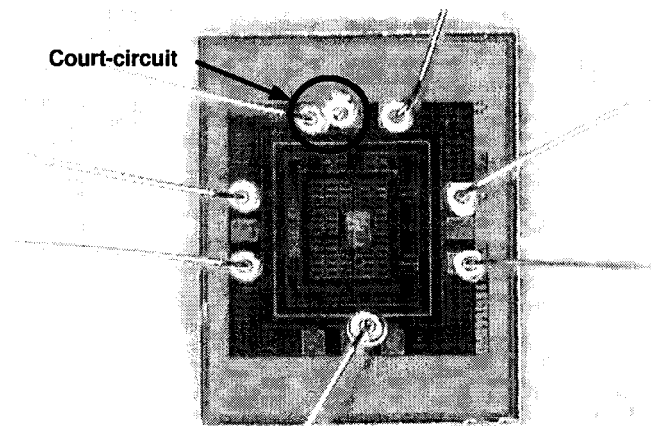


Figure 63 Premier essai de microcâblage

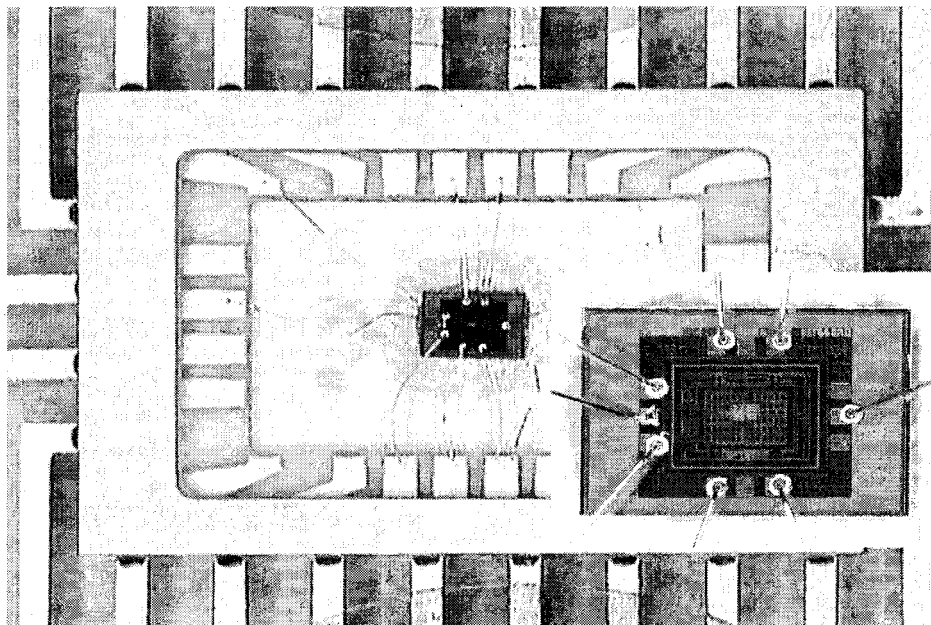


Figure 64 Circuit intégré mis en boîtier par technique de microcâblage

La première version de la plateforme de tests (figure 62) possède plusieurs espaces pour souder des capacités en parallèle afin d'avoir une certaine versatilité dans la combinaison possible de différentes valeurs de capacités. Lors des différents essais, seulement une capacité a été utilisée à la fois. Pour chaque mesure, une nouvelle capacité est soudée à la place de l'ancienne en prenant bien soin de nettoyer le circuit imprimé avant chaque nouvelle soudure et en utilisant un système contrôlé d'application de la pâte à souder (permet d'avoir une quantité identique de pâte à chaque fois). Le tableau XX présente les résultats obtenus avec la première version de la plateforme de tests. La valeur de la fréquence théorique est calculée à l'aide de la formule 5.2 en prenant les valeurs ci-contre pour le calcul : $I_{Mp5}=5\mu A$, $\Delta V_{CS}=0,51 V$.

Tableau XX

Résultats de l'expérimentation avec la première plateforme

C théorique (F)	f théorique (Hz)	Période expérimentale (s)	f expérimentale (Hz)	C correspondante (F)	Delta C (F)
0,1e-12	49,020E+06	758,00E-09	1,3193E+06	3,7157E-12	3,6157E-12
0,2e-12	24,510E+06	760,00E-09	1,3158E+06	3,7255E-12	3,5255E-12
0,3e-12	16,340E+06	764,00E-09	1,3089E+06	3,7451E-12	3,4451E-12
0,4e-12	12,255E+06	772,00E-09	1,2953E+06	3,7843E-12	3,3843E-12
0,5e-12	9,8039E+06	776,00E-09	1,2887E+06	3,8039E-12	3,3039E-12
0,6e-12	8,1699E+06	784,00E-09	1,2755E+06	3,8431E-12	3,2431E-12
0,7e-12	7,0028E+06	792,00E-09	1,2626E+06	3,8824E-12	3,1824E-12
0,8e-12	6,1275E+06	792,00E-09	1,2626E+06	3,8824E-12	3,0824E-12
0,9e-12	5,4466E+06	804,00E-09	1,2438E+06	3,9412E-12	3,0412E-12
1,0e-12	4,9020E+06	804,00E-09	1,2438E+06	3,9412E-12	2,9412E-12

La période expérimentale correspond à la valeur mesurée à l'aide de l'oscilloscope pour chaque valeur de capacités théoriques branchées à l'entrée. La fréquence expérimentale est simplement l'inverse de la période expérimentale. De cette nouvelle valeur de fréquence, une valeur de capacité correspondante est calculée toujours en utilisant la formule 5.2. La figure 65 est la représentation graphique de ces résultats.

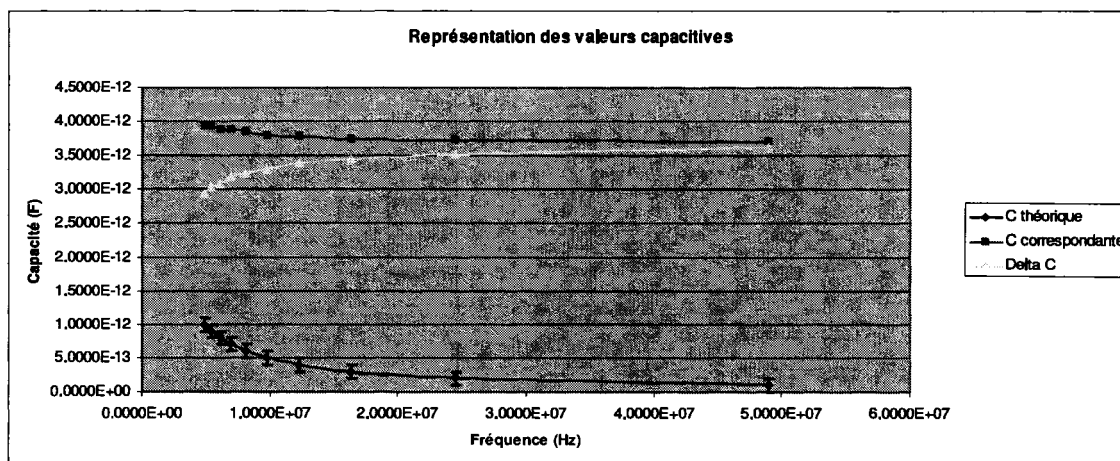


Figure 65 Représentation des valeurs capacitives pour la première plateforme

À première vue, en regardant les résultats, il y a un effet de capacités parasites ce qui provoque une baisse de la fréquence de fonctionnement. La formule montre que la valeur de la capacité est inversement proportionnelle à la fréquence. La valeur de la capacité parasite moyenne pour la première version est d'environ 3,28 pF ce qui est loin d'être négligeable pour des mesures capacitives allant de 0,1 pF jusqu'à 1,0 pF. Cette capacité indésirable provient de la plateforme fabriquée sur circuit imprimé et aussi de la capacité des microcâblages. Cependant, il est précipité de ne mentionner que l'effet de la capacité parasite pouvant affecter la fréquence de sortie du convertisseur. Il ne faut pas oublier que le courant utilisé pour ces calculs est le courant voulu et obtenu en simulation lors de la conception du circuit de conversion. Ce courant (I_{Mp5}) est le courant de la branche du circuit servant à la charge et à la décharge de la capacité à l'entrée. Si I_{Mp5} augmente, la fréquence de sortie augmente aussi. Dans le présent cas, la valeur de ce

courant est probablement inférieure à celle voulue ce qui entraîne une variation en fréquences moins élevée. Par contre, il est impossible de mesurer directement ce courant et donc très difficile de prédire son effet sur le système. Sans entrer dans les détails, différents paramètres peuvent venir affecter cette valeur de courant : tension de seuil des transistors plus élevée, longueur/largeur réelles différentes des valeurs prises pour les calculs lors de la conception. Les paramètres physiques et technologiques donnés par la fonderie de semiconducteurs sont souvent des approximations et cela entraîne une certaine erreur lors de la conception de ce type de circuit. Donc, en regardant la complexité du courant I_{Mps} , il est mieux de travailler dans l'optique de pouvoir diminuer l'effet de la capacité parasite.

Cette capacité parasite peut être facilement diminuée en réorganisant la topologie pour une seconde version de la plateforme de tests. Cette seconde version possède un seul espace pour la soudure de la capacité d'entrée et est placée le plus près possible du boîtier de circuit de conversion. En éliminant les autres espaces de soudure et en diminuant les longueurs de lignes utilisées, la capacité parasite a chuté à une valeur moyenne d'environ 1,43 pF. Ces nouveaux résultats sont présentés au tableau XXI et synthétisés à la figure 66. La réduction de la capacité parasite a un effet direct sur le comportement du circuit de conversion. Les fréquences expérimentales couvrent une plage de 485 kHz soit environ un peu plus de six fois la couverture de fréquences de la première version de la plateforme de tests. Certes, il est possible et souhaitable de diminuer encore cette valeur de capacité parasite. Cette nouvelle réduction doit sans doute passer par l'utilisation d'un autre type de capacité, par exemple des capacités MEMS. D'un autre côté, l'exploration de la piste du courant I_{Mps} doit être faite, car la réduction des effets parasites a une certaine limite.

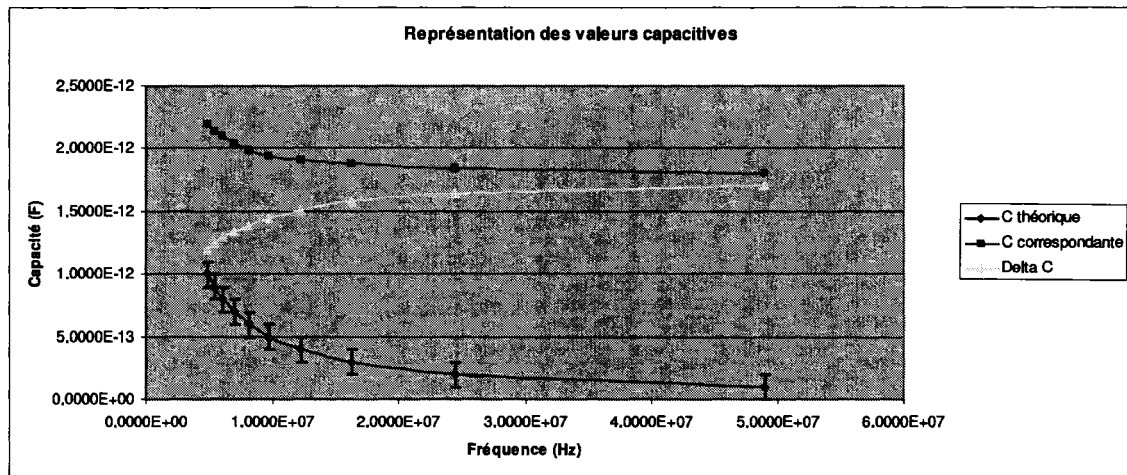


Figure 66 Représentation des valeurs capacitives pour la deuxième plateforme

Tableau XXI

Résultats de l'expérimentation avec la deuxième plateforme

C théorique (F)	f théorique (Hz)	Période expérimentale (s)	f expérimentale (Hz)	C correspondante (F)	Delta C (F)
0,1e-12	49,020E+06	368,00E-09	2,7174E+06	1,8039E-12	1,7039E-12
0,2e-12	24,510E+06	376,00E-09	2,6596E+06	1,8431E-12	1,6431E-12
0,3e-12	16,340E+06	384,00E-09	2,6042E+06	1,8824E-12	1,5824E-12
0,4e-12	12,255E+06	389,00E-09	2,5707E+06	1,9069E-12	1,5069E-12
0,5e-12	9,8039E+06	396,00E-09	2,5253E+06	1,9412E-12	1,4412E-12
0,6e-12	8,1699E+06	404,00E-09	2,4752E+06	1,9804E-12	1,3804E-12
0,7e-12	7,0028E+06	416,00E-09	2,4038E+06	2,0392E-12	1,3392E-12
0,8e-12	6,1275E+06	428,00E-09	2,3364E+06	2,0980E-12	1,2980E-12
0,9e-12	5,4466E+06	436,00E-09	2,2936E+06	2,1373E-12	1,2373E-12
1,0e-12	4,9020E+06	448,00E-09	2,2321E+06	2,1961E-12	1,1961E-12

6.3 Conclusion

Les trois premières fabrications des capacités fixes MEMS montrent que même si le procédé semble relativement simple, certains problèmes peuvent survenir. Par contre, ces embûches permettent de bien saisir les différentes étapes de la fabrication. Les différents résultats montrent que la couche de métallisation supérieure n'a pas l'air de résister lorsqu'il y a un traitement thermique qui survient après la déposition de ce métal. Tout laisse à croire que ce problème découle du fait qu'il reste des molécules de solvant dans les couches inférieures, et ces dernières tentent de sortir lorsque la gaufre est portée à une certaine température. Pour remédier à cette diffusion du solvant, la déshydratation doit être effectuée après chaque étape qui requiert un liquide (acide, base, eau, solvant). De plus, cette déshydratation doit être effectuée plutôt sur une plaque chauffante que dans un four, afin d'assurer que la chaleur soit directement appliquée sur la gaufre. Pour une meilleure déshydratation, le double du temps sur la plaque chauffante, soit dix minutes, est utilisé. Pour la quatrième version de la fabrication des capacités MEMS, le procédé est amené jusqu'à la dernière étape qui consiste à enlever la couche de résine supérieure et ainsi à découvrir les différents plots d'interconnexion des capacités. À cette étape, la gaufre est coupée en plusieurs petits morceaux afin de faire divers tests avec chacun d'entre eux. De cette façon, un test du niveau de la puissance et du temps utilisé pour le plasma d'oxygène peut être réalisé.

Les résultats du convertisseur Capacité-à-Fréquence montre que le circuit fonctionne mais pas dans la plage de fréquences qui est prévue lors de la conception. Les divers résultats montrent qu'il y a présence d'une capacité parasite qui vient affecter le rendement du convertisseur. En changeant la topologie de la plateforme de tests, cette capacité est diminuée mais pas encore assez pour que la sortie soit dans la plage de fonctionnement de la simulation. À part cette capacité parasite, le courant servant à la charge et à la décharge de la capacité d'entrée peut être un problème relatif au mauvais fonctionnement du circuit. Afin de mieux caractériser le dispositif de base du circuit, le transistor, il faudrait reprendre une deuxième itération de la conception CMOS. Dans

cette deuxième version, il est souhaitable d'avoir un transistor de type N et un transistor de type P complètement seuls afin de pouvoir les tester de façon indépendante et en retirer les paramètres de fonctionnement (courant, tension de seuil). En obtenant ces paramètres, une troisième itération peut être entreprise afin de corriger les erreurs de fabrication. Du côté expérimental, en ayant une idée de la valeur du courant, la formule utilisée pour déterminer la fréquence de sortie peut être ajustée en conséquence. Donc, lors d'une nouvelle conception, l'ajout d'une capacité CMOS est d'une très grande utilité afin de pouvoir tester la composante directement à partir de la station sous pointes et ainsi d'obtenir d'autres renseignements utiles pour une troisième itération.

Pour les itérations subséquentes, les simulations montrant le rendement du circuit sont primordiales pour être en mesure de bien identifier le lot de fabrication de circuits intégrés. Les simulations de type « Process corners » et Monte Carlo font partie de cette catégorie de simulations de rendement. Ces simulations permettent de faire varier certains éléments du procédé en se fiant aux modèles de simulation du fabricant, de faire varier la tension d'alimentation ainsi que de faire varier la température. Pour une simulation « Process corners » le concepteur détermine des valeurs minimales, maximales et typiques pour chacune de ces variations. Par la suite un but à atteindre est fixé. Ce but peut être par exemple une fréquence d'oscillation souhaitée en présence d'une valeur déterminée de la capacité à l'entrée du circuit. En effectuant cette simulation il est possible de voir si le circuit fonctionne ou ne fonctionne pas malgré les variations apportées. Si ces variations ont un fort risque de se présenter, il est conseillé de retourner à l'optimisation du circuit afin de contrer ces variations éventuelles. L'optimisation passe par l'ajustement de la largeur et de la longueur des grilles des différents transistors. La simulation « Process corners » est souvent avantagée, car elle est simple d'utilisation et rapide. Par contre si le concepteur ne connaît pas les variations de procédé du fabricant, il doit choisir ses variations limites et peut être trop optimiste ou bien trop pessimiste dans ses choix. La simulation Monte Carlo est beaucoup plus robuste à cet égard, car cette technique utilise des modèles statistiques pour vérifier le rendement du circuit.

Mais en contre-partie, la simulation Monte Carlo est très longue à effectuer comparativement à la simulation « Process corner ».

Ces résultats sont d'une précieuse aide pour la poursuite de ce projet. À partir de ces données, le fonctionnement des systèmes peut être analysé et certaines corrections peuvent être apportées. Les résultats présentés dans ce chapitre sont encourageants pour la poursuite du projet en n'oubliant pas que ce sont les premiers essais de fabrication de capacités de type MEMS et de conception d'un circuit microélectronique CMOS 0,18 μm .

CONCLUSION

Le projet de recherche a comme objectif de concevoir un nouvel instrument de mesure de la pression artérielle. Le travail s'est effectué sur le capteur de pression MEMS de type capacitif ainsi que sur l'unité de conversion Capacité-à-Fréquence. Certaines limitations touchant ces deux sections sont le point de départ pour une éventuelle continuité du projet. En ce qui concerne les fabrications MEMS, la déshydratation des couches ainsi que l'utilisation de l'aluminium comme couche métallique sont des limitations. Pour les contrer, des temps de recuit plus élevés va permettre une complète déshydratation et la disponibilité de la déposition d'une couche d'or pour effectuer un collage eutectique à basse température (environ 350 °C) va éviter l'utilisation d'une couche dopée. Concernant l'unité de conversion, l'ajustement des dimensions des transistors est difficile et une grande capacité parasite est présente lors de l'utilisation d'une plateforme de tests. Pour contrer ces limitations, l'utilisation de cellules paramétrisables est un atout et l'ajout d'une capacité MOS va permettre de tester le circuit sur une station sous pointe et ainsi être en mesure de mieux caractériser l'unité de conversion par rapport au reste du système global.

Les moyens utilisés, pour atteindre l'objectif de ce projet, soit de développer les connaissances au niveau de diverses technologies de pointe afin de pouvoir concevoir et intégrer un système de monitoring de la pression artérielle et de réaliser les différentes composantes pour des fins de tests ont passés par les différentes étapes qui sont présentées dans ce mémoire.

Le premier chapitre présente l'étude de la problématique c'est-à-dire une revue de la littérature sur le sujet. Ces différentes lectures permettent de mieux saisir les enjeux du projet, de voir ce qui est fait dans le domaine ainsi que les principaux acteurs traitant du sujet et enfin de choisir les différentes technologies servant à la réalisation du projet. À la suite de ces lectures, le choix des technologies MEMS et de la microélectronique est sans équivoque pour la réalisation du capteur de pression et de l'unité de conversion.

Plusieurs recherches démontrent le fonctionnement des deux sous-systèmes de façon indépendante et l'intégration de ces deux composantes est un défi d'actualité et d'avenir. La majorité des tests sont réalisés dans un environnement *in vitro* et le passage aux tests *in vivo* constitue un défi de grande taille pour l'avenir de la bio-instrumentation.

Dans le deuxième chapitre, une excursion dans le domaine médical est réalisée. Le système cardiovasculaire est présenté ainsi que les différentes méthodes actuelles de mesure de la pression artérielle. En regardant les avantages et les inconvénients des différentes méthodes de mesure, la conception du capteur de pression prend forme et cette conception préconise une méthode de mesure qui est à la fois précise et peu invasive.

Le troisième chapitre sert d'introduction à certaines techniques de microfabrication. Ces techniques sont expliquées de façon brève mais permettent tout de même de mieux suivre l'évolution des différents procédés de fabrication de la conception et de la réalisation du capteur de pression MEMS.

Les différentes étapes de la conception et de la réalisation des composantes MEMS sont présentées dans le quatrième chapitre de ce mémoire. La conception débute avec l'étude théorique du déplacement d'une membrane suspendue. Les formules de ce déplacement pour des membranes rectangulaire ou circulaire sont confirmées à l'aide de simulations par éléments finis. Une fonction d'optimisation sert à trouver un agencement de paramètres idéaux pour le dimensionnement du capteur de pression de type capacitif. Plusieurs procédés de fabrication sont élaborés afin de réaliser ce capteur en prenant compte des matériaux et des technologies de fabrication disponibles au Laboratoire NanoTools de l'Université McGill. Les différents procédés découlent du fait que certains tests préliminaires permettent de voir qu'il existe quelques problèmes de compatibilité entre les différentes étapes de fabrication. La fabrication de capacités fixes permet d'avoir une composante qui émule le comportement du capteur pour différentes valeurs de pression.

Le cinquième chapitre présente les éléments de la conception de l'unité de conversion de la capacité en une fréquence variable. La technologie CMOS 0,18 μm est choisie pour sa maturité et sa grande disponibilité. La fabrication du convertisseur est faite en collaboration avec l'organisme CMC Microsystèmes. Cette conception est divisée en plusieurs étapes dont l'étude théorique du fonctionnement du circuit, le dimensionnement des divers transistors et la validation de ce dimensionnement par simulation. Après cette validation, la topologie du circuit est entreprise en utilisant diverses techniques de placement. Ces techniques permettent d'améliorer l'espace occupé par le circuit et de contrer les effets négatifs de la fabrication telle que la non-uniformité de l'épaisseur de l'oxyde. Parmi ces techniques, celle de la géométrie en doigts et celle de la géométrie à axes de symétrie communs sont les plus utilisées dans ce design. Après avoir effectué diverses simulations avec cette topologie et après avoir rencontré les spécifications du fabricant, le dessin des masques peut être entrepris.

Le dernier chapitre traite des différentes stratégies de tests utilisées pour mesurer la fonctionnalité des composantes. Les mesures sous pointes effectuées directement sur une gaufre ou sur un CI sont une des stratégies discutées. Les différentes fabrications des capacités MEMS fixes sont présentées avec les points à améliorer pour les essais subséquents. Afin de tester la fonctionnalité du convertisseur Capacité-à-Fréquence, il y a eu utilisation du microcâblage pour relier le CI au boîtier. Une plateforme de tests est utilisée pour mesurer la fréquence du convertisseur lorsque différentes valeurs de capacité sont placées à son entrée. Pour une deuxième version du convertisseur, certains éléments doivent être ajoutés afin de mieux caractériser le fonctionnement du circuit et de tester le circuit de façon indépendante. Aussi, une simulation de type "Process corners" doit être tenu en compte pour les itérations subséquentes.

La réalisation de composantes MEMS a permis de voir les enjeux dans ce type de technologie et a permis d'acquérir une expérience de travail en salles blanches. La conception d'une puce microélectronique analogique a permis d'apprendre les logiciels utilisés en industrie, de mieux saisir les différentes étapes de conception d'un tel circuit

et la théorie jusqu'à la réalisation de la topologie en passant par l'étape des tests. Ce mémoire pourra servir de base à la poursuite du projet. Les prochaines étapes du projet sont l'achèvement des différents tests préliminaires pour la fabrication du capteur de pression MEMS, la conception d'une unité de transmission sans fil et un essai de l'intégration de tous ces composants sur une même puce. Avec un tel système, le secteur de la santé n'en sera que gagnant et autant le personnel hospitalier que les patients seront ravis de profiter d'une telle technologie rendant le suivi des patients plus simple et plus efficace.

ANNEXE 1

Procédure détaillée de la fabrication de capacités fixes MEMS

1) Nettoyage (« Silicon Wafer Clean »)

- Description : Permet de nettoyer la surface des gaufres pour enlever tout résidu qui pourrait empêcher une bonne adhérence des matériaux à déposer.
- Matériel : Bold non- *HF* acid wet bench

A) Solvent Clean

- Description : Permet d'enlever les résidus organiques et huileux sur les surfaces.
- Matériel : Acétone et IPA, support téflon 6", 2 béchers 170x90mm
- Procédures :
 - Mettre les gaufres dans le support en téflon en utilisant un séparateur entre chaque gaufre
 - Mettre le support dans le bécher rempli d'acétone
 - Mettre le bécher d'acétone dans le bain à ultrasons pendant 10 min
 - Égoutter le support et le mettre dans le bécher rempli de IPA
 - Mettre le bécher d'IPA dans le bain à ultrasons pendant 10 min
 - Rincer 4 cycles avec de l'eau DI
 - Vider l'acétone et l'IPA dans le bac prévu à cet effet
 - Laisser les gaufres dans l'eau DI avant de passer au RCA-1 Clean

B) RCA-1 Clean

- Description : Permet d'enlever les résidus organiques des gaufres
- Matériel : Hydroxyde d'ammonium (NH_4OH) et peroxyde d'hydrogène (H_2O_2), 1 bécher 170x90mm, support téflon 6", 2 cylindres gradués, 1 plaque chauffante, 1 thermomètre
- Procédures :
 - Pour le type de bécher utilisé, il faut un minimum de 600ml de liquide
 - 5 parts (500ml) d'eau (H_2O)
 - 1 part (100ml) d'hydroxyde d'ammonium (NH_4OH)
 - Faire chauffer à 70-80°C avec le thermocouple (si plaque utilisée seule, la configurer à 200°C)
 - 1 part (100ml) de peroxyde d'hydrogène (H_2O_2)
 - Mettre support dans la solution pendant 10-15 min
 - Rincer 4 cycles avec l'eau DI
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

C) HF Dip

- Description : Permet d'enlever le SiO_2 natif sur les gaufres
- Matériel : Acide fluorhydrique (HF), cassette à gaufres
- Procédures :
 - Mettre cassette dans le bain d'HF pendant 10 sec
 - Rincer 2 ou 3 cycles dans le bac avant du banc d' HF
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

D) RCA-2 Clean

- Description : Permet d'enlever les ions métalliques des gaufres
- Matériel : Acide hydrochlorique (HCl) et peroxyde d'hydrogène (H_2O_2), 1 bécher 170x90mm, support téflon 6", 2 cylindres gradués, 1 plaque chauffante, 1 thermomètre
- Procédures :
 - Pour le type de bécher utilisé, il faut un minimum de 600ml de liquide
 - 6 parts (600ml) d'eau (H_2O)
 - 1 part (100ml) d'acide hydrochlorique (HCl)
 - Faire chauffer à 70-80°C avec le thermocouple (si plaque utilisée seule, la configurer à 200°C)
 - 1 part (100ml) de peroxyde d'hydrogène (H_2O_2)
 - Mettre support dans la solution pendant 10 min
 - Rincer 4 cycles avec l'eau DI
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

2) Dépôt de métal (Al)

- Description : Permet de déposer une couche d'aluminium (500nm) servant de couche de métallisation inférieure (plaque de la capacité fixe)
- Matériel : MRC 603-III DC Sputter system
- Caractéristiques/Informations :

RF Power	1.1kW
Vaccum level	6e-7Torr
Pressure	10mTorr
Speed	7.5cm/min
Number of scan	2
Presput	10sec

3) Dépôt de résine positive

- Description : Permet de déposer une couche de résine positive.
- Matériel : Site Coater et résine Shipley 1813
- Caractéristiques/Informations :
 - Recette : 6C14B115.LN
 - Dépôt (Top Side) de 1.4µm de résine
 - 3950 rpm
 - Softbake @ 115°C pendant 60 sec
 - *** Charger immédiatement la recette de développement pour descendre à 90°C

4) Exposition du masque MASK2

- Description : Permet de transposer le masque de fabrication sur la gaufre en changeant les propriétés des régions exposées par les rayons UV. Transpose le dessin des plaques inférieures et des connexions au GND des capacités fixes.
- Matériel : Aligneuse EVG 620
- Caractéristiques/Informations :
 - Alignement Top Side
 - Puissance de la lampe UV : 70mJ/cm²

5) Développement de la résine positive

- Description : Permet de développer la couche de résine positive photosensible qui a été exposée.
- Matériel : Site Coater et solution développeur MF319, plaque chauffante
- Caractéristiques/Informations :
 - Recette : DEVB300.LN
 - Développement (Top Side) pendant 50 sec
 - Hardbake @ 90°C pendant 5 min sur la plaque chauffante

6) Gravure humide de l' Al

- Description : Permet de graver la couche métallique d'aluminium sur la couche inférieure (plaque des capacités fixes et connexions au GND)
- Matériel : Al etchant type A (from Transene), Bold non- HF acid wet bench, bécher 170x90mm, Support téflon 6"
- Caractéristiques/Informations :
 - Etch rate pour Al etchant type A: 60nm/min --> 8min et 20sec pour 500nm (cas idéal)
 - Etch rate pour Al etchant type A: 43nm/min --> 11min et 37sec pour 500nm (cas mesuré --> Frédéric Domingue)

- Procédures :
 - Mettre la solution Al¹ etchant type A dans un bécher (600ml au minimum)
 - Mettre support à gaufres dans la solution
 - Rincer 4 cycles avec de l'eau DI
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

7) Retrait de la résine positive

- Description : Permet de retirer la résine positive et de préparer les surfaces aux étapes subséquentes.
- Matériel : Acétone et IPA, support téflon 6", 2 béchers 170x90mm
- Procédures :
 - Mettre les gaufres dans le support en téflon en utilisant un séparateur entre chaque gaufre
 - Mettre le support dans le bécher rempli d'acétone
 - Mettre le bécher d'acétone dans le bain à ultrasons pendant 10 min
 - Égoutter le support et le mettre dans le bécher rempli de IPA
 - Mettre le bécher d'IPA dans le bain à ultrasons pendant 10 min
 - Rincer 4 cycles avec de l'eau DI
 - Vider l'acétone et l'IPA dans le bac prévu à cet effet

8) Dépôt de résine positive

- Description : Permet de déposer une couche de résine positive servant de couche diélectrique pour les capacités fixes.
- Matériel : Site Coater et résine Shipley 1813
- Caractéristiques/Informations :
 - Recette : 6C14B115.LN
 - Dépôt (Top Side) de 1.4µm de résine
 - 3950 rpm
 - Softbake @ 115°C pendant 60 sec
 - *** Charger immédiatement la recette de développement pour descendre à 90°C

9) Exposition du masque MASK3

- Description : Permet de transposer le masque de fabrication sur la gaufre en changeant les propriétés des régions exposées par les rayons UV. Transpose le dessin des trous d'accès dans la résine pour le contact des connexions au GND.
- Matériel : Aligneuse EVG 620
- Caractéristiques/Informations :
 - Alignement Top Side p/r au MASK2
 - Puissance de la lampe UV : 70mJ/cm²

10) Développement de la résine positive

- Description : Permet de développer la couche de résine positive photosensible qui a été exposée.
- Matériel : Site Coater et solution développeur MF319, plaque chauffante
- Caractéristiques/Informations :
 - Recette : DEVB300.LN
 - Développement (Top Side) pendant 50 sec
 - Hardbake @ 90°C pendant 5 min sur la plaque chauffante

11) Dépôt de métal (Al)

- Description : Permet de déposer une couche d'aluminium (500nm) servant de couche de métallisation supérieure (plaque et connexion SIGNAL)
- Matériel : MRC 603-III DC Sputter system
- Caractéristiques/Informations :

RF Power	1.1kW
Vaccum level	6e-7Torr
Pressure	10mTorr
Speed	7.5cm/min
Number of scan	2
Presput	10sec

12) Dépôt de résine positive

- Description : Permet de déposer une couche de résine positive.
- Matériel : Site Coater et résine Shipley 1813
- Caractéristiques/Informations :
 - Recette : 6C14B115.LN
 - Dépôt (Top Side) de 1.4µm de résine
 - 3950 rpm
 - Softbake @ 115°C pendant 60 sec
 - *** Charger immédiatement la recette de développement pour descendre à 90°C

13) Exposition du masque MASK4

- Description : Permet de transposer le masque de fabrication sur la gaufre en changeant les propriétés des régions exposées par les rayons UV. Transpose le dessin des plaques supérieures et des connections SIGNAL des capacités fixes.
- Matériel : Aligneuse EVG 620
- Caractéristiques/Informations :
 - Alignement Top Side p/r au MASK3
 - Puissance de la lampe UV : 70mJ/cm²

14) Développement de la résine positive

- Description : Permet de développer la couche de résine positive photosensible qui a été exposée.
- Matériel : Site Coater et solution développeur MF319, plaque chauffante
- Caractéristiques/Informations:
 - Recette : DEVB300.LN
 - Développement (Top Side) pendant 50 sec
 - Hardbake @ 90°C pendant 5 min sur la plaque chauffante

15) Gravure humide de l' Al

- Description : Permet de graver la couche métallique d'aluminium sur la couche supérieure (plaque et connections SIGNAL) des capacités fixes
- Matériel : Al etchant type A (from Transene), Bold non- HF acid wet bench, bécher 170x90mm, support téflon 6"
- Caractéristiques/Informations :
 - Etch rate pour Al etchant type A: 60nm/min --> 8min et 20sec pour 500nm (cas idéal)
 - Etch rate pour Al etchant type A: 43nm/min --> 11min et 37sec pour 500nm (cas mesuré --> Frédéric Domingue)
- Procédures :
 - Mettre la solution Al etchant type A dans un bécher (600ml au minimum)
 - Mettre le support à gaufres dans la solution
 - Rincer 4 cycles avec de l'eau DI
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

16) Retrait de la résine positive

- Description : Permet de retirer la résine positive et de préparer la surface pour la prise de mesure
- Matériel : Plasma O₂ et HF acid wet bench

A1) Plasma O₂

- Description : Permet de retirer la résine positive sur les surfaces de la gaufre.
- Matériel : Plasma O_2
- Caractéristiques/Informations :

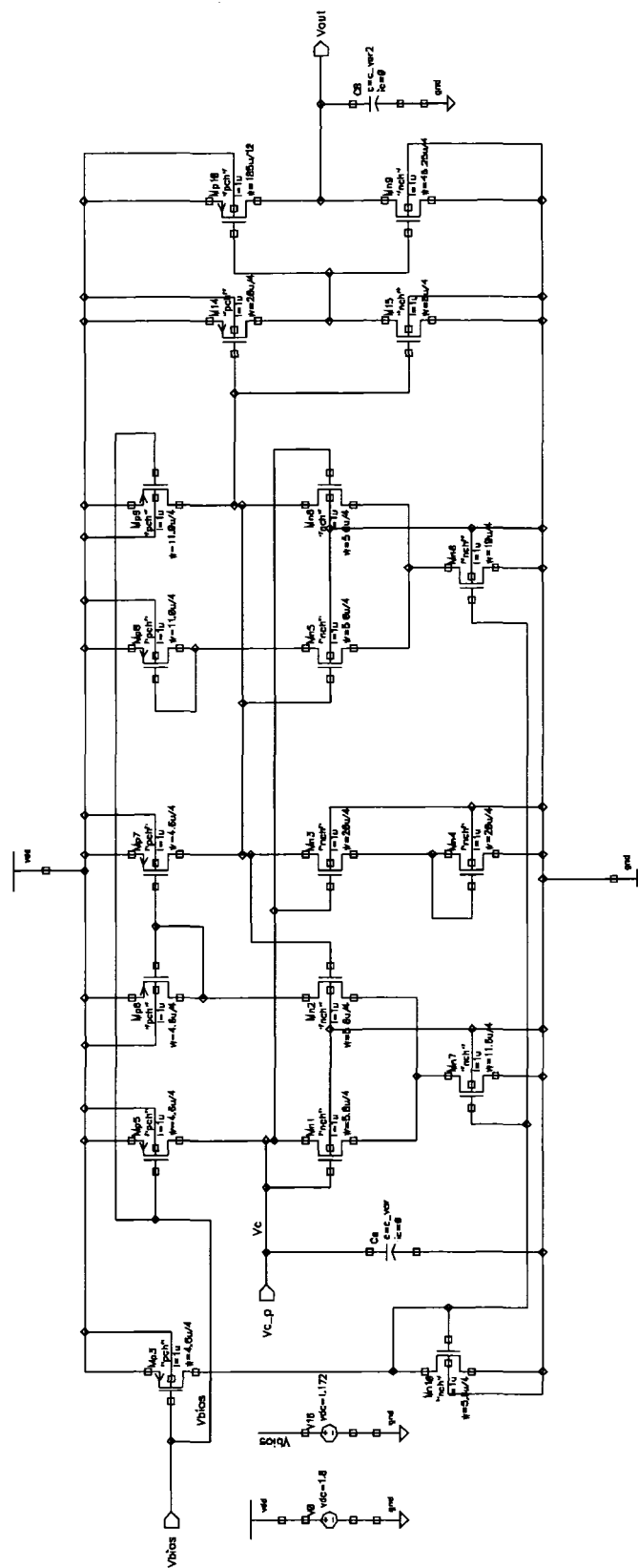
Power	300W
Pressure	1.0mbar
O_2	103 (vis)
Time	15min
Faraday Cage	No

B1) *HF* Dip

- Description : Permet d'enlever le SiO_2 natif sur les gaufres
- Matériel : Acide fluorhydrique (*HF*), cassette à gaufres
- Procédures :
 - Mettre la cassette dans le bain d'*HF* pendant 10 sec
 - Rincer 2 ou 3 cycles dans le bac avant du banc d' *HF*
 - « Rinse & Spin » (recette #3)

ANNEXE 2

Schéma niveau transistor du circuit fabriqué



BIBLIOGRAPHIE

Agence de santé publique du Canada [En ligne]. <http://www.phac-aspc.gc.ca/> (Consulté le 14 février 2006)

Akar, O., Akin, T. et Najafi, K. (2001). A wireless batch sealed absolute capacitive pressure sensor. *Sensors and Actuators A: Physical*, 95(1), 29-38.

Akingbehin, K. et Akingbehin, A. (2005). *Alternatives for Short Range Low Power Wireless Communications*. Paper presented at the Software Engineering, Artificial Intelligence, Networking and Parallel/Distributed Computing, 2005 and First ACIS International Workshop on Self-Assembling Wireless Networks. SNPD/SAWN 2005.

Analog Devices Inc. [En ligne]. <http://www.analog.com> (Consulté le 01 février 2006)

Chatzandroulis, S., Tsoukalas, D. et Neukomm, P. A. (2000). A miniature pressure system with a capacitive sensor and a passive telemetry link for use in implantable applications. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 9(1), 18-23.

Colorado School of Mines [En ligne]. <http://www.mines.edu/academic/courses/met/mtgn311/visual.html> (Consulté le 24 mars 2006)

DeHennis, A. D. et Wise, K. D. (2005). A wireless microsystem for the remote sensing of pressure, temperature, and relative humidity. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 14(1), 12-22.

Dimitropoulos, P. D., Kachris, C., Karampatzakis, D. P. et Stamoulis, G. I. (2005). A new SOI monolithic capacitive sensor for absolute and differential pressure measurements. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 123-124, 36-43.

Drzewiecki, G. (2000). Noninvasive Arterial Blood Pressure and Mechanics. In J. D. Bronzino (Ed.), *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*.: CRC Press.

EL-CAT Inc. [En ligne]. http://www.el-cat.com/silicon_wafers.htm (Consulté le 24 mars 2006)

Filanovsky, I. M. et Baltes, H. (1992). CMOS current-controlled multivibrator. *International Journal of Electronics*, 73(2), 333-344.

Finkenzeller, K. (2003). *RFID handbook : fundamentals and applications in contactless smart cards and identification* (2nd ed.). Chichester, Angleterre: John Wiley & Sons.

Hwang, C., Bibyk, S., Ismail, M. et Lohiser, B. (1995). A very low frequency, micropower, low voltage CMOS oscillator for noncardiac pacemakers. *Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications, IEEE Transactions on* [see also *Circuits and Systems I: Regular Papers, IEEE Transactions on*], 42(11), 962-966.

L'Institut Cardiovasculaire [En ligne]. <http://www.icv.org/index-francais.html> (Consulté le 15 février 2006)

Johns, D., & Martin, K. W. (1997). *Analog integrated circuit design*. New York ; Toronto: J. Wiley.

Kotzar, G., Freas, M., Abel, P., Fleischman, A., Roy, S., Zorman, C., et al. (2002). Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials*, 23(13), 2737-2750.

Madou, M. J. (2002). *Fundamentals of microfabrication : the science of miniaturization* (2nd ed.). Boca Raton: CRC Press.

Maluf, N. (2000). *An introduction to microelectromechanical systems engineering*. Boston, Mass.: Artech House.

Marieb, E. N. (2005). *Anatomie et physiologie humaines* (3e éd. ed.). Saint-Laurent, Québec: Éditions du Renouveau pédagogique.

Merk & Co., Inc. [En ligne]<http://www.merck.com/> (Consulté le 15 février 2006)

Neuman, M. R. (2000). Biomedical Sensors. In R. C. Dorf (Ed.), *The Electrical Engineering Handbook*: CRC Press.

Oak Ridge National Laboratory [En ligne]. <http://www.ornl.gov/info/ornlreview/v30n3-4/edge.htm> (Consulté le 24 mars 2006)

OpSens [En ligne]. <http://www.opsens.com/index.html> (Consulté le 14 février 2006)

Rabaey, J. M., Chandrakasan, A. P. et Nikolic, B. (2003). *Digital integrated circuits : a design perspective* (2nd ed.). Upper Saddle River, N.J.: Pearson Education.

Reyes, A. C., El-Ghazaly, S. M., Dorn, S., Dydyk, M., Schroder, D. K. et Patterson, H. (1996). *High resistivity Si as a microwave substrate*. Paper presented at the 1996 Proceedings 46th Electronic Components and Technology Conference, 28-31 May 1996, Orlando, FL, USA.

UCL Department of Medical Physics and Bioengineering [En ligne]. <http://www.medphys.ucl.ac.uk/> (Consulté le 15 février 2006)

Ventsel, E. et Krauthammer, T. (2001). *Thin Plates and Shells: Theory, Analysis, and Applications*. New-York: Marcel Decker Inc.

Voskerician, G., Shive, M. S., Shawgo, R. S., Von Recum, H., Anderson, J. M., Cima, M. J., et al. (2003). Biocompatibility and biofouling of MEMS drug delivery devices. *Biomaterials*, 24(11), 1959-1967.

Webster, J. G. E. (1997). *Medical Instrumentation: Application and Design* (3rd, Revised ed.). Hoboken: Wiley-VCH [Inprint]; John Wiley & Sons.

Ylimaula, M., Aberg, M., Kiihamaki, J. et Ronkainen, H. (2003). Monolithic SOI-MEMS capacitive pressure sensor with standard bulk CMOS readout circuit. Paper presented at the Solid-State Circuits Conference, 2003. ESSCIRC '03. Proceedings of the 29th European.

Zhou, M.-X., Huang, Q.-A., Qin, M. et Zhou, W. (2005). A novel capacitive pressure sensor based on sandwich structures. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 14(6), 1272-1282.