

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR  
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE**

**UNIVERSITE DES FRERES MENTOURI CONSTANTINE  
FACULTE DES SCIENCES DE LA TECHNOLOGIE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE**

N° d'ordre:.....  
Série: .....

## **THÈSE**

Présentée pour l'obtention du diplôme de  
**Doctorat en sciences, électronique**

**Option : Microélectronique**

Présentée par :

**BEDDIAF Abdelaziz**

**Intitulée**

**Etude, modélisation et simulation thermomécanique de capteur de  
pression au silicium**

Soutenue le : 04/04/2017

**Devant le jury :**

<b>Président :</b>	<b>Mr. A. CHAABI</b>	Prof. Université des Frères Mentouri Constantine
<b>Rapporteur :</b>	<b>Mr. F. KERROUR</b>	M.C.A Université des Frères Mentouri Constantine
<b>Examineur :</b>	<b>Mr. A. BELLEL</b>	Prof. Université des Frères Mentouri Constantine
<b>Examineur :</b>	<b>Mr. R. MAHAMDI</b>	Prof. Université de Batna
<b>Examineur :</b>	<b>Mr. S. KHEMISSI</b>	M.C.A Université de Khenchela

# Remerciements

*Le travail présenté dans ce mémoire a été effectué au MoDERNA (laboratoire de recherche :modélisation de dispositifs à énergie renouvelable et nanométriques) à l'université de Constantine1.*

*Je tiens en premier lieu à remercier et à exprimer toute ma gratitude envers mon directeur de thèse, Monsieur **Fouad KERROUR**, maitre de conférence à l'Université Constantine 1 et chef d'équipe au laboratoire de recherche :modélisation de dispositifs à énergie renouvelable et nanométriques. Je le remercie infiniment de m'avoir confié ce sujet, de m'avoir prodigué ses précieux conseils, ses orientations, ses qualités humaines, sa disponibilité entière durant cette période de travail en n'épargnant aucun effort pour me faire profiter de son expérience scientifique et son aide dans la préparation et la rédaction de ce travail.*

*Je remercie chaleureusement Monsieur **A. CHAABI**, professeur à l'université de Constantine, pour l'honneur qu'il nous fait en acceptant la présidence de ce jury de soutenance.*

*Mes sincères remerciements s'adressent à Monsieur **A. BELLEL**, professeur à l'université de Constantine, pour avoir accepté de juger mon travail.*

*Je remercie vivement Monsieur **R. MAHAMDI**, professeur à l'université de Batna, pour l'intérêt qu'elle a porté à ce travail et pour avoir accepté d'être examinateur de cette thèse.*

*Mes remerciements vont également à Monsieur **K. SAADEDDINE**, Maître de Conférences à l'Université de Khenchela pour s'être rendu disponible en vue du déplacement à l'Université Constantine 1 en acceptant de juger mon travail et de participer à ce jury.*

*Je remercie vivement Monsieur **L. MEROUANI**, Maître de Conférences à l'Université de Khenchela pour son aide et ses conseils scientifiques.*

*Je tiens également à remercier vivement Monsieur **K. AGUIR** Directeur de recherche du laboratoire  $\mu$ capteur, de Marseille, avec lequel notre équipe a mené une collaboration. Les discussions scientifiques que nous avons eues ont enrichi ce travail.*

*Mes remerciements vont à mes collègues du laboratoire MoDERNA pour leur collaboration dans ce travail et leurs encouragements et sympathie. En particulier, je remercie **S. Kamouche**, membre de notre équipe, pour son aide et son soutien.*

*Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou de loin au bon déroulement de ce travail.*

# Sommaire

<b>Introduction générale</b> .....	1
Références bibliographiques .....	4

## Chapitre 1

### Etat de l'Art

<b>I.1.Introduction</b> .....	6
<b>I.2. Description des microcapteurs de pression</b> .....	7
a) Cellule sensible.....	7
b) Circuit électronique de traitement du signal.....	8
<b>I.3. Les principales caractéristiques des microcapteurs</b> .....	8
a) L'étendue de mesure.....	9
b) La sensibilité.....	9
c) La linéarité.....	9
<b>I.4. Avantages et inconvénients des microcapteurs de pression</b> .....	9
I.4.1. Type piézoresistif.....	9
I.4.2. Type capacitif.....	10
<b>I.5. Microcapteurs de pression</b> .....	10
I.5.1. Microcapteurs de pression piézoresistifs.....	10
I.5.2. Microcapteurs de pression capacitifs.....	13

a) Comportement mécanique.....	16
b) Comportement thermique.....	16
<b>I.6. Conclusion .....</b>	<b>17</b>
<b>Références bibliographiques .....</b>	<b>18</b>

## Chapitre 2

### Capteurs de pression piézo-resistifs

<b>II.1.Introduction.....</b>	<b>21</b>
<b>II.2.Propriétés mécaniques et physiques du Silicium .....</b>	<b>22</b>
II.2.1. Phénomène de piézo-resistivité.....	25
II.2.2. Effet du dopage et de la température sur les coefficients de piézo-resistivité.....	30
<b>II.3. Modélisation et simulation du capteur.....</b>	<b>32</b>
II.3.1. Modélisation de la membrane.....	32
II.3.2. Simulation sous environnement COMSOL.....	34
II.3.2.1. Simulation de la membrane.....	37
A-Etude en fonction de la pression.....	37
B-Etude en fonction de la température au repos .....	42
II.3.2.2. Simulation du capteur.....	44
a-Tension de sortie ( <i>V<sub>out</sub></i> ) en fonction du dopage.....	46
b-Tension de sortie en fonction de la température.....	47
c- <i>V<sub>out</sub></i> en fonction de <i>P</i> pour différents paramètres géométriques.....	48
<b>II.4. Conclusion.....</b>	<b>50</b>
<b>Références Bibliographiques.....</b>	<b>52</b>

# Chapitre 3

## Etude et optimisation des dérives thermiques dans les capteurs de pression piézoresistifs

<b>III.1.Introduction.....</b>	<b>55</b>
III.1.2 Transfert thermique.....	55
a) <i>Conduction thermique.....</i>	<i>56</i>
b) <i>Convection thermique.....</i>	<i>56</i>
c) <i>Rayonnement thermique.....</i>	<i>57</i>
<b>III.2. Modélisation de l'effet Joule dans les capteurs de pression.....</b>	<b>57</b>
III.2.1. Méthode des différences finies.....	60
<b>III.3. Paramètres d'influence sur la génération de la température.....</b>	<b>63</b>
III.3.1 Effet de la tension de polarisation.....	64
a) <i>Effet des dimensions de la piézorésistance.....</i>	<i>65</i>
b) <i>Effet de la longueur de la membrane « a ».....</i>	<i>67</i>
c) <i>Effet de l'épaisseur de la membrane « d ».....</i>	<i>68</i>
III.3.2 Influence de la durée de fonctionnement.....	70
<b>III.4. Influence de la durée de fonctionnement et de la tension sur <math>\pi_{44}</math> et <math>Sp</math>.....</b>	<b>75</b>
III.4.1. Influence de la durée de fonctionnement sur $\pi_{44}(N, T)$ .....	75

III.4.2. Influence de la tension sur $\pi_{44}(N, T)$ .....	79
III.4.3. Influence de la durée de fonctionnement sur la sensibilité $Sp$ .....	81
III.4.4. Influence de la tension sur la sensibilité $Sp$ .....	84
<b>III.5. Conclusion</b> .....	86
Références Bibliographiques.....	88

## Chapitre 4

### Capteurs de pression capacitifs

<b>IV.1. Introduction</b> .....	92
<b>IV.2. Description et principe de fonctionnement du capteur</b> .....	93
a) Sensibilité à la pression du capteur de pression capacitif.....	95
b) Sensibilité à la température.....	95
<b>IV.3. Simulation sous COMSOL Multiphysics</b> .....	95
IV.3.1 Etude en fonction de la pression.....	100
IV.3.1.1 Deflexion de la membrane.....	101
IV.3.1.2 Capacité relative $\Delta C/C_0$ en fonction de la pression.....	102
IV.3.2. Etude en fonction de la température au repos.....	103
IV.3.2.1. Capacité en fonction de la température au repos.....	103
<b>IV.4 Application à la mesure de la pression intraoculaire</b> .....	106
IV.4.1 Introduction.....	106

V.4.2 Pression intraoculaire ( <i>PIO</i> ).....	106
IV.4.3 Description du système de mesure de <i>PIO</i> .....	107
<b>IV.5. Conclusion</b> .....	108
Références Bibliographiques.....	110
<b>Conclusion générale</b> .....	113



# **Introduction générale**

## Introduction générale

La nécessité de l'automatisation de certains processus dans des secteurs aussi variés comme la thermodynamique, l'aérodynamique, l'acoustique, la mécanique des fluides, la biophysique, la médecine..., nous pousse à introduire de plus en plus des capteurs en tous genre. En particulier, on distingue le capteur de pression qui constitue une partie importante du marché des dispositifs MEMS. C'est un dispositif, qui transforme essentiellement une grandeur physique, objet de la mesure nommé le mesurande, en une autre grandeur physique, généralement électrique image de la grandeur d'entrée [1-3].

Dans ce type de capteur, il y a plusieurs façons de détecter la déformation d'un diaphragme soumis à une pression uniforme et constante. La plus évidente est de déterminer la deflexion de la membrane en exploitant la piézorésistivité du silicium pour le capteur de type piézoresistif ou en utilisant le changement de la capacité pour le type capacitif [4-7].

L'industrie de ces capteurs est devenue compétitif et en forte croissance. Les demandes du marché en matière de performance de ces dispositifs deviennent de plus en plus exigeantes, les recherches s'orientent vers leur optimisation et leur conception en traitant les différents paramètres qui influent sur le bon fonctionnement de ces dispositifs. A cet effet, plusieurs tentatives d'améliorations ont été consacré afin d'atteindre les conditions optimales permettant le fonctionnement idéal de ces capteurs, et de les adapter aux nouvelles exigences industrielles [8-10]. Parmi ces travaux on peut citer la modélisation du comportement thermomécanique des capteurs à détection piézoresistifs [5]. Plusieurs autres travaux rapportés dans la littérature [11-14] ont été consacrés à l'étude des dérives thermiques des capteurs de type capacitifs.

Il faut noter que les travaux qui existent dans la littérature concernant les capteurs piézoresistifs, étudient que les dérives thermiques dues au processus technologique de fabrication [1, 5]. Cependant, ces dérives thermiques sont peut être dues non seulement au processus de fabrication mais aussi à l'effet Joule. Par conséquent, les modèles déjà établis pour l'étude des dérives thermiques des capteurs de type capacitifs ne prennent pas en compte de la structure entière de ces capteurs.

Au vu de l'importance du rôle joué par ces dispositifs, il s'avère donc indispensable d'optimiser leurs performances en minimisant surtout leurs dérives en température. C'est dans

ce contexte que s'inscrit ce travail de thèse, qui a été consacré à la modélisation et la simulation thermomécanique de capteur de pression au silicium.

La bonne conception et l'optimisation des performances d'un tel dispositif n'est pas une tâche aisée. Principalement, parce que, pour fabriquer les microcapteurs appropriés, nous devons simuler leur comportement afin de diminuer le nombre de vérifications expérimentales et de réduire les coûts de développement de ces capteurs. Les modèles et outils de prototypage virtuel permettent la simulation de différents paramètres géométriques et de la dépendance en température. Ils doivent tenir compte de tous les phénomènes qui se produisent dans un tel dispositif. Même, si cela nous conduit à une analyse couplée qui est souvent délicate. Donc, la phase d'optimisation d'un microcapteur est très importante parce qu'elle affecte la réussite du projet, elle est menée par des simulations sur des logiciels puissants. Ces derniers offrent la possibilité d'effectuer de nombreuses simulations dans un temps très court, permettant également d'estimer l'influence de procédé technologique sur la performance des capteurs. Pour mener à bien ce travail, on se propose de contribuer à l'amélioration de leurs performances, en proposant des modèles qui permettent de prédire le comportement mécanique et thermique des capteurs de pression en minimisant l'effet de la température par l'optimisation de leurs paramètres géométriques.

Ce manuscrit est structuré en quatre chapitres.

Le premier chapitre est consacré à l'étude des capteurs de pression piézo-résistifs et capacitifs, en explicitant leurs principales caractéristiques, leurs performances, leur technique de conception et de fabrication. Ensuite, une synthèse bibliographique sur les capteurs, les microcapteurs et les MEMS décrivant l'essentiel des travaux déjà effectués dans ce domaine.

Dans le second chapitre, nous allons expliciter les principaux fondements théoriques nécessaires à la compréhension du principe de fonctionnement de ces dispositifs ainsi que leurs principales caractéristiques. Par la suite, nous allons établir un modèle de capteur de pression piézo-résistif sous environnement COMSOL Multiphysics, qui tient en compte de l'intégralité de la structure du capteur de pression piézo-résistif. Ce modèle permet d'étudier la deflexion maximale au centre de la membrane et les contraintes normales agissantes sur ses bords en fonction de la pression et de la température au repos. En outre, l'effet du dopage et de la température sur la tension de sortie du capteur ainsi que l'influence de la configuration des jauges seront aussi étudiés.

Le troisième chapitre est consacré à l'élaboration d'un modèle numérique régissant la propagation de la chaleur dans une piézorésistance en coordonnées cartésiennes pour le régime variable, en utilisant la méthode des différences finies. Les résultats obtenus permettent de prédire et d'optimiser les dérives thermiques générées par le chauffage par effet Joule dans les capteurs de pression piézoresistifs. Le modèle établi permet d'une part, d'examiner l'effet de la tension de polarisation du pont, la durée de fonctionnement de ces dispositifs ainsi que l'influence de leurs paramètres géométriques sur la génération de la chaleur. En outre, l'expression de la variation de la température, en fonction du temps obtenue par le modèle développé, est couplée avec celle établie dans la littérature, nous a permis l'extraction du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  et de la sensibilité en fonction de la tension de polarisation et de la durée de fonctionnement du capteur, permettant de minimiser ses dérives en température par l'optimisation de ses paramètres géométriques.

Enfin, dans le quatrième chapitre, nous allons étudier les performances d'un capteur de pression capacitif de forme carrée, pour cela un modèle de simulation par la méthode des éléments finis sous logiciel COMSOL Multiphysics sera utilisé.

Nous allons aborder en premier lieu les bases théoriques décrivant le principe de fonctionnement de ce type de dispositif. Par la suite, nous déterminons la déflexion de sa membrane, sa réponse capacitive en fonction de la pression et de la température au repos, ainsi que sa sensibilité à la pression et à la température. Nous déterminons également les effets des grandeurs d'influence (les paramètres géométrique de la membrane) pour l'optimisation de sa réponse.

Le capteur de pression capacitif pourra être candidat pour la mesure de la pression intraoculaire (*PIO*). Il doit être associé avec un circuit convertisseur capacité/tension commandant le comparateur et le système d'affichage, formant ainsi un système de mesure de *PIO*. Sachant que toute élévation de cette pression pourrait conduire à la mort des nerfs optiques dans l'œil humain. Ce dispositif pourra être utilisé afin de prévenir le patient atteint du glaucome de toute élévation de *PIO*.

Enfin, on termine ce travail par une conclusion générale et des perspectives.

---

## Références bibliographiques

- [1] M. Olszacki, "Modeling and optimization of piezoresistive pressure sensors," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2009.
- [2] P. Menini, "Faisabilité d'un capteur de pression capacitif miniature sur silicium" Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [3] J. Fraden, *Hindbouck of modern sensors-Physics, design and application*, 4<sup>ième</sup> édition, 2010.
- [4] A. Boukaabache, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression piézoresistif à faible dérives thermiques," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1993.
- [5] X. Chauffleur, "Modélisation par la méthode des éléments finis du comportement thermomécanique de capteurs de pression capacitif et piézoresistif en silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [6] Z. Dibi et al., " Combined effect of the membrane flatness defect and real dimensions gauges on the sensitivity of a silicon piezoresistive pressure sensor, " *IEEE Sensors*, Doi : 10.1109/ICSENS.2002.1037245, 2002.
- [7] M. Souilah et al., "Fabrication process for PCBMEMS capacitive pressure sensors using the cu layer to define the gap," *IEEE Sensors Journal*, vol.16, pp. 1151-1157, 2016.
- [8] R. L. Mohamed, "Contribution à l'identification des paramètres de non idéalité dans les capteurs de pression piézoresistifs au Silicium," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 2009.
- [9] M. A. Fraga et al., "An overview on the modeling of silicon piezoresistive pressure microsensors," *Workshop on Engineering Applications*, Doi: 10.1109/WEA.2012.6220091, 2012.
- [10] L. Xin et al., "High-temperature piezoresistive pressure sensor based on implantation of oxygen into silicon wafer, " *Sensors and Actuators A*, vol.179 pp. 277-282, 2012.
- [11] F. Kerrou, "Etude et modelisation de capteurs de pression piezoresistifs et capacitifs au silicium," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 2008.
- [12] N. B. moussa, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression capacitif microélectronique," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1985.
- [13] C. Douziech, "Comportement Thermique des Capteurs de Pression Capacitifs au Silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2001.

- [14] M. Albahri, "Influence de la température sur le comportement statique et dynamique des capteurs de pression capacitifs au silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2005.

# **Chapitre 1**

## **Etat de l'Art**

## I.1. Introduction

Les capteurs de pression, de type piézorésistif ou capacitif, interviennent dans de nombreux domaines tels que l'automobile, la météorologie, le génie médical, et la domotique. Leur fonctionnement est basé sur le principe de la variation d'une piézoresistance ou d'une capacité en fonction de la pression appliquée. Le silicium s'est avéré un bon matériau pour la réalisation des dispositifs MEMS [1-3]. Les connaissances sur ce matériau ont considérablement progressées depuis qu'il est devenu le cœur de l'industrie de la microélectronique et de la micro-technologie. Ce qui lui confère le rôle de l'un des matériaux les plus utilisés dans le monde avec des caractéristiques lui permettant de répondre aux besoins des nouveaux dispositifs de très hautes performances [4-8]. Ils constituent actuellement le plus gros segment du marché des dispositifs MEMS.

L'objectif de ce travail est de développer ces deux types de transducteur de la pression (piézorésistif et capacitif). Dans la plupart des cas, les capteurs de pression sont constitués d'un élément déformable (corps d'épreuve) dont les déformations sont mesurées et converties en signaux électriques en fonction des valeurs de la pression [9-12].

Grâce à la progression de la technologie microélectronique et l'utilisation des microsystèmes (MEMS) les capteurs de pression ont connus une révolution technologique impressionnante. La miniaturisation de ces dispositifs, a permis de diminuer le nombre de parties constitutives, mais surtout le nombre d'assemblages en aboutissant ainsi à des microcapteurs.

L'évolution des MEMS et l'utilisation du numérique ont amenés à une nouvelle révolution dans les microcapteurs, celle de l'intelligence embarquée (microcapteurs intelligents). Ces derniers intègrent sur la même puce le microcapteur, l'actionneur, toute l'électronique associée ainsi que la partie numérique qui, souvent, fait intervenir un microprocesseur embarqué [13-16]. Celui-ci peut avoir comme objectif de modifier le comportement interne du microcapteur afin d'optimiser sa capacité à collecter les données, ou simplement pour effectuer localement des traitements et des calculs.

Après avoir donné un aperçu sur l'évolution des microcapteurs de pression, nous allons à présent décrire ces dispositifs en explicitant leurs principales caractéristiques.



## I.2. Description des microcapteurs de pression

L'objectif d'un microcapteur est de transformer une grandeur physique, objet de la mesure, nommée mesurande, en une autre grandeur physique, généralement électrique image de la grandeur physique et de ses variations. Le signal électrique donné par le microcapteur est assuré soit par des variations des propriétés physiques de l'élément sensible (résistance, capacité, bobine,...), c'est le cas des capteurs passifs, ou par l'exploitation des effets physiques appropriés (piézoélectricité, électroluminescences, effet hall, magnétostriction...), c'est le principe des capteurs actifs [17-19].

Le microcapteur de pression est constitué de deux parties : une partie de détection «cellule sensible» et une partie de traitement de l'information : circuit électronique de traitement ou le circuit électronique de mise en forme (figure I.1).

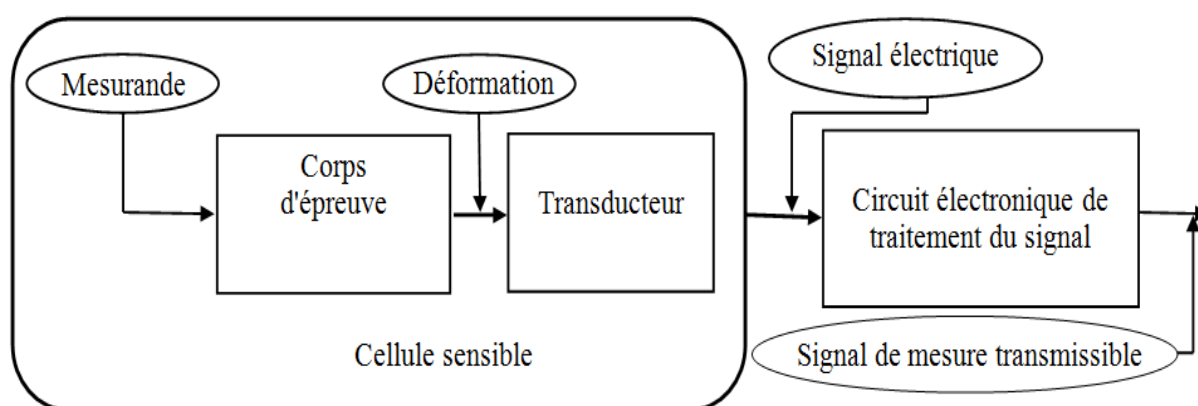


Figure I.1 : Schéma de principe d'un microcapteur de pression.

### a) Cellule sensible

La cellule sensible est composée du corps d'épreuve et d'un élément de transduction.

**Corps d'épreuve :** Élément mécanique qui réagit à la grandeur physique à mesurer (mesurande : dans notre cas c'est la pression), et de la transformer en une grandeur physique mesurable (la déformation). Les corps d'épreuve les plus utilisés sont les plaques, les poutres et les membranes (diaphragmes).

Ces nouveaux dispositifs sont basés sur la déformation d'une membrane de silicium qui, de nos jours, est le corps d'épreuve le plus répandu en raison de ses excellentes propriétés mécaniques et physiques [20-22].

**Le transducteur** est l'élément sensible qui est lié directement au corps d'épreuve. Il permet de convertir la réaction de ce dernier en un signal électrique. Pour effectuer la mesure de la pression, cet élément peut générer l'un des types de signaux suivants : une tension électrique, un courant électrique ou une charge.

### **b) Circuit électronique de traitement du signal**

C'est un circuit électronique qui convertit, compense ou modifie le signal de sortie du transducteur afin de le transformer en un signal électrique usuel tel qu'un courant, une tension ou une charge. Il est souvent physiquement indissociable du transducteur, il sert à mettre en forme un signal électrique transportant l'information donnée par le transducteur. Autrement dit, ce signal doit être l'image de la déformation du corps d'épreuve et par suite, de la pression appliquée à l'entrée du corps d'épreuve.

Le développement de la microélectronique a permis d'intégrer ces nouvelles technologies au sein de ce circuit électronique de traitement. L'évolution des techniques numériques a également permis à ce circuit d'ajouter aux microcapteurs de nouvelles fonctionnalités comme la correction des erreurs de mesure, effectuer localement des traitements et des calculs, l'auto-ajustage, l'autodiagnostic, la reconfiguration dynamique et la communication en réseaux avec des systèmes extérieurs [23].

Ce qui lui a conféré de nombreux avantages tels que : une haute précision de mesure, un coût très réduit, une facilité d'utilisation...

## **I.3. Les principales caractéristiques des microcapteurs**

Chaque microcapteur présente certaines caractéristiques métrologiques qui définissent ses limites d'utilisation et de précision. Ces limites dépendent non seulement du mesurande, mais aussi des grandeurs d'influence qui viennent perturber l'élément de mesure.

### a) L'étendue de mesure

L'étendue de la mesure est la plage de variation de la grandeur d'entrée (mesurande) pour laquelle le microcapteur répond aux spécifications.

### b) La sensibilité

La sensibilité d'un microcapteur représente le rapport de la variation du signal de sortie à la variation du signal d'entrée, pour une mesure donnée. C'est donc la pente de la courbe de réponse de ce microcapteur.

### c) La linéarité

La linéarité est une caractéristique qui définit la constance de la sensibilité sur toute la plage de mesure. La plage de linéarité est la plage dans laquelle le microcapteur possède une caractéristique linéaire.

## I.4. Avantages et inconvénients des microcapteurs de pression

### I.4.1. Type piézorésistif

Les microcapteurs de pression piézoresistifs ont été bien développés et largement utilisés dans les applications de l'industrie et de la biomédicale en raison de leur haute sensibilité, haute linéarité, la facilité du traitement du signal,... etc. [8].

Toutefois, les microcapteurs piézoresistifs ont les inconvénients suivants :

➤ Sont sensibles aux contraintes thermique, leurs performances sont étroitement liées aux technologies de packaging. Toute contrainte mécanique ou de discordance thermique entre la puce et son boîtier (packaging) peut provoquer une tension de décalage et une dérive en température du signal de sortie.

➤ Le coefficient de dilatation thermique ou coefficient de température des jauges de contraintes piézorésistives (ou les piézorésistances), est assez grand [24]. Pour de nombreuses applications, les transducteurs piézoresistifs doivent être soigneusement calibrés avec une compensation des dérives thermiques. Ce qui est généralement très complexe et très onéreux.

## **I.4.2. Type capacitif**

Ces dispositifs sont caractérisés par une haute sensibilité à la pression, leur faible consommation d'énergie et une remarquable baisse de sensibilité à la température. Ils peuvent fonctionner dans des gammes de température assez élevées et presque sans hystérésis [25, 26]. Cependant, ils présentent une réponse non linéaire et la mesure de faible capacité est très difficile en raison des effets parasites et des interférences électromagnétiques provenant de l'environnement, ce qui complique un peu leur circuit électronique de traitement de signal, ainsi que ses limitations de l'utilisation souvent dans le cas des faibles pressions.

En raison de ces problèmes, des efforts ont été réalisés dans le développement et l'optimisation des dérives en température de ces microcapteurs pour les deux schémas de transductions cités précédemment (piézorésistif et capacitif).

Dans ce qui suit, nous allons présenter quelques travaux de recherche sur ces deux types des microcapteurs de pression.

## **I.5. Microcapteurs de pression**

### **I.5.1. Microcapteurs de pression piézo-resistifs**

Les microcapteurs de type piézorésistif ont été développés dans les années 1960, fabriqués en utilisant des matériaux dont la résistance électrique est fonction de la contrainte (jauge de contrainte ou piézorésistance) et constituent aujourd'hui la majeure partie des microcapteurs de pression fabriqués dans le monde.

Smith a découvert, en 1954, l'effet piézorésistif [9]. Cet effet représente la variation de résistivité d'un corps de germanium ou de silicium soumis à une variation de contraintes mécaniques. Il a découvert que la modification de la résistance dans un semi-conducteur est principalement provoquée par la variation de la résistivité du matériau subissant une contrainte mécanique, due à la déformation des bandes d'énergie.

Avec la découverte de cet effet de valeur assez élevée, dans le silicium monocristallin, et avec ses excellentes propriétés physiques, font du silicium un matériau par excellence pour la conversion d'une déformation mécanique en un signal électrique. De nombreux travaux théoriques et expérimentaux ont été consacrés à l'étude de cette importante

propriété en vue de la conception des microcapteurs de pression piézoresistifs avec de très hautes performances. Dans le domaine de la recherche ces capteurs ont un grand potentiel pour diverses applications en raison de leur simplicité.

En 1982 Wise [10] a conçu un modèle permettant de déterminer la déflexion de la membrane en fonction de la pression et de la température, par la méthode des différences finies. Et par la suite, il a déterminé la réponse thermomécanique des capteurs de pression piézoresistifs ainsi que l'optimisation de leurs performances. Ces travaux ont conduit à la réduction de la sensibilité thermique du capteur dans une gamme de température réduite (-30 à 70 °C).

Afin d'améliorer l'efficacité de la méthode utilisée par cet auteur, une nouvelle technique semi analytique simple et efficace est développée par Elgamel [12] en 1995. Son modèle permet de déterminer la déflexion de la membrane sous une pression statique et uniforme dans le cas de grandes déformations. Il a ainsi déterminé les contraintes en utilisant les lois de Hooke, et par la suite le changement de la résistance. Le comportement thermique établi dans ce modèle est limité à la température ambiante. Cependant, ce modèle montre d'une part ses limitations concernant l'étude en température, et d'autre part des difficultés rencontrées lors du couplage de différents phénomènes physiques pour la simulation précise de la réponse du capteur.

Pour pallier à ces difficultés, Chauffleur [13] a effectué en 1998 une modélisation du comportement thermomécanique des capteurs de pressions par le modèle des éléments finis sous environnement ANSYS. Ces capteurs sont munis d'un corps d'épreuve composé d'une membrane en silicium et d'un substrat en pyrex. Il a développé des procédures de calculs numériques spécifiques pour simuler leur réponse. Ces procédures reposent sur l'hypothèse de couplage des trois phénomènes physiques : thermique, mécanique et électrique. Cette approche lui permis de modéliser, remarquablement bien, la réponse en pression des capteurs ainsi que leur comportement thermique à partir des lois fondamentales de la physique et des propriétés des matériaux. Dans cette étude, les défauts de parallélisme de la membrane, qui sont à l'origine de la perte de la sensibilité dans un capteur de pression piézoresistif au silicium, n'ont pas été pris en compte.

Pour cela, Dibi [14] a présenté en 2002 une nouvelle approche qui traite la modélisation d'une structure réalisée par des techniques microélectroniques et gravure

chimique, contenant quatre piézorésistance de type  $P$  connectés en pont de Wheatstone. Il a d'une part, simulé le défaut de parallélisme des deux côtés de la membrane et a étudié son incidence sur la sensibilité du capteur de pression piézorésistif au silicium, d'autre part il a tenu en compte les effets des dimensions réelles des jauges en fonction de leurs positions sur la membrane.

Les effets de la température et de la compensation des dérives thermiques de la tension de décalage (offset) du capteur de pression piézorésistif au silicium ont fait l'objet des travaux d'Aljancic [15]. Les mesures qu'il a effectuées confirment l'importance des contraintes thermiques induites sur la membrane. Dans ces travaux une approche de compensation de la dérive en température de la tension de décalage est proposée puis confirmée avec des résultats expérimentaux.

Malgré que, l'élévation de la température dans la résistance a un impact sur la réponse du capteur, les précédentes études n'ont pas prise en considération cet effet. Ce qui a peut être incité Pramanik [2] en 2006 à mettre au point à un modèle analytique pour la résolution de l'équation de transfert de chaleur en coordonnées cylindriques pour une structure circulaire en régime variable en utilisant la méthode de superposition de variables. Elle a développée un modèle thermique sous Pspice, pour estimer l'élévation de la température dans la résistance. Ce modèle permet d'obtenir une relation entre les paramètres du circuit thermique équivalent et les paramètres de conception de la membrane, de sorte que l'élévation de la température peut être obtenue à partir du circuit thermique équivalent en fonction de la tension aux bornes de la capacité thermique.

Au vu de l'importance de la modélisation du comportement mécanique de la membrane dans le but d'améliorer et d'optimiser la réponse en pression du capteur, plusieurs approches ont été proposées pour déterminer la solution de l'équation de Lagrange d'ordre 4 régissant la déflexion d'une plaque parfaitement encastree aux bords dans le cas des petites et grandes déformations.

Kerrou [6] a proposé une approche qui consiste à utiliser la méthode de Galerkin avec des fonctions de base trigonométriques pour la résolution de l'équation aux dérivées partielles, qui régit la déformation d'une membrane mince de forme carrée en silicium, parfaitement encastree et soumise à une pression constante et uniforme dans le cas des faibles

perturbations. Il a appliqué les résultats obtenus de la déformation mécanique d'une membrane de formes carrée et rectangulaire à un capteur de pression piézorésistif et capacitif.

Les modèles analytiques misent en œuvre pour modéliser un capteur de pression piézorésistif ou capacitif, ont fait l'objet des travaux d'Olszacki [4] en 2009. Ces derniers ont été validés et optimisés par des simulations par élément finis sous environnement ANSYS et Matlab. Dans ces mêmes travaux, l'auteur a aussi effectué la fabrication et la caractérisation des cellules de test dont le comportement est ensuite comparé aux modèles analytiques établis. Ce qui a permis de montrer que les modèles utilisés généralement pour décrire la dérive thermique des piézorésistances présentaient des erreurs importantes.

Etant donné que la précision d'un capteur de pression piézorésistif au silicium est principalement affectée par les dérives thermiques. Pour mener à bien l'étude et la compensation de ces dérives thermiques en sortie du capteur, Ras Lain [17] a présenté une approche théorique basée sur les divers modèles de mobilité pour déterminer les coefficients de dilatation de température du premier et du second ordre. Ce qui lui a permis de combiner l'effet de ces deux coefficients de température avec le coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  sur le comportement résistif du silicium type P. Il a ainsi proposé deux techniques de compensation de la dérive thermique de la tension d'offset.

Zhou [20] en 2014 a proposé un système intelligent de compensation de la température pour réduire son effet sur la précision des capteurs. En premier lieu, un circuit de conditionnement efficace pour l'acquisition de données et de traitement de signal est conçu. Par la suite, des essais pratiques de mesure de la pression sont effectués pour vérifier la performance du système. La compensation de la température est résolue dans l'intervalle de -40 à 85 °C. Le capteur compensé vise à fournir une mesure de pression dans les conduites d'huile de gaz.

## **I.5.2. Microcapteurs de pression capacitifs**

Le microcapteur de pression capacitif consiste à utiliser la membrane comme une électrode mobile d'un condensateur plan, dont la variation de la capacité est fonction de la pression exercée.

Dans ses travaux, Ben moussa [27] a réalisé et conçu un capteur de pression capacitif à partir d'un processus technologique de fabrication des transistors MOS. Il a déterminé la réponse d'une membrane fine au silicium parfaitement encastrée et soumise à une pression uniforme et constante en utilisant la méthode semi-analytique de Galerkin. Connaissant la déflexion en tout points, le comportement de condensateur variable constitué par l'association d'une armature plane et d'une membrane en silicium ayant une forme carrée ou rectangulaire est analysée en terme de linéarité et de sensibilité.

L'importance des dérives thermiques sur les caractéristiques de sortie du capteur à incité Blasquez [28, 29] a mené une étude sur les capteurs de pression capacitifs, constitués d'une armature fixe d'aluminium et d'une membrane mince en silicium liés à un substrat en pyrex. Le but de cette étude a été de déterminer le comportement thermique de la capacité en fonction des dimensions de la membrane, de la plaque fixe et de la cavité. Elle combine la modélisation numérique en trois dimensions et l'observation d'une famille de capteurs. Les mesures effectuées sur l'ensemble de ces capteurs montrent que l'amplitude du coefficient de température de la capacité est très sensible à la largeur de la soudure et à l'épaisseur de la plaque fixe. L'analyse de ces résultats montre bien que, les déformations thermomécaniques de la cavité interne déterminent l'amplitude du coefficient de température de la capacité. Elle démontre également que le coefficient de température de la capacité est très faible et pratiquement égal au coefficient de température de la plaque fixe.

Pour l'identification et la recherche de solutions techniques de minimisation applicables aux microcapteurs, Douziech [30] a procédé à une étude systématique du comportement thermique de plusieurs familles de microcapteurs en fonction de leurs dimensions et de leurs conditions de scellement. L'analyse des résultats expérimentaux obtenus à partir d'un modèle numérique 3D et d'un modèle paramétrique, a démontrée que les déformations thermomécaniques et la dilatation du gaz dans la cavité sont les principales causes des variations des caractéristiques des capteurs. Définissant ainsi, les règles de minimisation et de compensation de la sensibilité à la température des microcapteurs.

Afin de définir et de mettre au point une méthode de scellement des cavités qui minimiserait les valeurs des capacités et des résistances parasites associées au scellement, une étude a été effectuée par Al Bahri [31] sur le comportement thermique des microcapteurs de pression capacitifs en silicium, de formes circulaire, fabriqués à partir de la filière



silicium/verre. Leur comportement statique et dynamique a été étudié pour différentes conceptions. En régime dynamique, la dépendance de la fréquence de résonance est étudiée en fonction de la tension appliquée (pression électrostatique). Il a montré que le coefficient thermique de la capacité au repos est presque constant, qu'il ne dépend pas de la largeur de soudure et qu'il est fonction de l'épaisseur de la membrane, de l'épaisseur de l'armature fixe et de la forme d'encastrement.

Dans le but d'améliorer la sensibilité des capteurs de pression capacitifs, Souilah [16] a récemment présenté un procédé de fabrication pour ce type de microcapteurs. Le procédé est basé sur l'utilisation de la carte de circuit imprimé (Printed Circuit Board : PCB). L'écart entre les électrodes est défini comme étant l'épaisseur de la couche de cuivre de circuit imprimé commercial. Le principal avantage de la procédure proposée est facile et le processus de fabrication est peu coûteux, il est de haute intégrabilité avec l'électronique dans un PCB et sa capacité peut être adaptée à une application spécifique en modifiant sa géométrie. Un prototype a été fabriqué en utilisant la méthode proposée. Le microcapteur de pression capacitif fabriqué a été caractérisé expérimentalement fournissant une sensibilité de 20,13 fF/mbar. De plus, une procédure d'étalonnage est définie afin de surmonter les déviations inhérentes au procédé de fabrication.

A partir de cette étude bibliographique, il serait nécessaire de compléter ces travaux par des modélisations et simulations thermomécaniques afin de mieux cerner notamment les origines des dérives thermiques qui sont très complexes et qui mettent sûrement en œuvre des phénomènes croisés. Donc, la phase d'optimisation d'un microcapteur est très importante parce qu'elle affecte la réussite du projet. Pour diminuer le nombre de vérifications expérimentales on doit impérativement mener des simulations faites sur des logiciels puissants. Ces derniers offrent la possibilité d'effectuer de nombreuses simulations dans un temps très court, permettant également d'estimer l'influence du procédé technologique sur la performance des ces dispositifs. Ces techniques de simulation fournissent des informations physiques et mécaniques détaillées de la structure étudiée. Ceci permet de mieux comprendre l'effet des grandeurs d'influence affectant la sensibilité des microcapteurs.

La synthèse de ces travaux nous a amené à une investigation approfondie sur le comportement thermomécanique de ces microcapteurs.

### a) Comportement mécanique

Dans une récente étude [21], nous avons entamé une simulation du comportement mécanique d'un microcapteur de pression piézorésistif au silicium par la méthode des éléments finis sous environnement COMSOL Multiphysics. Le modèle numérique établi permet de déterminer la déflexion maximale ainsi que les contraintes normales aux milieux des bords de la membrane en fonction de la pression. De même, nous avons étudié l'effet des configurations des jauges piézorésistives sur la tension de sortie du capteur de pression piézorésistif.

### b) Comportement thermique

Dans ce même travail [21], nous avons étudié la déflexion maximale au centre, ainsi que les contraintes maximales aux milieux des bords de la membrane en fonction de la température au repos. Nous avons également étudié l'effet du dopage et de la température sur la tension de sortie en tenant compte de l'intégralité de la structure du capteur (membrane, jauges et substrat). Les résultats ont montré que l'élévation de la température provoque des altérations considérables dans la réponse du microcapteur, ce qui nous a incités à étudier ce phénomène causé par le chauffage interne dans la piézorésistance.

Le conditionneur (pont de Wheatstone) utilisé dans les microcapteurs de pression piézoresistifs, est généralement alimenté par une tension continue de 3 à 10 V, provoquant ainsi des dérives thermique par effet Joule.

Afin de déterminer l'influence de cet effet dans ce type de microcapteurs, nous avons établi un modèle numérique, en utilisant la méthode des différences finies (*FDM*), de la répartition de la chaleur le long de la piézorésistance, en coordonnées cartésiennes en régime dynamique pour une structure carrée [22, 23, 32].

Pour mettre en évidence l'influence de la tension appliquée sur la répartition de la chaleur le long de la piézorésistance, nous avons calculé l'évolution de la température pour différents paramètres géométriques du dispositif, ainsi que pour différentes durées de fonctionnement. Ce qui nous permet de mettre l'accent sur l'influence des paramètres géométriques sur les caractéristiques du capteur pour optimiser ses performances. Les résultats ont montré que l'optimisation des paramètres géométriques du capteur permet de

réduire l'effet de chauffage interne, confirmant également que la faible tension de polarisation doit être appliquée pour réduire le chauffage par effet Joule.

Dans d'autres travaux [25, 26], nous avons établi un modèle pour l'étude du comportement thermique des microcapteurs de pression capacitifs, sous environnement COMSOL Multiphysics.

Ce modèle prend en considération l'ensemble de la structure et les effets thermiques dus à la température ainsi que les effets des paramètres géométriques.

Nous avons effectué une étude sous environnement COMSOL Multiphysics de la structure globale (membrane + substrat) du capteur, en déterminant en premier lieu sa réponse capacitive en fonction de la pression ainsi que sa sensibilité à la pression. En second lieu, nous avons déterminé sa capacité en fonction de la température au repos et sa sensibilité à la température. Nous avons également déterminé les effets des grandeurs d'influence (paramètres géométriques de la membrane) sur la réponse du capteur.

L'ensemble des travaux qu'on a effectué ont mis l'accent sur l'influence de la température sur les caractéristiques de sortie des capteurs de pression. Ces travaux nous ont permis de prédire l'effet de la température sur les performances de ces dispositifs, et de minimiser cet effet par l'optimisation de leurs paramètres géométriques.

## **I.6. Conclusion**

Ce premier chapitre consiste en une étude des microcapteurs de pression piézo-resistifs et capacitifs, en explicitant leurs principales caractéristiques, leurs performances, leur technique de conception et de fabrication. En second lieu, une synthèse bibliographique sur les capteurs, les microcapteurs et les MEMS décrivant l'essentiel des travaux déjà effectués dans le domaine.

Afin d'améliorer leurs performances et d'optimiser leurs caractéristiques, nous allons dans ce qui suit proposer des modèles qui permettent de prédire leur comportement mécanique et thermique.

## Références bibliographiques

- [1] L. Lin et al., " A simulation program for the sensitivity and linearity of piezoresistive pressure sensors," *Journal of microelectromechanical systems*, vol. 8, pp. 514-522, 1999.
- [2] C.Pramanik et al., "Development of spice compatible thermal model of silicon mems piezoresistive pressure sensor for cmos- mems integration," *IEEE Sensors*, Doi: 10.1109/ICSENS.2007.355580, 2006.
- [3] S. D. Senturia, "*Microsystems Design*," Massachusetts Institute of Technology, 2001.
- [4] M. Olszacki, "Modeling and optimization of piezoresistive pressure sensors," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2009.
- [5] C. MAJ, "Modelling and optimization of electrostatic membrane-based actuators," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2009.
- [6] F. Kerrou et al., "A novel numerical approach for the modelling of the square shaped silicon membrane," *Semiconductor Physics, Quantum Electronics & Optoelectronics*, vol. 9, pp. 52-57, 2006.
- [7] P. Menini, "Faisabilité d'un capteur de pression capacitif miniature sur silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [8] J. Fraden, *Hindbuck of modern sensors-Physics, design and application*, 4<sup>ème</sup> édition, 2010.
- [9] C.S. Smith, "Piézorésistance effect in germanium and silicon," *Physical Review*, vol.94, 42-49, 1954.
- [10] K.W. Lee et al., "SENSIM : A simulation program for solid-state pressure sensors", *IEEE Transactions on Electron Devices*, vol. 29, pp. 34-41, 1982.
- [11] A . Boukaabache, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteurs de pression piézoresistif à faible dérives thermiques," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1993.
- [12] H. E. Elgamel, "Closed form expressions for the relationship between stress, diaphragm deflection, and resistance change with pressure in silicon piezoresistive pressure sensors," *Sensors and Actuators A*, vol.50, pp. 17-22, 1995.
- [13] X. Chauffleur, "Modélisation par la méthode des éléments finis du comportement thermomécanique de capteurs de pression capacitif et piézoresistif en silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.

- [14] Z. Dibi et al., " Combined effect of the membrane flatness defect and real dimensions gauges on the sensitivity of a silicon piezoresistive pressure sensor, " *IEEE Sensors*, Doi: 10.1109/ICSENS.2002.1037245, 2002.
- [15] U. Aljancic et al., "Temperature effects modeling in silicon piezoresistive pressure sensor," *Electrotechnical Conference*, Doi : 10.1109/Melecon.2002.1014525, 2002.
- [16] M. Souilah et al., "Fabrication process for PCBMEMS capacitive pressure sensors using the cu layer to define the gap," *IEEE Sensors Journal*, vol. 16, pp. 1151-1157, 2016.
- [17] R. L. Mohamed, "Contribution à l'identification des paramètres de non idéalité dans les capteurs de pression piézo-resistifs au Silicium," Thèse Doctorat, Université de Constantine, 2009.
- [18] M. A. Fraga et al., "An overview on the modeling of silicon piezoresistive pressure microsensors," *Workshop on Engineering Applications*, Doi: 10.1109/WEA.2012.6220091, 2012.
- [19] L. Xin et al., "High-temperature piezoresistive pressure sensor based on implantation of oxygen into silicon wafer," *Sensors and Actuators A*, vol.179, pp. 277– 282, 2012.
- [20] Z. Guanwu et al., "A smart high accuracy silicon piezoresistive pressure sensor temperature compensation system," *Sensors*, vol.14, pp.12174-12190, 2014.
- [21] A. Beddiaf et al., "Thermo mechanical modeling of piezoresistive pressure sensor," *International Review on Modelling and Simulations*, vol.7, pp. 517-522, 2014.
- [22] A. Beddiaf et al., "A numerical model of joule heating in piezoresistive pressure sensors," *International Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol.6, pp. 1223-1232, 2016.
- [23] A. Beddiaf et al., "Optimization of the thermal drift caused by Joule heating in piezoresistive pressure sensor," *Ph.D. Research in Microelectronics and Electronics*, Doi: 10.1109/PRIME.2016.7519509, 2016.
- [24] F. Kerrou, "Etude et modelisation de capteurs de pression piezoresistifs et capacitifs au silicium," Thèse de doctorat, Université de Constantine, 2008.
- [25] A. Beddiaf et al., "Thermal drift characteristics of capacitive pressure sensors," *Journal of Engineering Science & Technology (JESTEC)*, vol.11, pp. 346-361, 2016.
- [26] A. Beddiaf et al., "Performance optimization of a capacitive pressure sensor," *Key Engineering Materials*, vol.644, pp. 101-105, 2015.
- [27] N. B. moussa, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression capacitif microélectronique," Thèse Doctorat, Université de Toulouse, 1985.

- 
- [28]G. Blasquez et *al.*, "Intrinsic thermal behaviour of capacitive pressure sensors: mechanisms and minimisation," *Sensors and Actuators*, vol.85, pp.65–69, 2000.
- [29]G. Blasquez et *al.*, "Analysis characterisation and optimisation of temperature coefficient parameters in capacitive pressure sensors," *Sensors and Actuators, A: Physical*, vol. 93, pp. 44-47, 2001.
- [30]C. Douziech, "Comportement thermique des capteurs de pression capacitifs au silicium," Thèse doctorat, Université de Toulouse, 2001.
- [31]M. Al bahri, "Influence de la température sur le comportement statique et dynamique des capteurs de pression capacitifs au silicium," Thèse doctorat, Université de Toulouse, 2005.
- [32]A. Beddiaf *et al.*, " Effect of Thermal Drift in Sensitivity of Pressure Sensor," ICCMA '16 Proceedings of the 4th International Conference on Control, Mechatronics and Automation, pp. 158-161, Spain, 2016.

## **Chapitre 2**

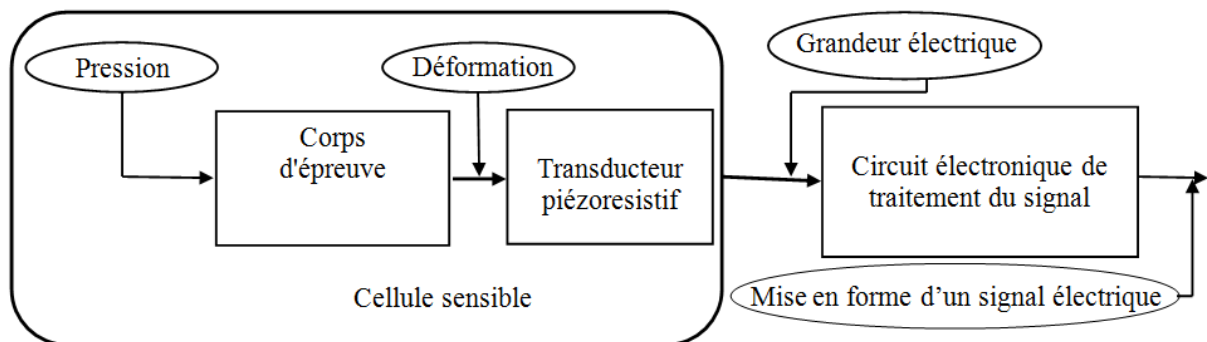
### **Capteurs de pression piézoresistifs**

## II.1. Introduction

Plusieurs domaines nécessitent l'application de microcapteurs de pression avec de haute précision [1-3]. On rappelle qu'ils sont les premiers maillons d'un système de perception, de contrôle ou de mesure. Dans ce chapitre on s'intéresse à l'étude des microcapteurs de pression piézoresistifs. Ainsi nous entamons cette étude par une brève description de ces dispositifs ainsi que leur principe de fonctionnement.

### - Description et principe de fonctionnement

Le microcapteur de pression piézoresistif est composé de deux parties : une partie de détection nommée cellule sensible et une partie de traitement de signal. La partie détection est composée d'un corps d'épreuve et d'un transducteur piézoresistif qui transforme la déformation de ce corps d'épreuve en une grandeur électrique. Le corps d'épreuve du microcapteur considéré est constitué d'une membrane micro usinée dans une plaquette de silicium, soudée sur un substrat rigide [4-7]. En présence d'une pression extérieure, des déformations et des contraintes sont engendrées dans le corps d'épreuve. Des jauges de contraintes généralement de type  $P$  sont diffusées en surface de la membrane, et connectées en pont de Wheatstone, permettant de convertir ces sollicitations en variation de résistance [8-10]. Le schéma fonctionnel de ce type de capteur peut être représenté par la figure II.1.



**Figure II.1** : Schémas synoptique d'un capteur de pression piézoresistif.

Avec l'avènement de la technologie microélectronique, les capteurs de pression piézoresistifs à base de silicium ont beaucoup progressés. Cette technologie laisse entrevoir la possibilité de capteurs miniaturisés assurant de très hautes performances, avec des avantages techniques et économiques [11-13]. Afin d'améliorer les performances de ces dispositifs et de



réduire les coûts de leur développement, l'approche du prototypage virtuel devient indispensable.

Ce chapitre s'insère dans ce cadre, on se propose d'établir un modèle de comportement mécanique de la membrane. Mais avant cela, nous allons tout d'abord donner quelques concepts sur les propriétés mécaniques et physiques du silicium utilisées pour la réalisation de ce dispositif. Par ailleurs, nous établissons une étude théorique de l'effet combiné du dopage et de la température sur le coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$ .

En suite, et en premier lieu, nous allons simuler le comportement mécanique de la membrane. La comparaison des résultats obtenus avec ceux de la littérature permet de valider notre modèle. Cette étude nous permet de déterminer les positions optimales des jauges pour la réalisation du capteur.

En second lieu, nous étudions la structure intégrale du capteur (membrane et jauges), en déterminant en premier lieu, la déflexion de la membrane et des contraintes normales en fonction de la pression et de la température au repos. Enfin, on détermine l'effet du dopage, de la température ainsi que l'effet des configurations des jauges piézorésistives sur la tension de sortie du microcapteur de pression piézorésistif.

## II.2. Propriétés mécaniques et physiques du Silicium

Les connaissances sur le silicium ont considérablement progressées, il est devenu le matériau de base par excellence de l'industrie microélectronique. Ce matériau est couramment utilisé aujourd'hui dans la construction d'appareils électroniques en raison de ses grandes propriétés électriques, mécaniques et physiques.

Dans la technologie, le silicium utilisé est découpé dans le plan (100) aligné dans deux bases de directions  $\langle 100 \rangle$  et  $\langle 110 \rangle$ . Les principaux avantages qui font du silicium le matériau le plus populaire dans la fabrication des microsystèmes sont : [13-15].

- ✓ Module de Young élevé comparable à l'acier
- ✓ Faible densité
- ✓ Large gamme d'élasticité linéaire
- ✓ Haute limite élastique
- ✓ Une faible dilatation thermique
- ✓ Point de fusion à 1400 °C ce qui entraîne un traitement à haute température

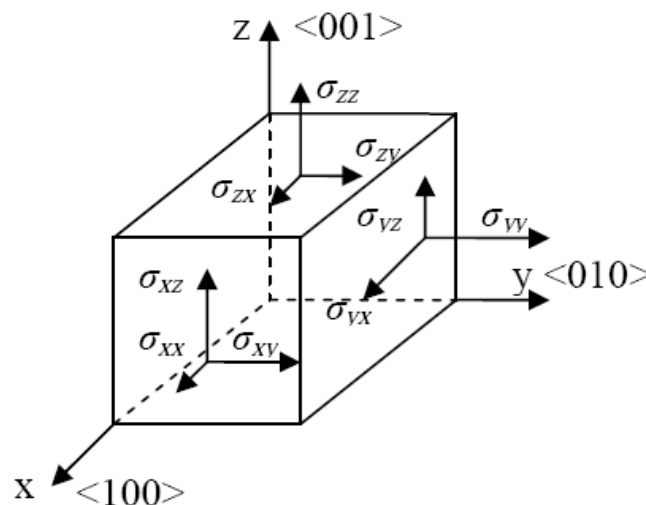
## - Tenseur des déformations

Les déformations dépendent des propriétés mécaniques du matériau. Selon la direction suivant laquelle la contrainte est exercée, les déformations résultantes sont généralement différentes. Pour définir l'état de la déformation en un point quelconque on utilise le formalisme tensoriel. Cette déformation est représentée par un tenseur symétrique de rang 2 :

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{yx} & \varepsilon_{yy} & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} & \varepsilon_{zy} & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} \quad (\text{II.1})$$

## -Tenseur des contraintes

La contrainte est une force divisée par une surface, elle est donc homogène à une pression et exprimée en Pascal ou  $\text{N/m}^2$  dans le système international. Dans le cas général, chaque élément d'un cristal de forme cubique sous chargement mécanique est exposé à des contraintes normales et de cisaillement, comme cela est représenté sur la figure II.2. Pour représenter la contrainte en un point donné d'un matériau, on utilise le formalisme tensoriel. La contrainte  $\sigma$  dans un petit volume d'un matériau est exprimée dans la base des axes cristallographiques comme un tenseur de neuf éléments indépendants, ce dernier est décrit par l'équation II.2.



**Figure II.2 :** Composantes du tenseur des contraintes mécaniques.

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (\text{II.2})$$

A l'équilibre, le tenseur de contrainte  $\sigma_{xy}$  est symétrique,  $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$  et il possède six composantes indépendantes [16-18]. Les déformations  $\varepsilon$  dépendent linéairement de ces contraintes mécaniques, par le module d'élasticité appelé module de Young  $E$  régissant ainsi la loi d'élasticité de Hooke [19, 20].

$$\sigma = E\varepsilon \quad (\text{II.3})$$

En raison de la structure de type diamant du silicium, les directions orthogonales ont les mêmes propriétés mécaniques [17], ce qui conduit que le silicium monocristallin peut être considéré comme un matériau orthotrope. La relation contrainte-déformation pour le silicium cristallin, au lieu de sa forme de base (II.3), peut être fournis par l'équation suivante (II.4) [19, 20] :

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & \frac{-\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu}{E} & \frac{-\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} \quad (\text{II.4})$$

Avec  $\nu$  coefficient de Poisson, qui permet de caractériser la contraction de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué [15, 20]. Le coefficient  $G$  est appelé le module de cisaillement ou le module de Coulomb, qui est donné par [19] :

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (\text{II.5})$$

Notons que, les valeurs de ces coefficients dépendent des directions cristallographiques. Nous regroupons dans le tableau II.1, les paramètres mécaniques de base de silicium pour les directions les plus utilisées ( $\langle 100 \rangle$  et  $\langle 110 \rangle$ ) [20].

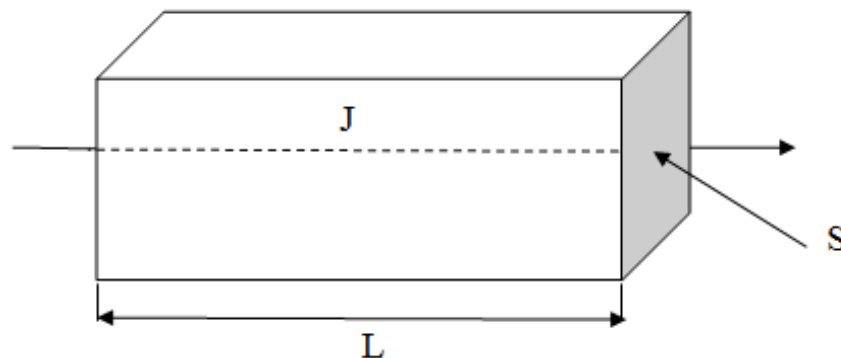
Directions	Module d'Young	Module de Coulomb	Module de Poisson	coefficient d'anisotropie
	E [GPa]	G [GPa]	$\nu$	$\alpha$
$\langle 100 \rangle$	129.8	79.5	0.278	1.4067
$\langle 110 \rangle$	168.9	50.4	0.0625	0.6621

**Tableau II.1:** Paramètres mécaniques du silicium en fonction de la direction cristallographique [20].

### II.2.1. Phénomène de piézorésistivité

En 1856, le physicien britannique William Thomson a remarqué pour la première fois que la valeur de la résistance d'une barre métallique change quand elle est exposée à une charge mécanique. Cette propriété est exploitée par la suite pour la réalisation des corps d'épreuves dans les capteurs de pression piézo-resistifs.

Pour commencer, nous considérons une résistance  $R$  de forme parallélépipédique constituée d'un matériau homogène d'une section  $S$  et d'une longueur  $L$  comme il est montré sur la figure II.3.



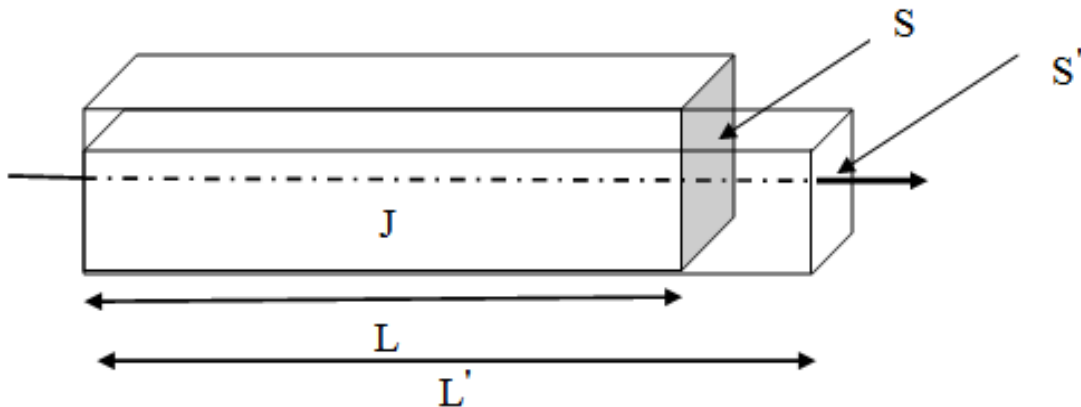
**Figure II.3 :** Résistance  $R$  de forme parallélépipédique

En appliquant un flux de courant  $J$ , à travers cette jauge, le long de sa longueur  $L$ , nous sommes en mesure de calculer sa résistance électrique  $R$  en utilisant l'équation II.6.

$$R = \rho \frac{L}{S} \quad (\text{II.6})$$

où  $L$  la longueur de la résistance en m,  $S$  sa section exprimée en  $\text{m}^2$  et  $\rho$  sa résistivité.

Comme on peut le voir, afin de changer la résistance électrique, on peut effectuer l'une des deux actions suivantes : changer ses dimensions ou modifier sa résistivité figure II.4.



**Figure II.4 :** La résistance d'une barre de matériau sous l'effet d'une contrainte

La variation de cette résistance se fait sous l'application d'une contrainte (ou déformation), ce qui conduit au changement de la dimension latérale de la résistance.

$$R' = \rho \frac{L'}{S'} \quad (\text{II.7})$$

De manière générale la variation de la résistance s'écrit :

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta S}{S} \quad (\text{II.8})$$

où  $\frac{\Delta \rho}{\rho}$  représente la variation relative de résistivité et  $\frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta S}{S}$  est la déformation.

Dans la jauge métallique la résistance change essentiellement avec la variation de sa géométrie, donc les deux derniers termes de l'équation II.8 sont prépondérants, par contre la jauge piézorésistive présente une variation de résistance surtout due à la modification de sa résistivité. Pour une jauge à base d'un matériau semi-conducteur le premier terme de la

relation (Eq.II.8) représente le changement de la résistivité dû à l'application d'une contrainte, il est largement dominant. La relation II.8 peut se réécrire sous la forme suivante :

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L}(1 + 2\nu) \quad (\text{II.9})$$

Cette double influence des contraintes sur les caractéristiques électriques et mécaniques du barreau existe dans la plupart des matériaux, qu'ils soient conducteurs ou semi-conducteurs. Cependant, en pratique et suivant la nature et la structure atomique des semi-conducteurs, les variations relatives des trois termes de l'expression II.8 traduisent cette influence et sont d'une importance inégale.

Prenons encore une fois, un barreau soumis à une contrainte (figure II.4), comme nous le savons depuis la partie précédente de ce chapitre, chaque élément du cristal de forme cubique sera exposé à des contraintes normales et de cisaillement (figure II.2). Il a été mentionné qu'il y'a deux éléments qui peuvent changer la valeur de la résistance électrique : résistivité et dimensions géométriques. Contrairement à la jauge métallique, en silicium la variation de la résistance est de 99% en raison de la variation de sa résistivité, puis pour la modification de sa géométrie [19]. Dans un matériau piézorésistif comme le silicium, le fait d'appliquer une contrainte modifie à la fois le nombre et la mobilité des porteurs, donc la résistivité.

L'effet piézorésistif représente donc, la variation de résistivité d'un corps soumis à une variation de contraintes mécaniques [21-25]. Cet effet est très important et anisotrope dans le silicium, il est exprimé par l'équation II.10 :

$$\rho = \rho_0 + \rho_0 \pi \sigma \quad (\text{II.10})$$

où  $\rho_0$  est la résistivité au repos d'un matériau homogène.

Dans un matériau semi-conducteur, la résistivité relie le champ électrique  $E$  et le flux de courant  $J$  par la relation suivante :

$$E = (\rho + \Delta \rho) J \quad (\text{II.11})$$

La forme finale de l'équation qui décrit la relation entre la contrainte et la résistivité de silicium, pour une orientation cristallographique (100) peut s'écrire comme suit :

$$\begin{bmatrix} \rho_{xx} \\ \rho_{yy} \\ \rho_{zz} \\ \rho_{yz} \\ \rho_{xz} \\ \rho_{xy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_{xx}^0 \\ \rho_{yy}^0 \\ \rho_{zz}^0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \rho_{xx}^0 \\ \rho_{yy}^0 \\ \rho_{zz}^0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & 0 & 0 & 0 \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \pi_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \sigma_{yz} \\ \sigma_{xz} \\ \sigma_{xy} \end{bmatrix} \quad (\text{II.12})$$

Les trois coefficients  $\pi_{11}$ ,  $\pi_{12}$  et  $\pi_{44}$  décrivent complètement le comportement du matériau piézoresistif anisotrope, cristallisant dans le système cubique. Leurs valeurs ont été estimées expérimentalement par Smith en 1954 [23] pour le silicium faiblement dopé, à la fois de type *N* et *P* (actuellement encore utilisées), le tableau II.2 résume ces valeurs.

Coefficient de piézoresistivité	$\pi_{11}$ [ $10^{-11}$ Pa $^{-1}$ ]	$\pi_{12}$ [ $10^{-11}$ Pa $^{-1}$ ]	$\pi_{44}$ [ $10^{-11}$ Pa $^{-1}$ ]
Si type P	+6.6	-1.1	+138.1
Si type N	-102.2	+53.4	-13.6

**Table II.2** : Valeurs des coefficients de piézoresistivité obtenues à température ambiante par Smith pour le silicium faiblement dopé [23].

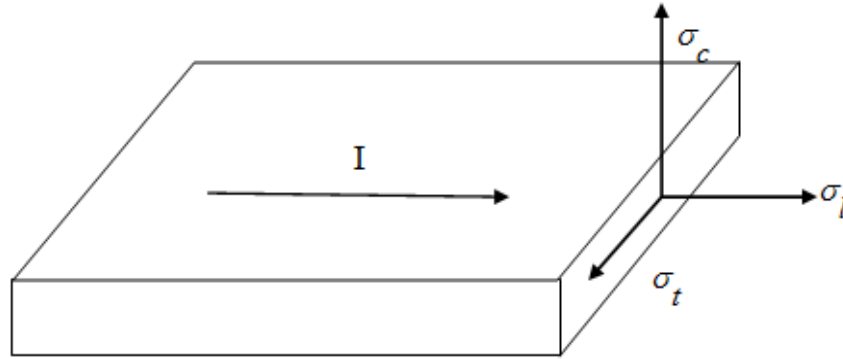
Les trois coefficients non nuls de piézoresistivité ont une signification physique telle que [15]:

- $\pi_{11}$  : Coefficient reliant le champ électrique et la densité de courant lors de l'application d'une contrainte parallèlement à eux.
- $\pi_{12}$  : Coefficient, qui permet de déterminer l'effet provoqué sur la résistivité du matériau, soumis à une contrainte perpendiculaire aux lignes de champ.
- $\pi_{44}$  : Représente l'effet piézoresistif dû à l'application de la contrainte de cisaillement quand le champ électrique et le courant sont perpendiculaires.

Dans le cas général où les contraintes longitudinale  $\sigma_l$ , transversale  $\sigma_t$  et de cisaillement  $\sigma_c$  sont appliquées comme l'illustre la figure II.5, la relation de base Eq.II.10

doit être réécrite afin de couvrir n'importe quelle orientation cristallographique comme suit [24] :

$$\frac{\Delta\rho}{\rho} = \pi_l\sigma_l + \pi_t\sigma_t + \pi_c\sigma_c \quad (\text{II.13})$$



**Figure II.5 :** Représentation des contraintes dans une jauge

En générale ces jauges piézorésistives sont intégrées par les techniques microélectroniques (diffusion, implantation ionique,... etc.) dans le capteur.

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_l\sigma_l + \pi_t\sigma_t + \pi_c\sigma_c \quad (\text{II.14})$$

Les coefficients de piézorésistivité longitudinal  $\pi_l$ , transversal  $\pi_t$  et de cisaillement  $\pi_c$  sont définis comme suit :

$$\pi_l = \pi_{11} - 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^2 m_1^2 + m_1^2 n_1^2 + n_1^2 l_1^2) \quad (\text{II.15})$$

$$\pi_t = \pi_{12} + 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^2 l_2^2 + m_1^2 m_2^2 + n_1^2 n_2^2) \quad (\text{II.16})$$

$$\pi_c = 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^3 l_2 + m_1^3 m_2 + n_1^3 n_2) \quad (\text{II.17})$$

où  $l_i$ ,  $m_i$  et  $n_i$  (avec  $i$  variant de 1 à 3) sont les cosinus directeurs de la transformation d'axe d'Euler [24] permettant de couvrir n'importe quelle orientation cristallographique. Dans ses travaux, Kanda [24] a montré que les coefficients de piézorésistivité dépendent de la température et du dopage et peuvent être exprimés en fonction des coefficients fondamentaux de piézorésistivité établis par Smith [23] à température ambiante. Les expressions établies par



Kanda [24] des trois coefficients de piézorésistivité ( $\pi_l, \pi_t$  et  $\pi_c$ ) sont regroupées dans le tableau II.3 ci-dessous :

Plan	Orientations	$\pi_l$	$\pi_t$	$\pi_c$
(100)	[100]	$\pi_{11}$	$\pi_{12}$	0
	[110]	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44}) / 2$	$(\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44}) / 2$	0
(011)	[011]	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44}) / 2$	$\pi_{12}$	0
	[100]	$\pi_{11}$	$\pi_{12}$	0
	[111]	$(\pi_{11} + 2\pi_{12} + \pi_{44}) / 3$	$(2\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44}) / 3$	$0.16(\pi_{11}\pi_{12} + \pi_{44})$
(111)	Toutes les autres directions	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44}) / 2$	$(5\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44}) / 6$	0

**Tableau II.3** : Coefficients de piézorésistivité pour différentes orientations cristallographique du Si [24]

## II.2.2. Effet du dopage et de la température sur les coefficients de piézorésistivité

La conclusion fondamentale des travaux de Kanda [24], est que les coefficients de piézorésistivité à température ambiante et pour un dopage de l'ordre  $10^{16}$ at/cm<sup>3</sup> obéit à la relation suivante [24] :

$$\pi(N, T) = \pi(N_0, 300K) \cdot P(N, T) \quad (\text{II.18})$$

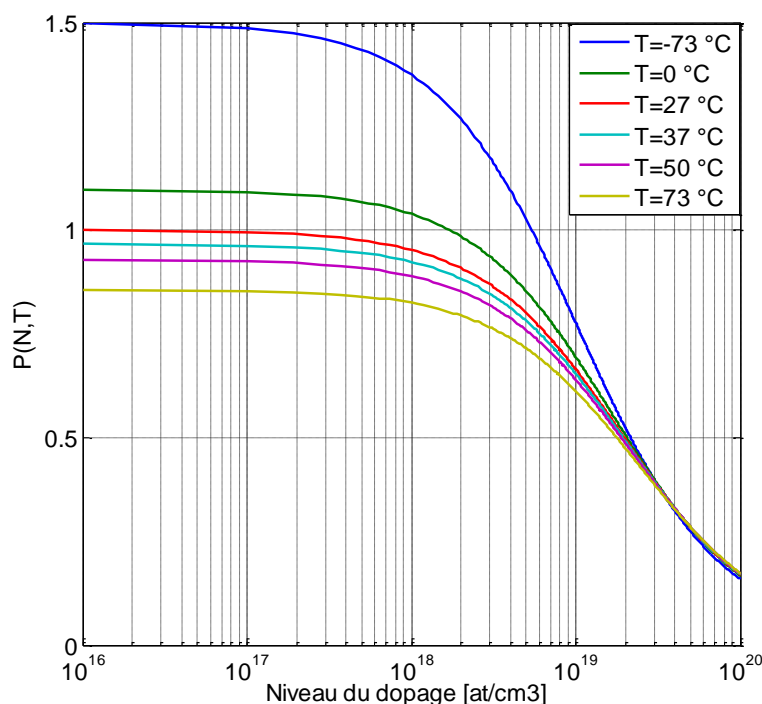
Le terme  $\pi(N_0, 300K)$  représente la valeur du coefficient de piézorésistivité pour le silicium faiblement dopé (concentration  $N_0 = 10^{16}$ at/cm<sup>3</sup>) à la température  $T=300K$ .  $P(N, T)$  est une fonction de correction appelée aussi facteur de piézorésistance, qui dépend de la température et de la concentration du dopage, donnée par l'expression suivante [24] :

$$P(N, T) = \frac{300}{T} \frac{1}{\left(1 + \exp\left(-\frac{E_f}{K_b T}\right)\right) \ln\left(1 + \exp\left(\frac{E_f}{K_b T}\right)\right)} \quad (\text{II.19})$$

où  $K_b$  est la constante de Boltzmann et  $E_f$  représente l'énergie de Fermi dont l'expression est prise à partir de la référence [21].

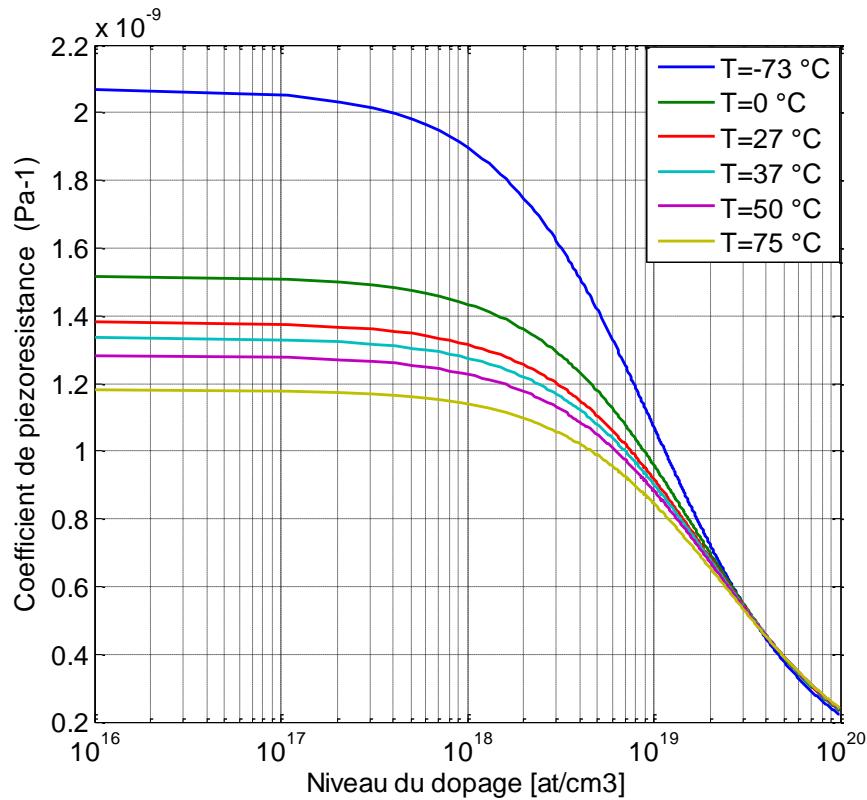
À partir de l'expression II.19 établie par Kanda, on peut tracer le facteur  $P(N,T)$  en fonction du dopage et de la température. Le facteur de piézorésistance et le coefficient de piézorésistivité représentés respectivement en figure II.6 et II.7, pour le silicium de type  $P$ , nous permet de voir l'effet de la température sur le coefficient de piézorésistivité et de minimiser cet effet par l'optimisation de la concentration du dopage.

Nous pouvons remarquer, à partir de la figure II.6, que le facteur de piézorésistance  $P(N,T)$  est constant pour les faibles valeurs de concentrations, et puis il diminue à partir d'une valeur du dopage de l'ordre de  $5 \cdot 10^{17}$  at/cm<sup>3</sup>. Par ailleurs, ce facteur décroît quand la température augmente, et devient indépendant de la température pour les concentrations les plus élevées.



**Figure II.6 :**  $P(N,T)$  en fonction de la concentrations pour différentes températures [24]

La figure II.7 met en évidence l'influence de la température sur le coefficient de piézorésistivité, conformément à la relation Eq II.18. On peut constater sur cette figure que  $\pi_{44}$  est pratiquement constant sur une large gamme de concentration, et il est inversement proportionnel à la température. À partir des figures II.6 et II.7 [15, 24], on peut dire que l'effet combiné de la température et du dopage sur le facteur de piézorésistance ainsi le coefficient de piézorésistivité permet de conditionner le comportement piézo-resistif et thermique de l'élément sensible.



**Figure II.7:**  $\pi_{44}$  en fonction de la concentration pour différentes températures [24]

## II.3. Modélisation et simulation du capteur

### II.3.1. Modélisation de la membrane

Fondamentalement, la déflexion mécanique d'une membrane fine au silicium, soumise à une pression constante et uniforme et parfaitement encadrée, à l'état stationnaire est régie par l'équation de Lagrange d'ordre quatre, en coordonnées cartésiennes elle est donnée par [19] :

$$\frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^4} + 2\alpha S_i \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w(x, y)}{\partial y^4} = \frac{p}{D} \quad (\text{II.20})$$

où  $w(x, y)$  est la déflexion de la membrane,  $P$  est la pression appliquée et  $D$  est la rigidité du matériau décrite par l'équation ci-dessous [20] :

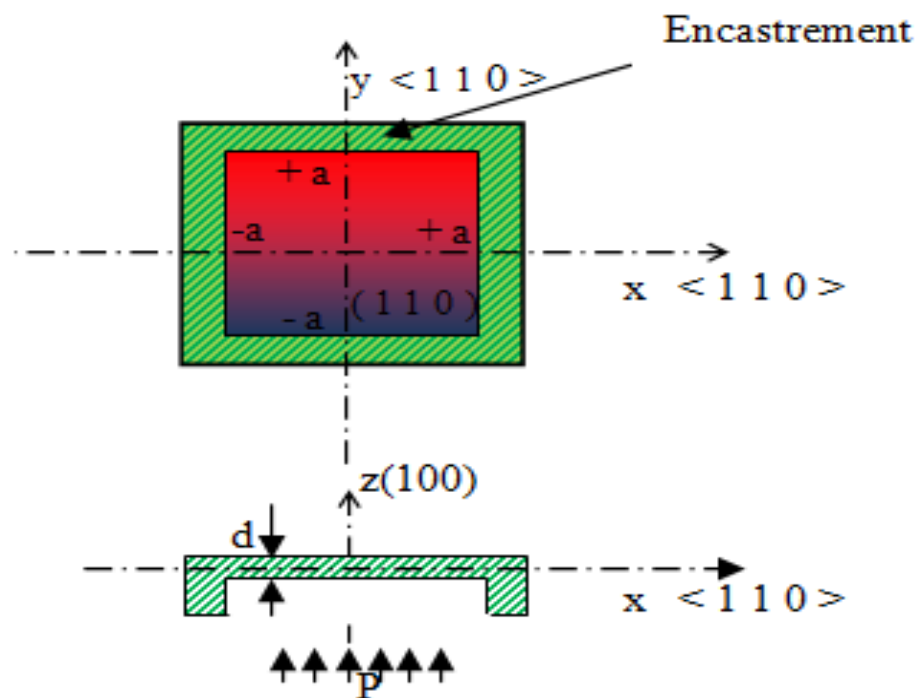
$$D = \frac{E}{12(1-\nu^2)} h^3 \quad (\text{II.21})$$

et  $\alpha_{Si}$  le coefficient caractérisant l'anisotropie du silicium qui est défini par [20] :

$$\alpha_{Si} = \nu + \frac{2G(1-\nu^2)}{E} \quad (\text{II.22})$$

La figure II.8 illustre une membrane fine au silicium monocristallin de forme carrée, de coté égal à  $2a$  et de hauteur  $d$ .

Etant donné que le silicium monocristallin a des propriétés mécaniques fortement anisotropiques, il est indispensable de tenir en compte de l'orientation cristallographique de la membrane. La technologie microélectronique de fabrication nous oblige à admettre que la membrane soit micro usinée dans un plan (100), tandis que ses bords soient orientés parallèlement à la direction  $\langle 110 \rangle$  [15]. Les conditions aux limites de Neumann et de Dirichlet sont imposées par l'encastrement parfait de la membrane à ses bords.



**Figure II.8:** Vue de haut de la structure

Plusieurs solutions approchées ont été proposées dans la littérature pour la résolution de l'équation de Lagrange Eq.II.20 qui régit la déformation d'une membrane parfaitement encadrée aux bords et soumise à une pression uniforme et constante [16, 19, 26, 27]. Parmi lesquelles on peut citer celle établie par Kerrou [16] :

$$w(x, y) = \frac{w_0}{16} \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n K_{ij} \left( 1 + \cos\left(2i+1\right) \frac{\pi}{2} x \right) \left( 1 + \cos\left(2j+1\right) \frac{\pi}{2} y \right) \quad (\text{II.23})$$

où  $w_0$  est la déflexion maximale au centre de la membrane donnée par [16] :

$$w_0 = 0.0224 \frac{Pa^4}{16D} \quad (\text{II.24})$$

À partir de l'expression de la déflexion en tous points de la membrane Eq.II.23, on peut déterminer la répartition des contraintes au sein de la membrane, en utilisant la loi de Hooke. Les composantes de différentes contraintes induites par l'application d'une pression  $P$  à la surface de la membrane sont exprimées par [16] :

$$\sigma_{xx} = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[ \frac{\partial^2 w(x, y)}{\partial x^2} + \nu \frac{\partial^2 w(x, y)}{\partial y^2} \right] \quad (\text{II.25})$$

$$\sigma_{yy} = \frac{Eh}{1-\nu^2} \left[ \nu \frac{\partial^2 w(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w(x, y)}{\partial y^2} \right] \quad (\text{II.26})$$

$$\sigma_{xy} = hG \frac{\partial^2 w(x, y)}{\partial x \partial y} \quad (\text{II.27})$$

### II.3.2. Simulation sous environnement COMSOL

Avec l'évolution de l'informatique qui nous offre de nombreux puissants logiciels tels que : ANSYS, FLUENT, COVENTOR et COMSOL. Ces derniers permettent l'établissement aisé de modèles très complexes, offrent une très haute vitesse d'exécution des opérations de calcul et ils présentent certains autres avantages en matière d'affinité et de se rapprocher de la structure réelle du dispositif (prise en compte de l'intégralité de la structure). Nous nous proposons de faire une nouvelle étude sous environnement COMSOL Multiphysics. Qui est une plate-forme flexible qui nous permet de modéliser tous les aspects physiques pertinents de nos conceptions, c'est un outil fiable pour mener bien les études paramétriques nécessaires afin d'optimiser les performances du capteur [28].

Afin de valider ce modèle, nous déterminerons l'expression de la déflexion maximale au centre de la membrane et de celle de la contrainte maximale agissant sur le milieu du bord

de la membrane. Par la suite, nous allons déterminer la déflexion de la membrane et de la contrainte normale en fonction de la température au repos. Par ailleurs, nous avons également effectué une étude en fonction du dopage et de la température ainsi qu'une étude pour différentes configurations des jauges piézo-resistives diffusées sur la membrane afin de déterminer les paramètres d'influence sur la tension de sortie du capteur.

La conception du modèle numérique fait appelle à des équations aux dérivée partielles gouvernant le comportement de notre système nommée modèle EDP sous COMSOL. Afin d'analyser le comportement thermomécanique de notre capteur de pression piézo-resistif, nous introduisons toutes les variables et constantes nécessaires, les conditions aux limites, ainsi que la localisation des gauges.

Le comportement mécanique d'une membrane de forme carrée est régi par l'équation de Lagrange d'ordre 4 en coordonnées cartésiennes écrite sous forme compact suivante :

$$-\nabla \sigma = F \quad (\text{II.28})$$

où  $\sigma$  est le tenseur des contraintes,  $F$  représente les forces de volume (forces de masse). La relation contrainte-déformation est donnée par l'équation II.29 ci-dessous [9] :

$$\sigma = \sigma_0 + C_{ij} \cdot (\varepsilon - \varepsilon_{th}) \quad (\text{II.29})$$

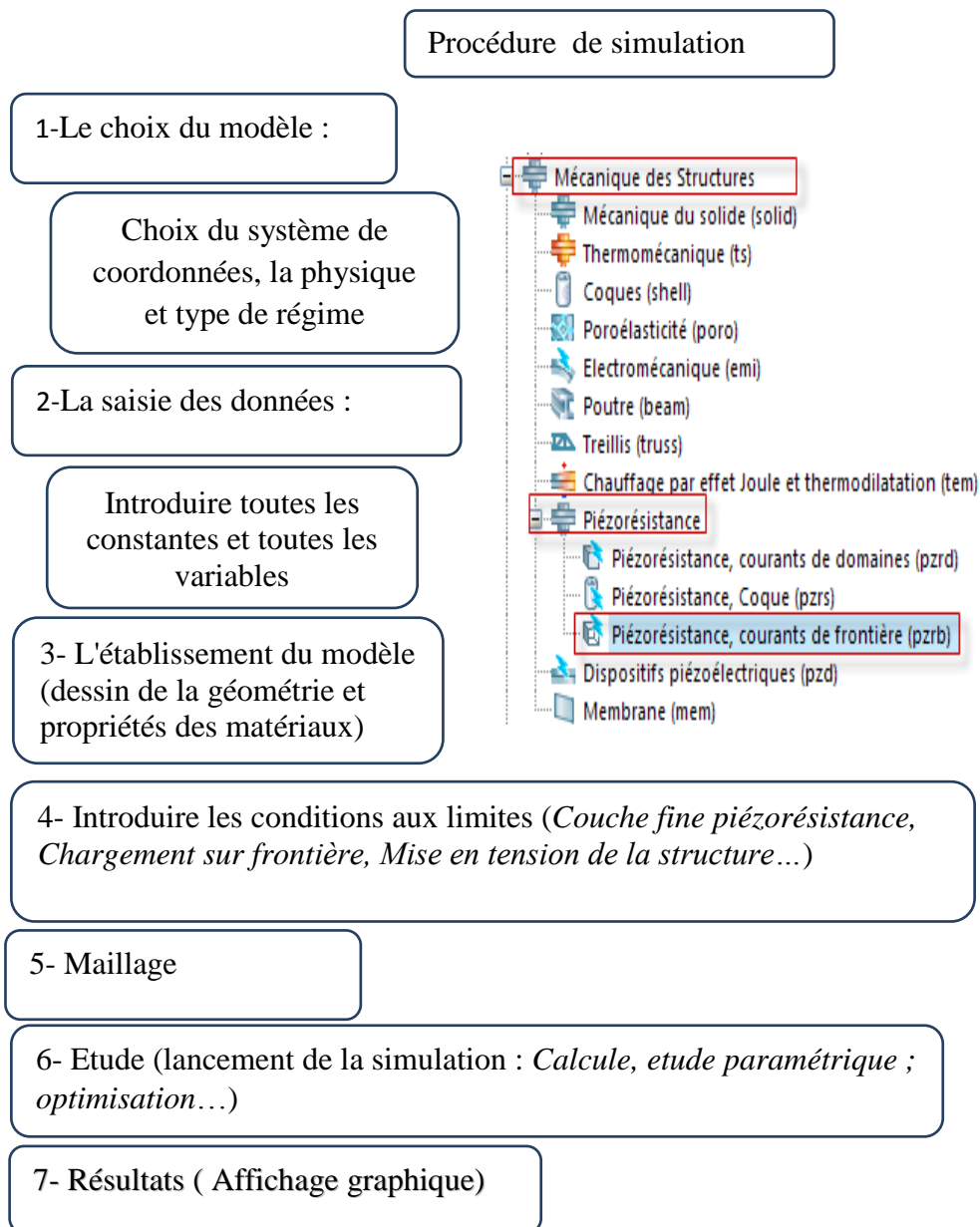
où  $C_{ij}$  est le tenseur d'élasticité qui s'exprime comme suit :

$$C_{ij} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (\text{II.30})$$

$\sigma_0$  sont les contraintes initiales,  $\varepsilon_0$  les déformations initiales et  $\varepsilon_{th}$  les déformations thermiques.

Notre simulation prend en compte le couplage des trois physiques suivantes : mécanique, électrique et thermique. Pour cela, nous prenons le module « Piézorésistance avec un courant de frontière en régime stationnaire ». Ceci permet de résoudre les équations Eq.II.11, II.12 et II.13, régissant l'effet piézorésistif, couplées avec les équations de la mécanique des structures (Eq.II.28, Eq.II.29 et Eq.II.30).

La figure II. 9 résume les étapes effectuées pour pouvoir simuler un modèle sous environnement COMSOL Multiphysics.



**Figure II.9 :** Étapes de simulation sous environnement COMSOL Multiphysics

## Géométrie

La géométrie en deux dimensions du capteur de pression piézorésistif pour le modèle établie sous COMSOL Multiphysics, est représentée en figure (II.10). Une membrane de forme carrée micro usinée dans une plaquette de silicium orientée  $\langle 100 \rangle$ , dans lequel les piézorésistances de type  $P$  sont diffusées sur sa surface et orientées selon l'axe  $[110]$ . Ces résistances au nombre de quatre sont connectées en pont de Wheatstone, et disposées convenablement, telle que  $R_1$  et  $R_3$  sont longitudinales,  $R_2$  et  $R_4$  sont transversales [15]. Les dimensions des jauges utilisées dans cette simulation sont : longueur de la jauge  $L_{pzt}=250 \mu\text{m}$  et sa largeur  $e_{pzt}=30 \mu\text{m}$ .

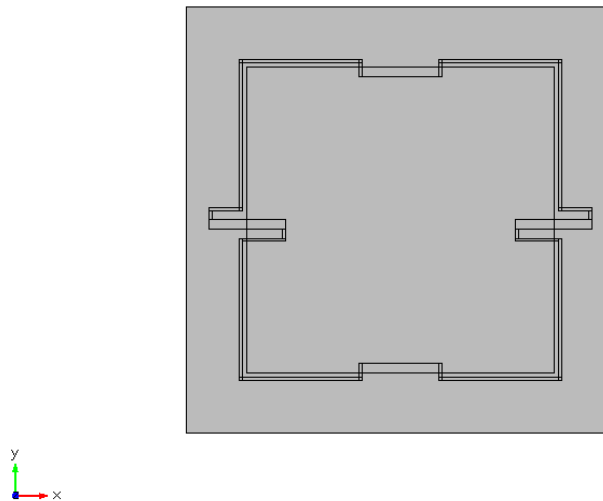


Figure II.10 Vue de haut de la géométrie étudiée sous COMSOL

### II. 3.2.1. Simulation de la membrane

#### A-Etude en fonction de la pression

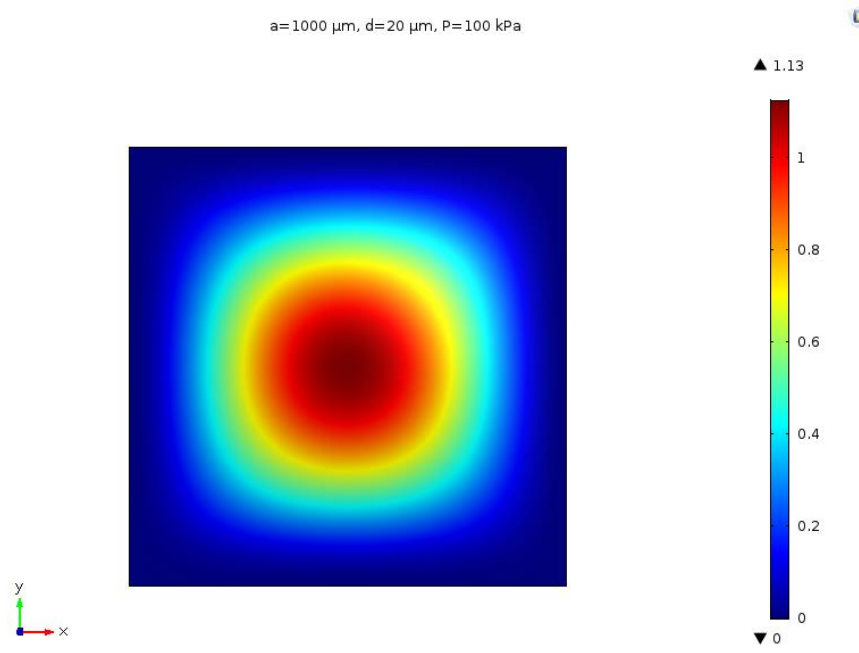
Les résultats obtenus de la simulation du modèle établi sont représentés sur les figures II.11, II.12 et II.13. Ces figures représentent respectivement les courbes de variations de la déflexion de la membrane  $w(x, y)$ , ainsi que les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  ( $\sigma_{yy}$ ) et de cisaillement  $\sigma_{xy}$  dans le plan  $(xoy)$  pour  $P=100 \text{ kPa}$ .

La figure II.11 montre que la déflexion de la membrane est maximale au centre, qui est conforme à celle établie dans la théorie [16, 29]. La figure II.12 montre quant à elle, que les contraintes normales  $\sigma_{xx}$  ( $\sigma_{yy}$ ) en fonction de la pression appliquée, sont maximales

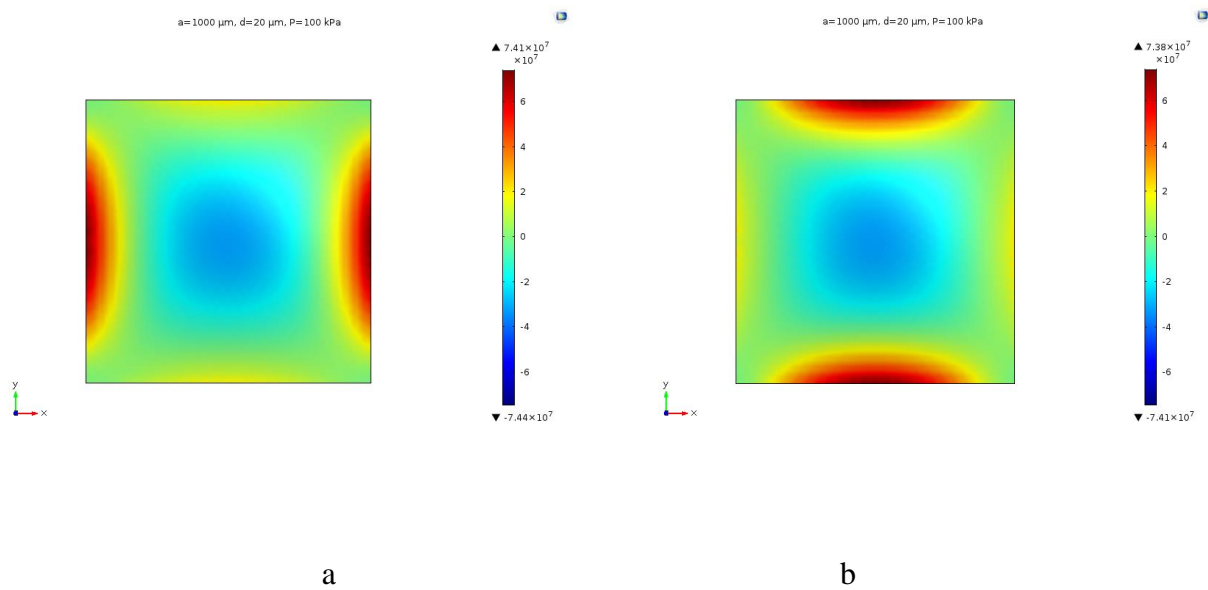


positives aux milieux des bords de la membrane et maximales négatives au milieu de la membrane. Donc, pour une meilleure sensibilité à la pression il est clair que la position aux milieux des bords de la membrane, est l'une des positions optimales des jauges, pour la conception des capteurs de pression piézo-resistifs.

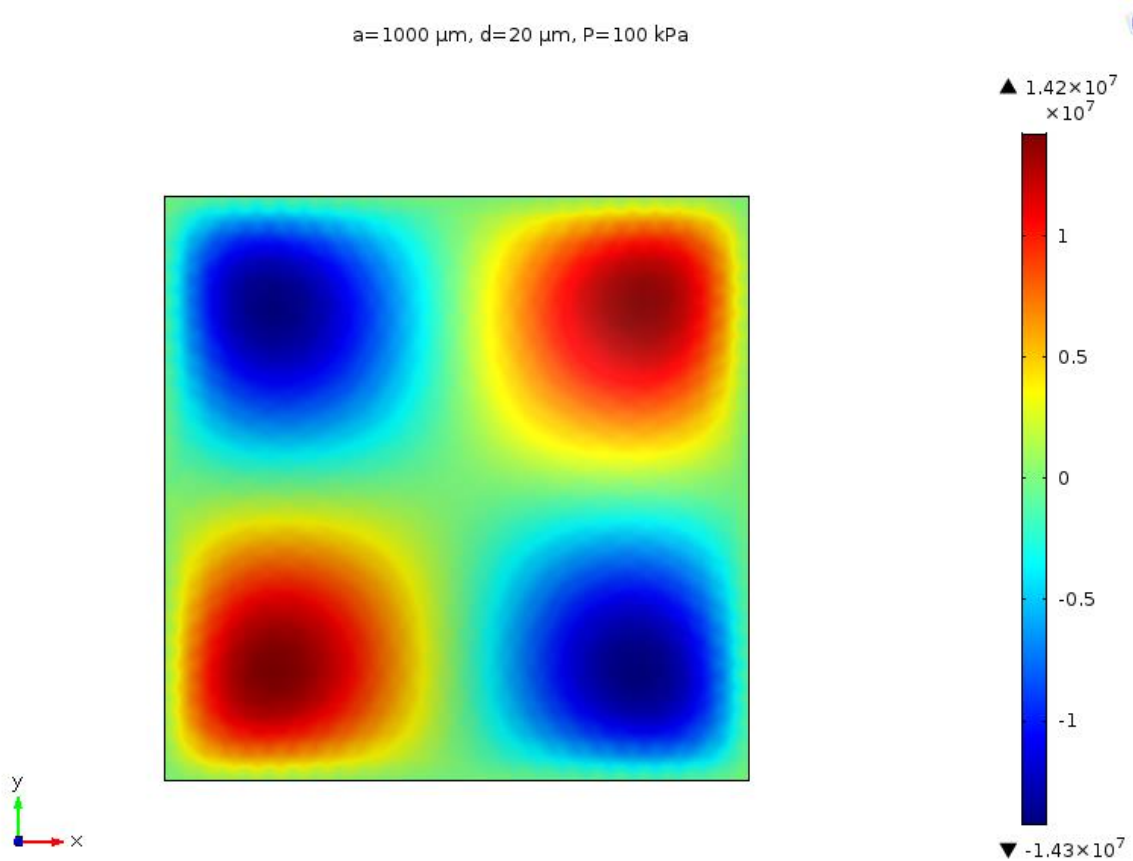
Notons que les contraintes normales selon  $ox$  et  $oy$  ( $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$ ) sont identiques, puisque la membrane est de forme carrée.



**Figure II.11 :** Déflexion  $w(x,y)$  pour  $P=100$  kPa



**Figure II.12 :** Contraintes normales  $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$  pour  $P=100$  kPa



**Figure II.13** : Contrainte de cisaillement  $\sigma_{xy}$  pour P=100 kPa

La figure II.13 montre que les valeurs des contraintes de cisaillement, sont relativement faibles comparativement à celles des contraintes normales. On peut aussi, constater que, les résultats obtenus sont similaires à ceux établis dans la littérature [16, 30].

Lors de cette simulation on a considéré une membrane de forme carrée d'une longueur  $a = 1000 \mu\text{m}$  et d'une épaisseur  $d=20 \mu\text{m}$ . Notons que ces dimensions sont prises à partir de la littérature [29], ceci afin de pouvoir valider le modèle utilisé. Les valeurs des modules de Young, de Coulomb G et le coefficient de Poisson du silicium utilisées dans cette simulation sont celles définies dans le cas particulier d'un plan (100) et d'une direction cristallographique [110] tel que est établie par [15] et leurs valeurs sont données par [15, 20] :

$$E= 0.16892 \text{ GPa};$$

$$G= 0.05092 \text{ GPa};$$

$$\nu= 0.0642;$$

Pour mieux apprécier ces résultats, nous allons également représenter l'évolution de la déflexion et des contraintes maximales obtenues par la simulation, que nous superposons à ceux obtenus théoriquement [16]. L'expression de la déflexion maximale obtenue par le modèle utilisé est donnée par :

$$w_0 = 0.0203 \frac{Pa^4}{16D} \quad (\text{II.31})$$

Aux milieux des bords de la membrane, l'expression de la contrainte maximale agissante sur la jauge pour notre modèle est :

$$\begin{cases} \sigma_{xx} = 0.29 \left(\frac{a}{d}\right)^2 P \\ \sigma_{yy} = 0.0195 \left(\frac{a}{d}\right)^2 P \end{cases} \quad (\text{II.32})$$

L'expression Eq.II.32 représentant la variation des contraintes normales en fonction de la pression appliquée et des dimensions de la membrane est une relation linéaire. On note  $K$  le facteur de proportionnalité, et ces valeurs sont regroupées dans le tableau II.4.

$K \sigma_{xx}$	Contraintes longitudinales	0.29	0.3 [15]
$K \sigma_{yy}$	Contraintes tangentielles	0.0193	0.0202 [15]
$K w_0$	Déflexion maximale	0.0203	0.0224 [16]

**Tableau II.4.** Valeurs numériques des coefficients  $K$

À partir des expressions obtenues précédemment (II.31 et II.32), nous traçons les variations de la déflexion maximale au centre de la membrane et des contraintes normales maximales au milieu des bords de la membrane en fonction de la pression en figures II.14 et II.15 et II.16. On peut constater que ces figures sont en bonne concordance avec ceux rapportées dans la littérature [16]. Ce qui permet de valider le modèle développé sous COMSOL, qui est facile à mettre en œuvre, et se rapproche plus de la structure réelle du capteur avec une extrême flexibilité.

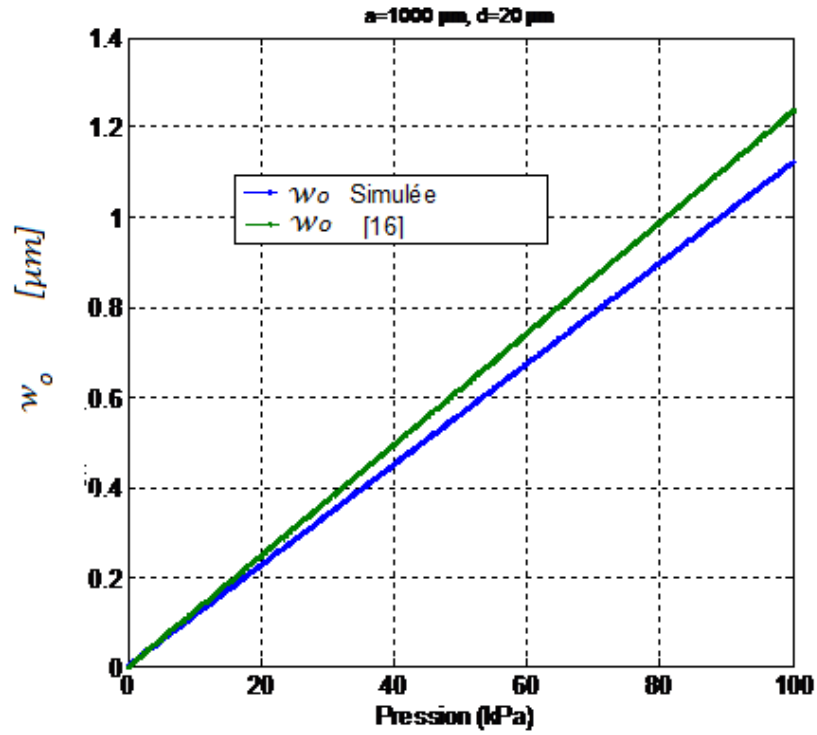


Figure II.14 : Déflexion maximale au centre de la membrane  $w_0$  en fonction de  $P$

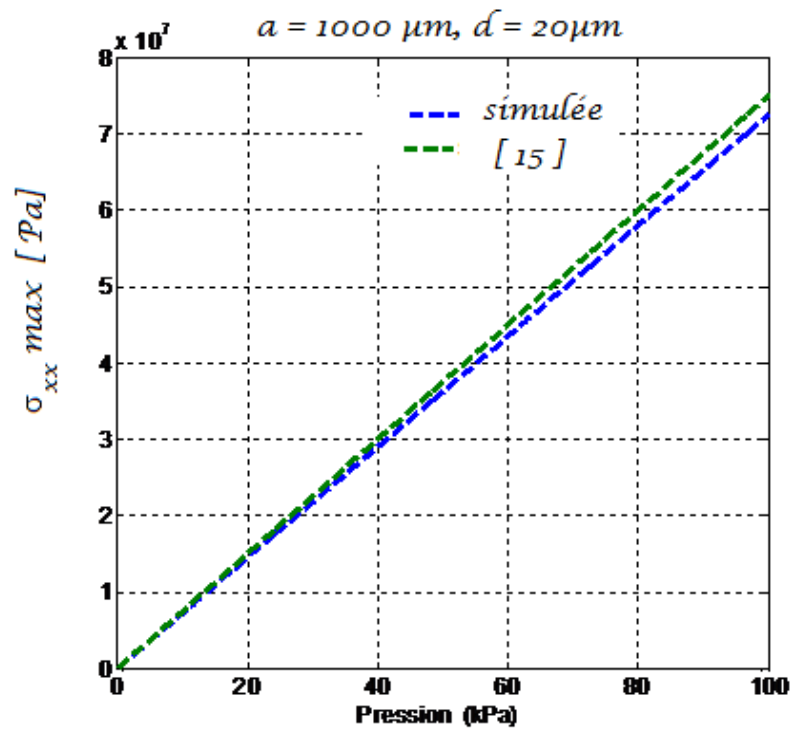
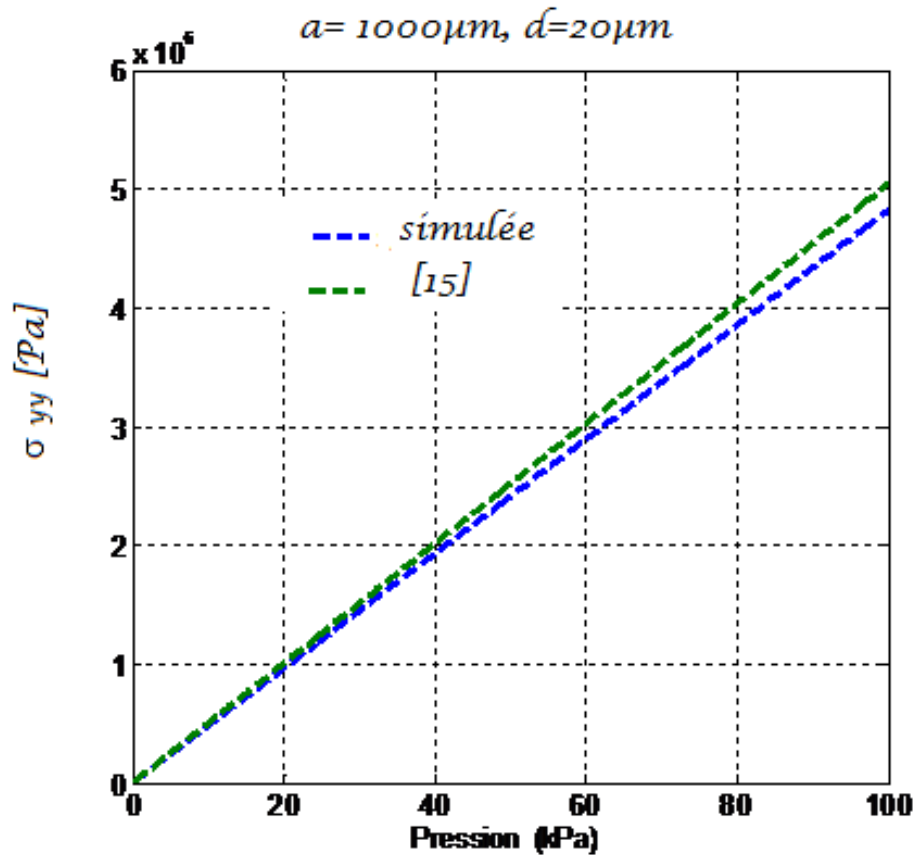


Figure II.15 : Contraintes  $\sigma_{xx}$  maximales aux milieux du bord ( $x=\pm a, y=0$ ).



**Figure II.16 :** Variations des contraintes tangentielles  $\sigma_{yy}$  en fonction de  $P$  aux points ( $x=\pm a, y=0$ ).

## B- Etude en fonction de la température au repos

Nous avons montré en figure II.17 l'évolution de la déflexion maximale au centre de la membrane  $w_0$  en fonction de la température au repos ( $P=0$ ). On constate que même en l'absence de pression extérieure, il existe une déformation maximale de la membrane proportionnelle à la température. Ce qui, bien entendu, engendre des variations des contraintes normales en fonction de la température au repos, comme l'illustre la figure II.18.

Les résultats obtenus mettent en évidence l'existence de contraintes thermiques engendrées par le processus technologique de fabrication. Ces dernières n'étaient pas prises en compte dans les précédents modèles analytiques proposés dans la littérature. Cela nous incite à dire que le modèle utilisé est plus précis.

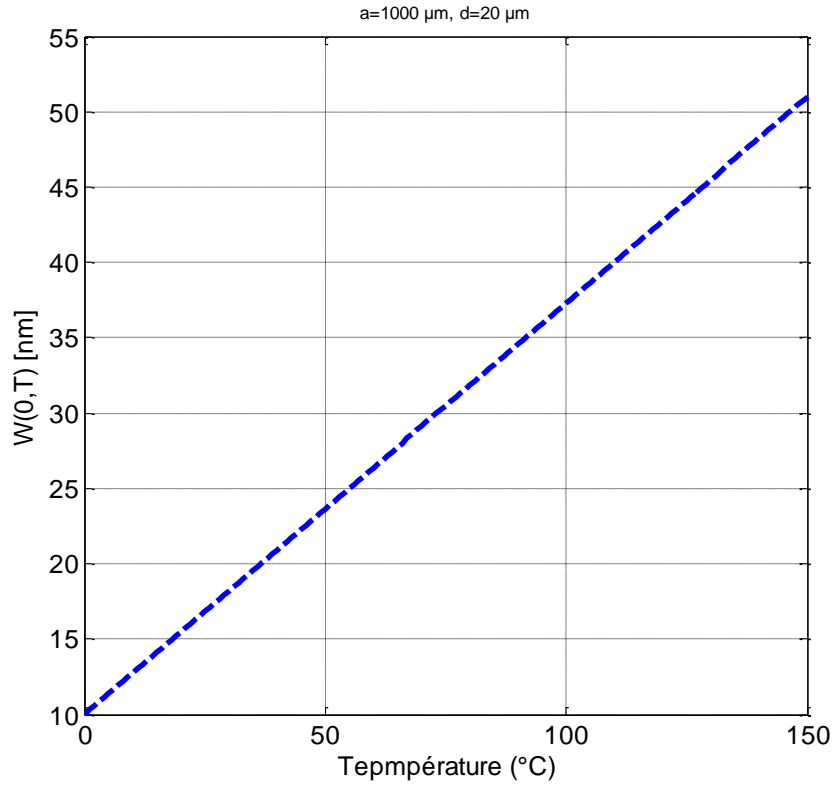


Figure II.17 : Déflexion maximale de la membrane en fonction de  $T$  au repos  $P=0$

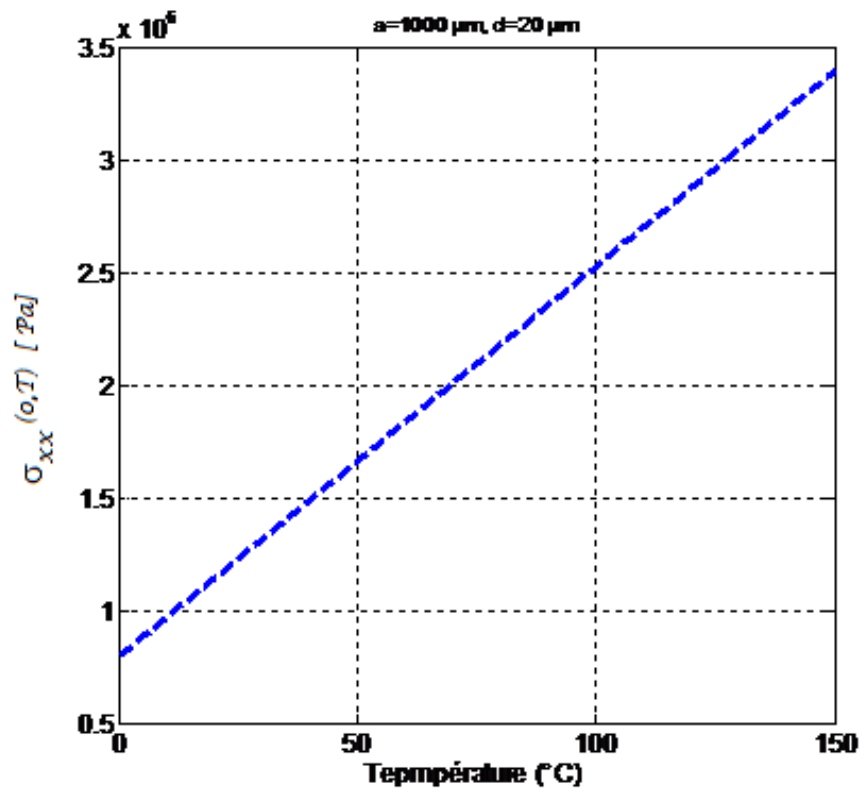
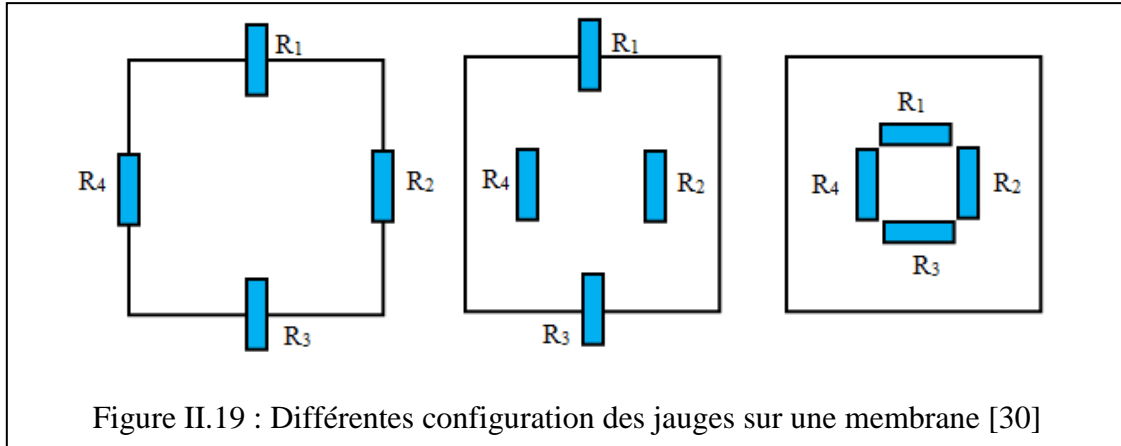


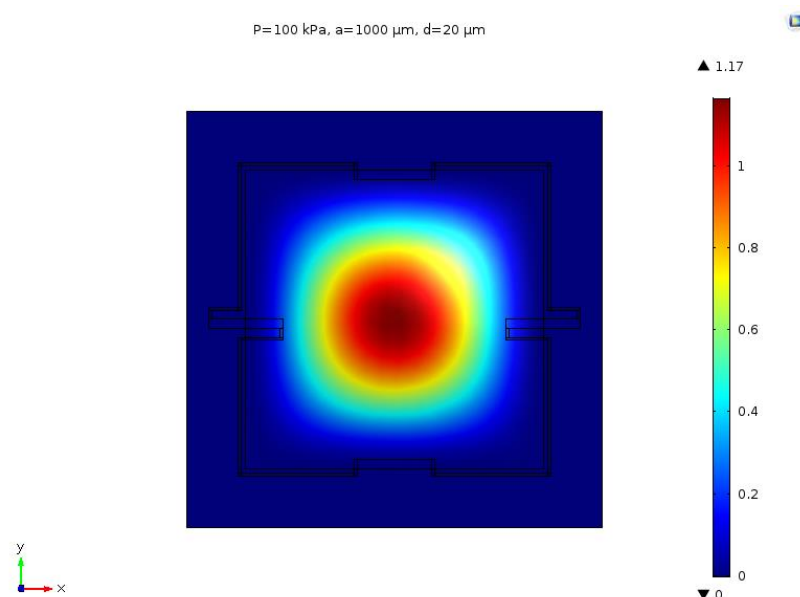
Figure II.18 : Contraintes normales maximales aux milieux du bord en fonction de  $T$  au repos

### II.3.2.2. Simulation du capteur

La sensibilité à la pression du capteur dépend de la position des différentes jauges sur le corps d'épreuve. À partir de l'étude de la membrane, on rappelle que nous avons établi que les contraintes normales sont maximales aux milieux des bords et au milieu de la membrane, ce qui permet d'avoir plusieurs configurations possibles comme le montre la figure II.19 [30].

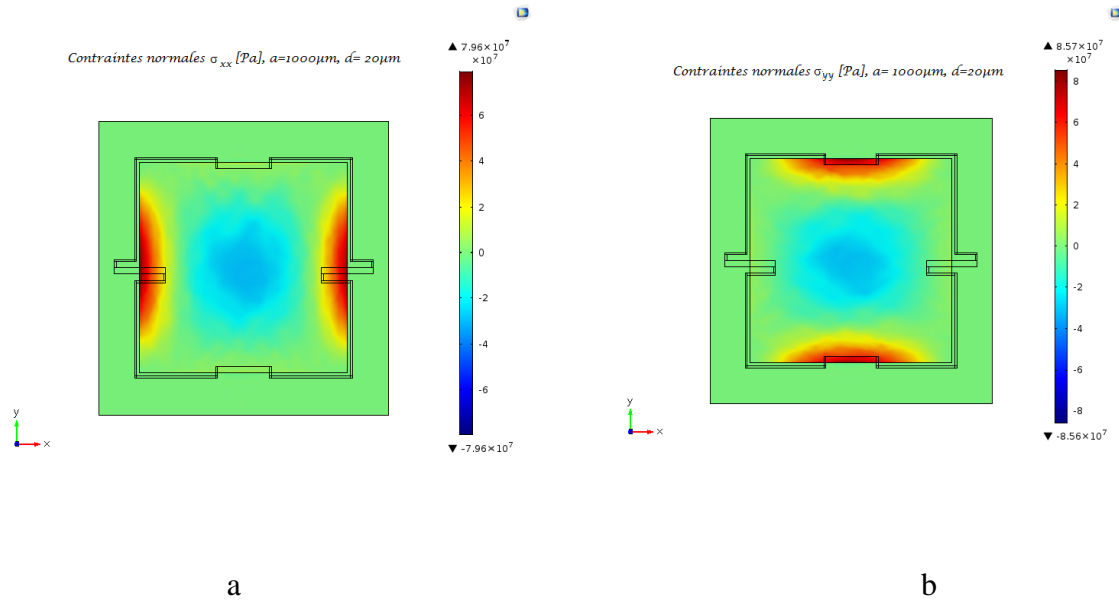


Dans notre cas, nous avons utilisé la configuration représentée sur la figure II.10, qui est la plus couramment utilisée et présente une sensibilité élevée à la pression [30]. L'application d'une pression uniforme et constante sur la membrane, parfaitement encadrées aux bords, donne naissance à une déflexion  $w(x, y)$  figure II.20, qui est par la suite traduite en contraintes figure II.21, qui sont à leur tour converties en variation de résistance par effet piézorésistif.



## Contraintes normales $\sigma_{xx}$ et $\sigma_{yy}$

À partir des figures II.21.a on peut noter que les valeurs maximales des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  est de l'ordre de 80 MPa.



**Figure II.21** : Représentation 2D des contraintes normales  $\sigma_{xx}$  et  $\sigma_{yy}$  respectivement

Les piézorésistances connectées en pont de Wheatstone et disposées deux parallèles et deux perpendiculaires (voir figure II.10), engendrent ainsi une tension de sortie  $V_{out}$  donnée par :

$$\frac{\Delta V_{out}}{V_0} = \frac{\pi_{44}}{2} (\sigma_{xx} - \sigma_{yy}) \quad (\text{II.33})$$

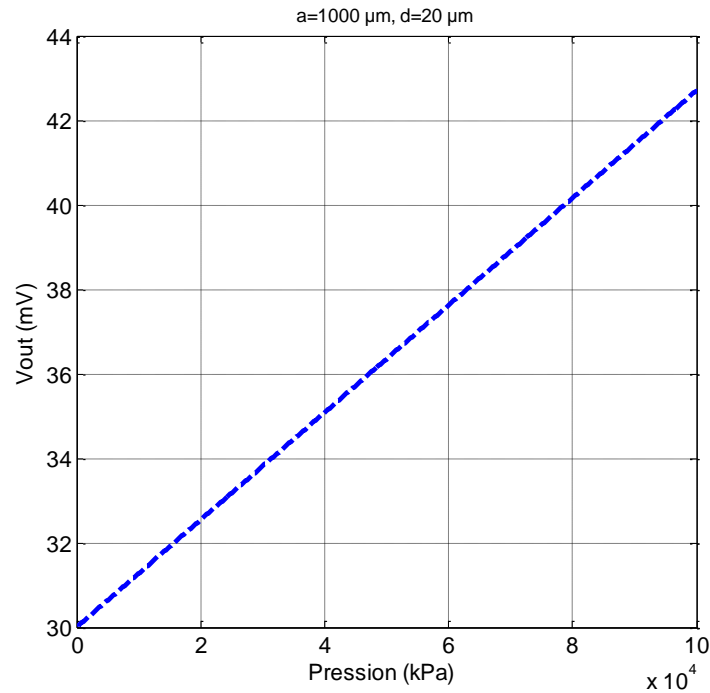
où  $V_0$  est la tension de l'alimentation du pont.

En substituant l'expression (Eq.II.32) des contraintes normales dans l'équation caractérisant la réponse du capteur (Eq.II.33), nous obtenons alors :

$$\frac{\Delta V_{out}}{V_0} = 0.1352 * \pi_{44} \left( \frac{a}{d} \right)^2 P \quad (\text{II.34})$$

Nous aurons donc une tension de sortie  $V_{out}$  proportionnelle à la pression appliquée comme le montre la figure II.22.





**Figure II. 22 :** Tension de sortie en fonction de  $P$ .

L'expression de la sensibilité à la pression  $S_p$  en fonction de la concentration des dopants pour une température donnée est obtenue à partir de l'équation II.34 :

$$S_p = \frac{\pi_{44}}{2P} (\sigma_{xx} - \sigma_{yy}) \quad (\text{II.35})$$

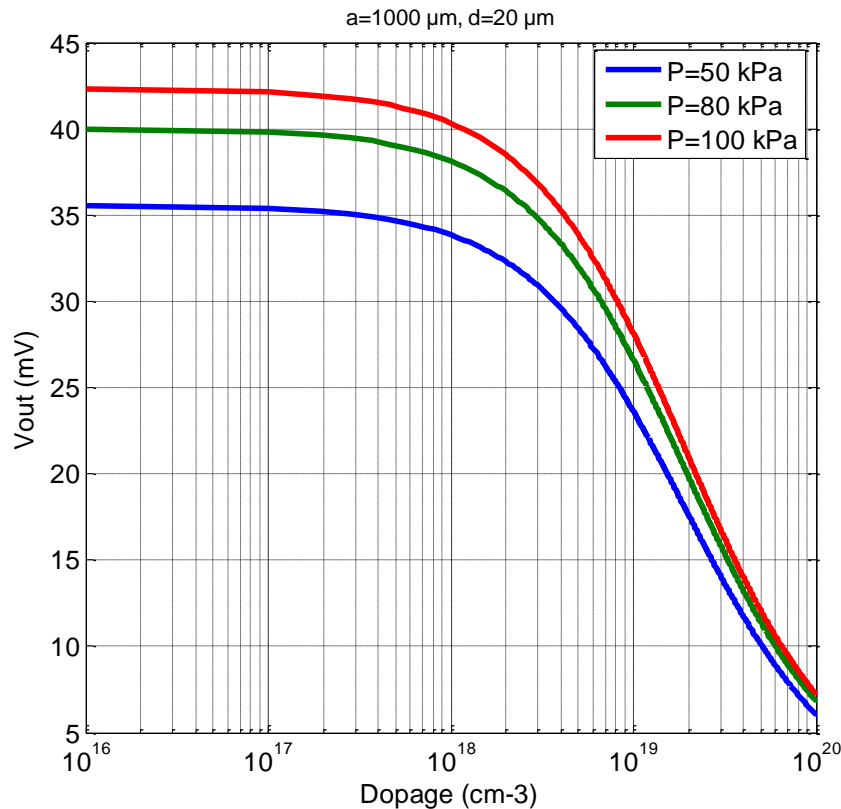
que l'on peut la mettre sous la forme suivante :

$$S_p = 0.1352 * \pi_{44} \left( \frac{a}{d} \right)^2 \quad (\text{II.36})$$

Cette expression sera utilisée par la suite pour la détermination de la sensibilité à la pression en fonction de la durée de fonctionnement du capteur et de sa tension d'alimentation, permettant ainsi d'évaluer la fiabilité et l'optimisation des caractéristiques de sortie du dispositif étudié.

### **a-Tension de sortie ( $V_{out}$ ) en fonction du dopage**

Nous avons représenté sur la figure II.23 la tension de sortie en fonction du dopage. Comme  $V_{out}(N, T)$  est proportionnelle à  $\pi_{44}(N, T)$ , nous avons les mêmes allures de ces deux grandeurs.



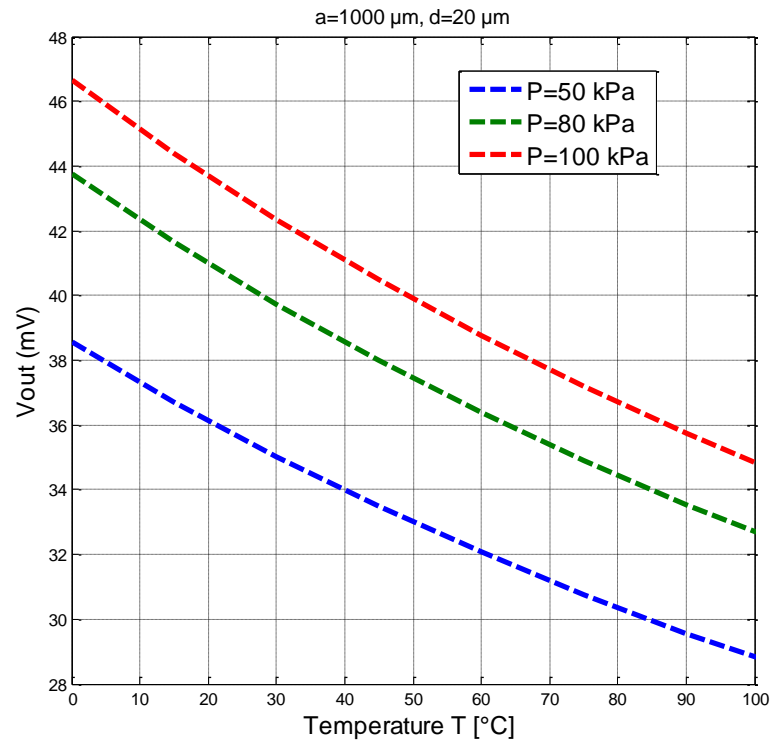
**Figure II.23 :**  $V_{\text{out}}$  en fonction du dopage pour différentes  $P$

### b-Tension de sortie ( $V_{\text{out}}$ ) en fonction de la température

Afin de connaître l'effet de la température sur la réponse du dispositif, nous avons simulé l'évolution de la tension à la sortie du capteur en fonction de la température pour différentes valeurs de la pression (figure II.24).

Nous constatons que la tension à la sortie du dispositif est influencée par l'augmentation de la température. En effet pour une pression de 100 kPa, nous avons une réduction de 12.5 mV pour une variation de température de 100 °C. Alors que cette valeur est de 15.5 mV pour la même variation de  $T$  pour la configuration étudiée en [15]. Donc la configuration utilisée dans ce travail permet de minimiser la contrainte thermomécanique.

Nous pensons que, cette dernière est engendrée non seulement par les interconnexions sur la membrane, mais aussi elle est provoquée par le chauffage par effet Joule de la résistance lors de la polarisation du pont. Pour cette raison, une étude sur l'impact de cet effet sur la génération de la température dans les capteurs de pression piézo-resistifs, ainsi que son optimisation sera effectuée par la suite.



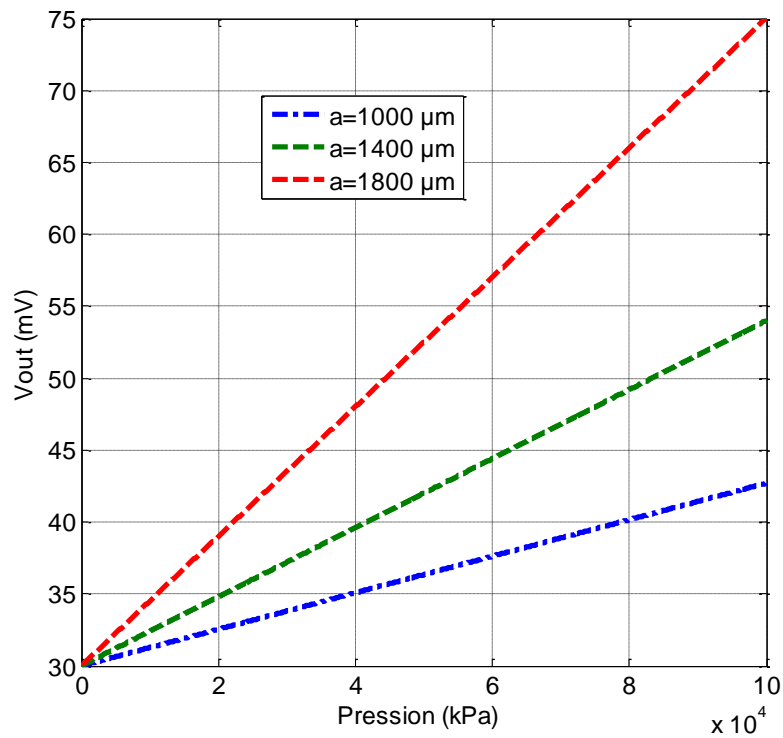
**Figure II.24 :**  $V_{\text{out}}$  en fonction de la température pour différentes  $P$

### c- $V_{\text{out}}$ en fonction de $P$ pour différents paramètres géométriques

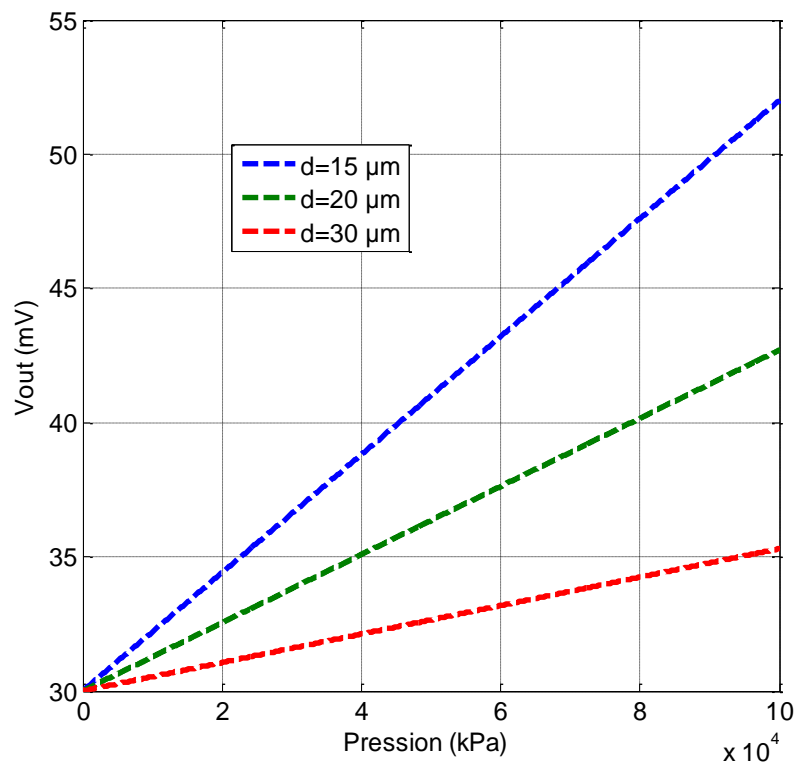
Le but de cette partie est de simuler le fonctionnement du capteur, en effectuant une étude paramétrique en fonction des dimensions de la membrane. Nous représentons sur la figure II.25 et II.26 la variation de la tension de sortie en fonction des paramètres géométriques de la membrane telles que : le côté de la membrane ainsi que son épaisseur.

Les résultats ont montré que la tension de sortie est proportionnelle au côté de la membrane comme elle est illustrée sur les figures II.25. Cependant elle est inversement proportionnelle à son épaisseur, comme elle est montrée sur les figures II.26.

Il est important de signaler que cette configuration observe une tension d'offset de l'ordre de 30 mV, qui est peut être dû au positionnement des jauges, qui engendre des variations brutales des contraintes thermiques au repos. Sachant que, pour une valeur de la pression  $P=100$  kPa nous avons une variation dynamique de la tension de sortie d'une valeur de 12.5 mV.

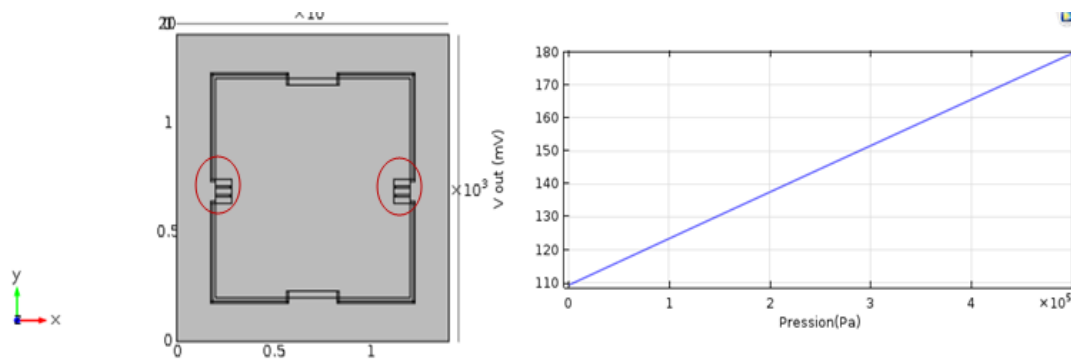


**Figure II. 25 :**  $V_{out}$  en fonction de  $P$  pour différentes valeurs de «  $a$  ».



**Figure II. 26 :**  $V_{out}$  en fonction de  $P$  pour différentes valeurs de «  $d$  ».

Afin d'augmenter la tension de sortie du capteur ainsi que sa sensibilité à la pression, nous pouvons couper les jauges en plusieurs doigts (nombre de doigts  $n$ ), comme le montre l'exemple de la figure II.27 où nous avons pris  $n = 3$ , on voit bien que nous obtenons une variation du signal utile  $\Delta V_{\text{out}} = 15 \text{ mV}$  pour une pression  $P=100 \text{ kPa}$ , alors que pour la première configuration étudiée nous avons  $\Delta V_{\text{out}} = 12.5 \text{ mV}$ . Soit une augmentation de 20%, qui est due au fait que la surface recevant les contraintes est optimisée par l'utilisation des jauges coupées en trois doigts (bien entendu les dimensions des jauges sont identiques dans les deux cas), on remarque également que les résultats montrent la présence de composante continue, qui pourrait altérer la sensibilité du capteur. Une étude récente [32], a montré qu'en faisant une permutation des jauges parallèles et perpendiculaires nous pouvons nous affranchir de cette tension de décalage.



**Figure II. 27** : Capteur avec jauges coupées en trois doigts

Enfin, ce type de capteur pourrait être candidat dans plusieurs applications, il ne nécessite pas l'utilisation des circuits plus complexes. Parmi lesquelles, on peut citer celle utilisée pour la mesure de la pression plantaire [31], qui constitue un système de prévention des patients diabétiques, ou encore celle qui permet de mesurer la pression sanguine [32].

## II.4. Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté les principaux fondements théoriques nécessaires à la compréhension du capteur de pression piézorésistif et son principe de fonctionnement ainsi que ses principales caractéristiques. Nous avons exposé plusieurs modèles théoriques pour la résolution de l'équation de Lagrange, qui nous ont servi

d'éléments de comparaison, permettant ainsi la validation du modèle établi sous environnement COMSOL Multiphysics.

Après validation de notre modèle, nous avons fait un paramétrage de notre modèle numérique sous environnement COMSOL. Ce dernier, nous permet de déterminer les variations de la déflexion de la membrane et des contraintes normales engendrées, en fonction de la pression et de la température. Par la suite nous avons étudié le capteur dans son intégralité (membrane et jauges), en étudiant l'effet du dopage, de la température ainsi que l'effet de la configuration des jauges sur la tension de sortie du capteur. Ce qui met en évidence l'existence d'une contrainte thermique.

Etant donné que la réponse en sortie est fortement influencée par la température, nous allons consacrer le troisième chapitre à l'étude des dérives thermiques provoquées par l'effet Joule dans les capteurs de pression piézo-resistifs à membrane de forme carrée.

## Références bibliographiques

- [1] S. Vittoz, "Modélisation et caractérisation de capteurs mécaniques intégrés a base d'heterostructures AlGaIn/GaN pour les environnements hostiles," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2013.
- [2] X. Chauffleur, "Modélisation par la méthode des éléments finis du comportement thermomécanique de capteurs de pression capacitifs et piézo-resistifs en silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [3] I. Clausen et *al.*, "Die separation and packaging of a surface micro machined piezoresistive pressure sensor," *Sensors and Actuators A*, vol.133, pp. 457-466, 2007.
- [4] L. Xin et *al.*, "High-temperature piezoresistive pressure sensor based on implantation of oxygen into silicon wafer," *Sensors and Actuators A*, vol.179, pp. 277-282, 2012.
- [5] F. Kerrou, "Etude et modélisation de capteurs de pression piézo-resistifs et capacitifs au silicium," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 2008.
- [6] Ph. Menini, "Faisabilité d'un capteur de pression capacitif miniature sur silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [7] R. L. Mohamed, "Contribution à l'identification des paramètres de non idéalité dans des capteurs de pression piézo-resistifs au silicium," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 2008.
- [8] A. Pierre, " Etude des propriétés electro-thermo-mécaniques de nano fils en silicium pour leur intégration dans les microsystèmes," Thèse de Doctorat, Université de Paris, 2012.
- [9] M. Olszacki et *al.*, "A multi-domain piezoresistive pressure sensor design tool based on analytical models," *Thermal, Mechanical and Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Micro-Systems*, Doi: 10.1109/ESIME.2008.4525018, 2008.
- [10] V. Lindroos, M. Tilli, Ari Lehto and Teruaki Motooka, "*Handbook of silicon based MEMS materials and technologies*," William Andrew, 2010.
- [11] Mohamed Gad-el-Hak, "*MEMS design and fabrication*," Taylor & Francis Group, 2006.
- [12] D. Deng, "Influence of deposition sequence on welding residual stress and deformation in an austenitic stainless steel J-groove welded joint," *Materials and Design* vol.49, pp. 1022–1033, 2013.
- [13] Cheng-Chun Lee et al., "Effect of electrode size and silicon residue on piezoelectric thin-film membrane actuators," *Sensors and Actuators A*, vol.147, pp.279-285, 2008.

- [14] J. Wortman et al., "Young's modulus, shear modulus and poisson ratio in silicon and germanium," *Journal of Applied Physics*, vol.36, pp. 153-156, 1965.
- [15] A. Boukabache, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression piézo-resistif à faible dérive thermique," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 1993.
- [16] F. kerrou and al., "A new numerical approach for modeling of silicon piezoresistive sensors," *Sciences & Technologie B*, N 26, pp. 7-12, 2007.
- [17] Mohamed Gad-el-Hak, *MEMS\_Applications*, Taylor & Francis Group, 2006.
- [18] A. Ahmed et al., "High-performance piezoresistive MEMS strain sensor with low thermal sensitivity," *Sensors*, vol.11, pp. 1819-1846, 2011.
- [19] S. Timoschenko et al., "*Theory of elastic stability*," McGraw-Hill, New York, 1963.
- [20] J.J. Vlassak, W.D. Nix, "A new bulge test technique for the determination of Young's modulus and Poisson's ratio of thin films," *Journal of Materials Research*, vol. 7, pp. 3242-3249, 1992.
- [21] M. Olszacki, "Modelling and optimization of piezoresistive pressure sensors," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2009.
- [22] T. Guillaume, "Influence des contraintes mécaniques non-intentionnelles sur les performances des transistors MOS à canaux ultra-courts," Thèse de Doctorat, INPG, 2005.
- [23] C. S. Smith, "Piézo-résistance effect in germanium and silicon," *Phys. Rev.*, vol. 94, pp. 42-49, 1954.
- [24] Y. Kanda, "A graphical representation of the piézo-résistance coefficients in silicon," *IEEE Trans. Electron Dev.* vol.29, pp. 64-70, 1982.
- [25] A. Beddiaf et al., "Thermo mechanical modeling of piezoresistive pressure sensor," *International Review on Modeling and Simulations*, vol.7, pp. 517-522, 2014.
- [26] D. M. Schneider, "A new analytical solution for the load-deflection of square membranes," *Journal of Micro electromechanical Systems*, vol. 4, pp. 238-241, 1995.
- [27] Y. Naciri, "Contribution a l'étude de capteurs de pression capacitifs miniaturisés," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1986.
- [28] Introduction to COMSOL Multiphysics, 2013 [Online] available at: <http://www.comsol.com/products/tutorials/introduction/>
- [29] K.Y. Madhavi et al., "Design of a piezoresistive pressure sensor using finite element analysis," *International journal of computer applications*, vol.70, pp. 0975-8887, 2013.
- [30] A. Boukabache, Ph. Menini et P. Pons, "Microcapteurs de pression," *Techniques de l'Ingénieur*, 2001.



- [31] F. Kerrou et *al.*, "Modeling of silicon piezoresistive pressure sensor: application to prevent some diabetes complications," Proceeding of the COMSOL conference in Milan, 2012.
- [32] Ningqi Luo et *al.*, "Flexible piezoresistive sensor patch enabling ultralow power cuffless blood pressure measurement," *Advanced Functional Materials*, vol.26, pp.1178-1187, 2016.

**Chapitre 3**

**Etude et optimisation des dérives  
thermiques dans les capteurs de pression  
piézoresistifs**

### **III.1. Introduction**

L'exemple le plus courant mettant en jeu un transfert de chaleur est le système constitué de deux corps en contact et ayant des températures différentes. Le corps le plus chaud cède une partie de son énergie sous forme de chaleur au corps le plus froid. Il y a donc un transfert thermique entre ces deux corps [1-5]. Ce transfert de chaleur peut être perçu positivement ou négativement, tout dépend de l'objectif visé. Les problèmes de transmission d'énergie, et en particulier de la chaleur, ont eu une importance déterminante dans l'étude et le fonctionnement d'appareils tels que les fours, les générateurs de vapeur, les échangeurs, les évaporateurs, les condenseurs, ... etc, mais aussi les capteurs de pression piézo-resistifs.

De nombreux paramètres physiques, électriques ou géométriques peuvent provoquer la non idéalités des capteurs de pression piézo-resistifs, on peut citer, la température générée par effet Joule lors de l'alimentation de ces dispositifs par une source de tension comme un paramètre physique et électrique. Ces paramètres influent d'une manière considérable sur la précision de mesure en minimisant la sensibilité à la pression du capteur. Le présent chapitre met l'accent sur l'influence de ces paramètres sur les caractéristiques de sortie du capteur lors de l'application d'une tension d'alimentation, ceci pour optimiser ses performances.

Pour ce faire, nous consacrons en premier lieu une partie aux généralités sur le transfert thermique et ses trois modes de transfert. Par la suite, une deuxième partie est réservée aux interprétations des résultats obtenus concernant les dérives thermiques provoquées par le chauffage par effet Joule dans les capteurs de pression piézo-resistifs.

#### **III.1.2 Transfert thermique**

On définit le transfert thermique comme étant l'énergie thermique en déplacement due à une différence de température dans un même milieu ou entre deux milieux [6]. On rencontre ces phénomènes de transfert de chaleur dans la vie quotidienne (chauffage central à domicile à l'aide des échangeurs à eau, procédés utilisés dans le milieu industriel, ... etc.). L'étude de ces transferts s'effectue par l'intervention de trois types de mécanisme simultanés ou isolés, la conduction, la convection et le rayonnement [7-10].

### a) Conduction thermique

Elle est définie comme étant le mode de transmission de la chaleur provoquée par la différence de température entre deux régions d'un milieu solide, liquide ou gazeux ou encore entre deux milieux en contact physique.

Au niveau microscopique, elle représente le processus de propagation de la chaleur par contact direct entre les particules d'un corps ou entre des corps ayant deux niveaux d'énergie donc des températures différentes en raison du mouvement de ces particules élémentaires [11-18]. Dans les gaz, le transfert de chaleur par conduction est le fait de la diffusion moléculaire, par contre dans les liquides et les solides diélectriques, il s'effectue par ondes élastiques. Dans le cas où le solide est conducteur, le transfert thermique par conduction est essentiellement dû à la diffusion des électrons libres des zones plus chaudes vers les zones plus froides, c'est le cas du chauffage par effet Joule [19-23]. Le transfert thermique par conduction peut être utilisé dans divers applications technologiques, il est régi par l'équation suivante [1, 11] :

$$\Delta \left( K_{(x,y,z,t)} T(x,y,z,t) \right) + q = \rho C_p \frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} \quad (\text{III.1})$$

où  $k_{(x,y,z,t)}$ , sont les conductivités thermiques de matériaux exprimées en  $W.m^{-1}.K^{-1}$ , pour le silicium  $k= 150$ ,  $q$  est le débit volumétrique de chauffage par effet Joule exprimé en  $W.m^{-3}$ ,  $\rho$  est la masse volumique en  $kg.m^{-3}$ , pour le silicium  $\rho=2320$ ,  $C_p$  est la capacité calorifique du matériau exprimée en  $J.K^{-1}.kg^{-1}$ , pour le silicium  $C_p = 712$ ,  $T(x, y, z, t)$  est le champ de température dans le solide exprimée en °C et  $t$  le temps en seconde (s). Pour simplifier les calculs nous considérons que la conductivité thermique est indépendante de la température que l'on note  $k$ , l'équation de chaleur s'écrit alors comme suit :

$$\Delta T(x, y, z, t) + \frac{q}{k} = \frac{1}{\alpha} \cdot \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} \quad (\text{III.2})$$

Où  $\alpha (= k / \rho C_p)$  est la diffusivité thermique en  $m^2.s^{-1}$ , pour le silicium  $\alpha = 0.9 \cdot 10^{-4}$ .

### b) Convection thermique

Le phénomène de convection est le mode de transmission qui implique le déplacement des particules élémentaires du fluide, liquide ou gaz entre des zones ayant des

températures différentes, ce mélange génère des échanges de quantité de mouvement et d'énergie thermique [24-27].

Ce phénomène désigne le transfert thermique qui a lieu entre une surface solide et un fluide non stationnaire lorsqu'ils sont à des températures différentes. À la surface d'un solide, le flux de chaleur convectif est proportionnel à la différence de température entre la surface du solide et la température du fluide et il est donné par la loi de Newton suivante [3]:

$$\phi_{conv} = h(T_s - T_f) \quad (III.3)$$

où  $\phi_{conv}$  est le flux convectif exprimé en W/m<sup>2</sup> et  $h=2.219\text{Wm}^{-2}\text{K}^{-1}$  est le coefficient de convection du silicium.

### c) Rayonnement thermique

Le phénomène de rayonnement thermique constitue un mode particulier de transfert thermique dans laquelle le porteur d'énergie n'est plus composé par des particules. Ce mode de transfert de chaleur ne nécessite pas de support matériel, l'énergie de rayonnement est transportée par les ondes électromagnétiques [1, 3]. Ce type de transfert de chaleur est produit par l'émission et l'absorption de ces ondes, il est caractérisé par son efficacité dans le vide.

Pour un transfert de chaleur par rayonnement d'une surface à une température  $T_s$ , l'émittance totale  $E$  est gouvernée par la loi de Stefan-Boltzmann [1, 3] :

$$E = \varepsilon \cdot \sigma_s \cdot h \cdot T_s^4 \quad (III.4)$$

où l'émittance totale  $E$  est exprimée en W.m<sup>-1</sup>,  $\sigma_s$  est la constante de Stefan-Boltzmann ( $\sigma_s=5,67 \cdot 10^{-8} \text{W/m}^2 \cdot \text{K}^4$ ) et  $\varepsilon$  est le coefficient d'émissivité de la surface ( $0 \leq \varepsilon \leq 1$ ).

## III.2. Modélisation de l'effet Joule dans les capteurs de pression

Les capteurs de pression piézo-resistifs au silicium, ont trouvé une large application dans divers domaines, tels que l'automobile, l'aérospatiale et les instruments biomédicaux. Ils ont l'avantage d'une sensibilité  $Sp$  élevée, une excellente linéarité de réponse électrique, une bonne compatibilité technologique, une petite taille, une faible puissance, une production en masse,... etc. [28-36]. Néanmoins, ils souffrent souvent de l'influence de la température sur

leur réponse. Il est donc nécessaire d'effectuer une étude de leur comportement thermique afin de déterminer les paramètres qui provoquent ces dérives dans leur caractéristique de sortie.

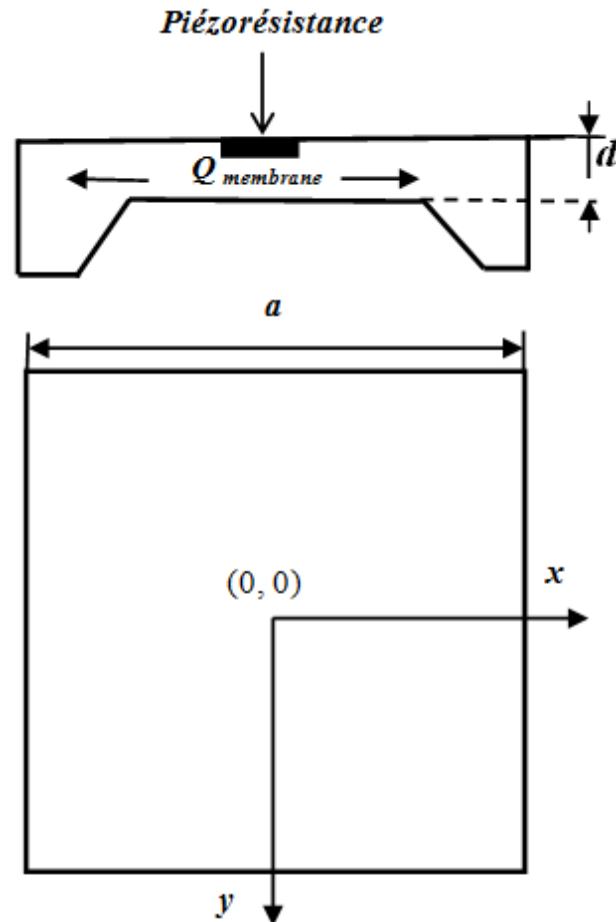
Zahid *et al.* [11], ont étudié les dérives thermiques dans les microcantilevers piézo-resistifs causées par le chauffage par effet Joule. Ils ont présenté une approche qui se concentre sur les techniques analytiques et numériques pour caractériser le transfert de chaleur par conduction dans ces dispositifs. Par la suite, ces mêmes auteurs ont développé un autre modèle précis qui tient compte de la conduction et de la convection pour prédire le comportement thermique dans ces microcantilevers piézo-resistifs [12].

Etant donné que, l'origine des dérives thermiques dans les capteurs de pression sont dues non seulement aux contraintes thermiques du processus technologique de fabrication, mais aussi aux mécanismes de transfert de chaleur entre les différentes couches du capteur [37-41].

Nous allons consacrer ce chapitre à l'étude de l'élévation de la température générée par le chauffage interne dans les capteurs de pression piézo-resistifs lors de la polarisation du pont par une source de tension. Ces capteurs alimentés par une tension de 3 à 10 V [42], impliquent des dérives thermiques qui, altèrent énormément leur réponse.

Afin de déterminer la manière dont la température influe sur ce genre de capteurs, nous avons établi l'expression de la variation du champ de température engendrée par le chauffage interne de sa piézo-résistance pour les différents paramètres géométriques du dispositif, ainsi que pour différents moments de son fonctionnement. L'évolution du coefficient de piézo-résistivité, la sensibilité à la pression en fonction du temps et de la tension de l'alimentation  $V_0$  pour les différents paramètres géométriques sont aussi analysés. Cette étude nous permet d'améliorer la fiabilité du capteur et l'optimisation de sa réponse.

Dans ce chapitre on néglige les autres modes de transfert de chaleur, et on ne considère que la conduction comme seule mode de transfert d'énergie thermique comme cela est montré sur la figure III.1. Où  $d$  est l'épaisseur de la membrane en  $\mu\text{m}$ ,  $a$  est le côté d'une membrane de forme carrée donnée en  $\mu\text{m}$ .



**Figure III.1 :** Structure de capteur de pression piézo-resistif à membrane de forme carrée

Dans ce chapitre, une solution  $2D$  de l'équation de conduction de la chaleur est développée en coordonnées cartésiennes pour le régime variable par la méthode des différences finies ( $FDM$ ). Nous allons coupler la variation de la température dans la résistance générée par l'effet Joule et celle dans la membrane par conduction. Pour cela, nous résolvons un système couplé constitué de deux équations différentielles. Tout en négligeant la variation de température le long de la direction perpendiculaire, l'équation de transfert de chaleur dans la résistance est donnée comme suit :

$$\Delta T_1(x, y, t) + \frac{q_1}{k_1} = \frac{1}{\alpha_1} \cdot \frac{\partial T_1(x, y, t)}{\partial t} \quad (\text{III.5})$$

Alors que, l'équation de transfert de chaleur dans la membrane s'écrit :

$$\Delta T_2(x, y, t) + \frac{q_2}{k_2} = \frac{1}{\alpha_2} \cdot \frac{\partial T_2(x, y, t)}{\partial t} \quad (\text{III.6})$$

### III.2.1. Méthode des différences finies

La méthode des différences finies est une technique de recherche de solutions approchées d'équations aux dérivées partielles au moyen de développement de Taylor. Elle consiste à résoudre un système de relations liant les valeurs des fonctions inconnues en certains points suffisamment proches les uns des autres appelés nœuds.

La première étape de cette méthode consiste à subdiviser la structure en cellules rectangulaires, dont les lignes et les colonnes sont respectivement parallèles aux axes  $ox$  et  $oy$ , la position d'un point de la structure est indiquée par les indices ' $i$ ' et ' $j$ ' ( $i$  est la position du point sur l'axe  $ox$  et  $j$  note la position du point sur l'axe  $oy$ ).

Le maillage de la résistance et de la membrane par la méthode de différence finie est illustré sur la figure III.2.

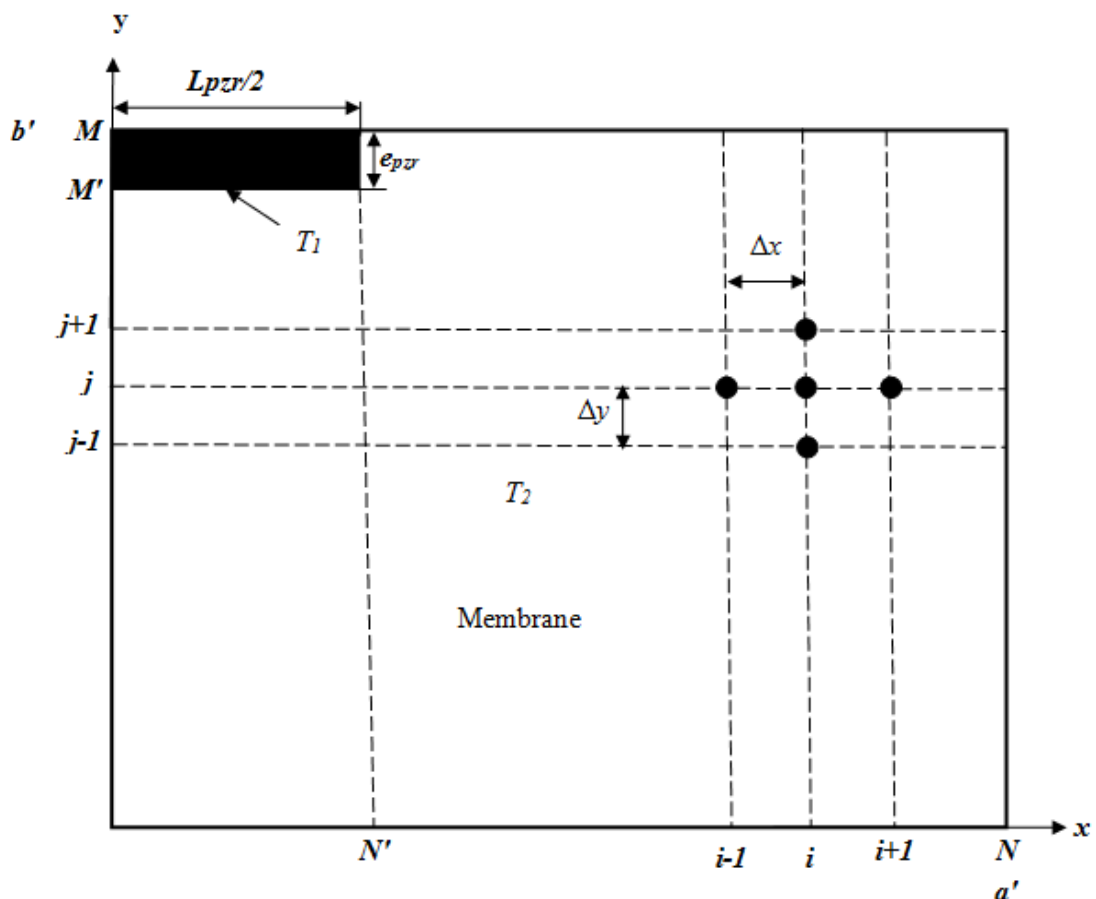


Figure III.2 : Maillage de la structure.



Où  $L_{p_zr}$  et  $e_{p_zr}$  représentent respectivement la longueur de la piézorésistance et sa largeur,  $T_1$  est la température dans la piézorésistance provoquée par le chauffage électrique, quant à  $T_2$  elle décrit la température dans la membrane dûe à la conduction.

Les conditions aux limites applicables dans la résistance et la membrane (figure III.2) sont :

Par symétrie on a :

$$\begin{cases} x=0 \rightarrow \frac{\partial T_1}{\partial x} = \frac{\partial T_2}{\partial x} = 0 \\ y=0 \rightarrow \frac{\partial T_2}{\partial y} = 0 \end{cases} \quad (\text{III.7})$$

En plus :

$$x=a', \quad -k_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} = h(T_2(a', y) - T_0) \quad (\text{III.8})$$

$$y=b' \text{ et } 0 < x < L_{p_zr}/2 \quad -k_1 \frac{\partial T_1}{\partial y} = h(T_1(x, b') - T_0) \quad (\text{III.9})$$

$$y=b' \text{ et } L_{p_zr}/2 < x < a' \quad -k_2 \frac{\partial T_2}{\partial y} = h(T_2(x, b') - T_0) \quad (\text{III.10})$$

Conduction selon l'axe  $ox$  :

$$y=b'-e_{p_zr} \text{ et } 0 < x < L_{p_zr}/2 \quad -k_1 \frac{\partial T_1}{\partial y} = -k_2 \frac{\partial T_2}{\partial y} \quad (\text{III.11})$$

Conduction selon l'axe  $oy$  :

$$x=L_{p_zr}/2 \text{ et } b'-e_{p_zr} < y < b' \quad -k_1 \frac{\partial T_1}{\partial x} = -k_2 \frac{\partial T_2}{\partial x} \quad (\text{III.12})$$

Les conditions de continuité des températures selon l'axe  $ox$  sont :

$$0 < x < L_{p_zr}/2 \quad T_1(x, b'-e_{p_zr}) = T_2(x, b'-e_{p_zr}) \quad (\text{III.13})$$

Quant à la continuité des températures selon l'axe  $oy$  impose :

$$b' - e_{pzr} < y < b' \quad T_1(L_{pzr}/2, y) = T_2(L_{pzr}/2, y) \quad (\text{III.14})$$

Le taux de génération d'énergie  $q_1$  dans la résistance est donné par :

$$q_1 = \frac{V_0^2}{Rda^2} \quad (\text{III.15})$$

Où  $R$  est la résistance diffusée en  $\Omega$  donnée par l'expression suivante [11, 12] :

$$R = \rho_e \frac{L_{pzr}}{A_{pzr}} \quad (\text{III.16})$$

avec  $\rho_e$  désigne la résistivité électrique et  $A_{pzr}$  la section de la résistance.

La condition initiale dans toute la structure est :

$$T_1(x, y, t)|_{t=0} = T_2(x, y, t)|_{t=0} = T_0 \quad (\text{III.17})$$

### Discrétisation du système d'équation (MDF)

La deuxième étape de cette méthode est l'étape de discrétisation, qui consiste à transférer les équations différentielles aux dérivées partielles en un système d'équation algébrique, qui décrit les mêmes phénomènes physiques aux différents nœuds du domaine, utilisant le schéma implicite parce qu'il ne nécessite pas une condition de stabilité sur les pas d'espace et le pas de temps [43].

Dans notre cas, on fait une discrétisation dans l'espace et dans le temps de l'équation de la chaleur. Pour ce faire, il faut générer un découpage spatial en deux zones, le temps est aussi découpé en période discrète, que l'on appelle le pas temporel.

Les pas d'espace sont  $\Delta x$  et  $\Delta y$ , et le pas de temps est  $\Delta t$ , on a donc  $a' = (N-1)\Delta x$ ,  $b' = (M-1)\Delta y$  et  $t_k = k \Delta t$ .

On pose  $T(x_i, y_j, t_k) = T(i, j, k)$  avec  $i = 1, \dots, N$  et  $j = 1, \dots, M$ , alors la discrétisation par la différence finie est donnée comme suit :

$$\frac{T_n(i+1, j, k) - 2T_n(i, j, k) + T_n(i-1, j, k)}{\Delta x^2} + \frac{T_n(i, j+1, k) - 2T_n(i, j, k) + T_n(i, j-1, k)}{\Delta y^2} + \frac{q_n}{k_n} = \frac{1}{\alpha_n} \frac{T_n(i, j, k) - T_n(i, j, k-1)}{\Delta t} \quad (\text{III.18})$$

où  $n=1$  pour la résistance et  $n=2$  pour la membrane.

Posons :

$$A_1 = \frac{\alpha_1 \Delta t}{\Delta x^2}, \quad B_1 = \frac{\alpha_1 \Delta t}{\Delta y^2}, \quad C_1 = \frac{q_1 \alpha_1 \Delta t}{k_1} \quad (\text{III.19})$$

$$A_2 = \frac{\alpha_2 \Delta t}{\Delta x^2}, \quad B_2 = \frac{\alpha_2 \Delta t}{\Delta y^2}, \quad C_2 = \frac{q_2 \alpha_2 \Delta t}{k_2}$$

On remplace les expressions de  $A_n$ ,  $B_n$  et  $C_n$  à partir de l'équation III.19 dans III.18 on obtient :

$$B_n T(i, j-1) + A_n T(i-1, j) - \left( 2A_n + 2B_n + \frac{1}{\alpha_n \Delta t} \right) T(i, j) + A_n T(i+1, j) + B_n T(i, j+1) = -\frac{1}{\alpha_n \Delta t} T(i, j, k-1) - C_n \quad (\text{III.20})$$

Les nœuds intérieurs sont :

$i=1, \dots, N'-1$  et  $j=M'+1, \dots, M-1$  pour résistance et  $i=2, \dots, N-1$  et  $j=2, \dots, M'-1$  pour membrane.

Lorsqu'on applique les conditions aux limites et initiale dans toute la structure, et en effectuant tous les calculs, nous obtenons ainsi un système d'équations linéaires sous la forme matricielle  $[A] [T] = [B]$  à résoudre numériquement par l'algorithme de Thomas [43] à l'aide de Matlab.

### III.3. Paramètres d'influence sur la génération de la température

Dans cette section nous allons étudier l'augmentation de la température due au chauffage interne lors de l'application d'une tension de polarisation pour différentes durées de fonctionnement du capteur ainsi que pour ses divers paramètres géométriques. Les propriétés du matériau de silicium utilisées dans ce travail sont indiquées dans le tableau III.1.

Paramètres	Valeurs
Masse volumique, $\rho$ (kg / m <sup>3</sup> )	2320
Coefficient de transfert de chaleur, h (Wm <sup>-2</sup> K <sup>-1</sup> )	2.219
Résistivité électrique, $\rho_e$ ( $\Omega$ .m)	10 <sup>-3</sup>
Conductivité thermique, K (Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	150
Coefficient spécifique de chaleur, C (J / kgK)	712
Diffusivité thermique, $\alpha$ (m <sup>2</sup> / s)	0.9*10 <sup>-4</sup>

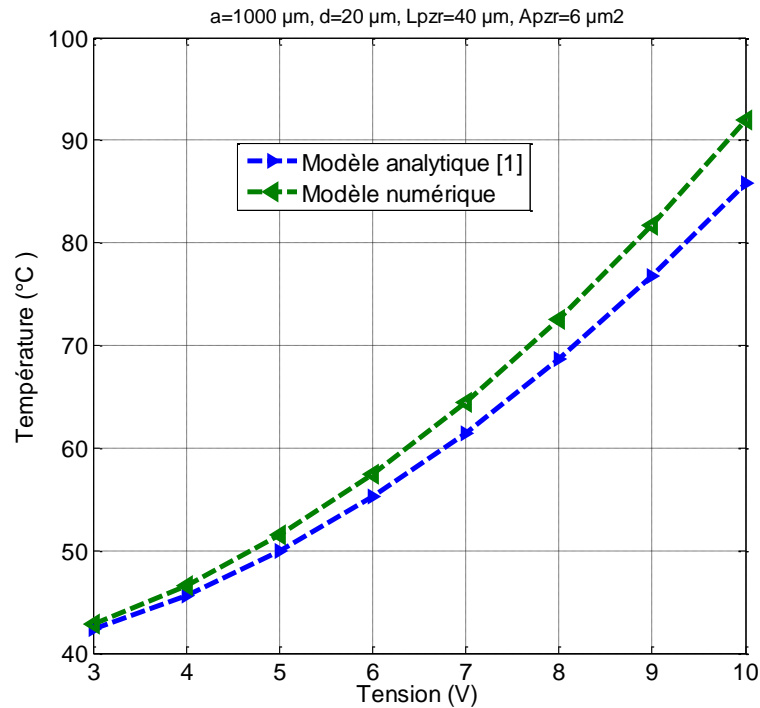
Tableau III.1 : Propriétés du Silicium [11, 12]

### III.3.1 Effet de la tension de polarisation

Les courbes de la figure III.3, représentent les variations de la température en fonction de la tension établies par le modèle numérique à t=100 min et de celui de l'analytique [1]. Nous observons que, l'évolution de la température est proportionnelle à la tension appliquée, ce qui est conforme à la théorie.

Sachant qu'à partir de 100 min nous sommes en régime permanent et que la courbe de la variation de la température se stabilise et devient indépendante du temps (voir les figures III.10 à III.12). Afin de mieux entamer cette partie, nous allons commencer par la validation du modèle établi. Pour cela nous avons comparé les résultats obtenus par notre modèle avec ceux du modèle analytique [1]. À partir de cette figure, on peut constater que les résultats sont en bon accord sur la plage de tension de 3 à 7 V. Cependant, au delà de 7 V il y a une certaine divergence, qui peut être due au maillage qui est une source d'erreur des modèles numériques.

Les dérives thermiques provoquées par cet effet dans ces capteurs affectent énormément leurs caractéristiques de sortie [22, 23]. Afin de réduire l'effet de ces dérives, nous nous sommes concentrés sur l'étude de l'influence de leurs paramètres géométriques.



**Figure III.3 :** Variations de la température en fonction de la tension appliquée

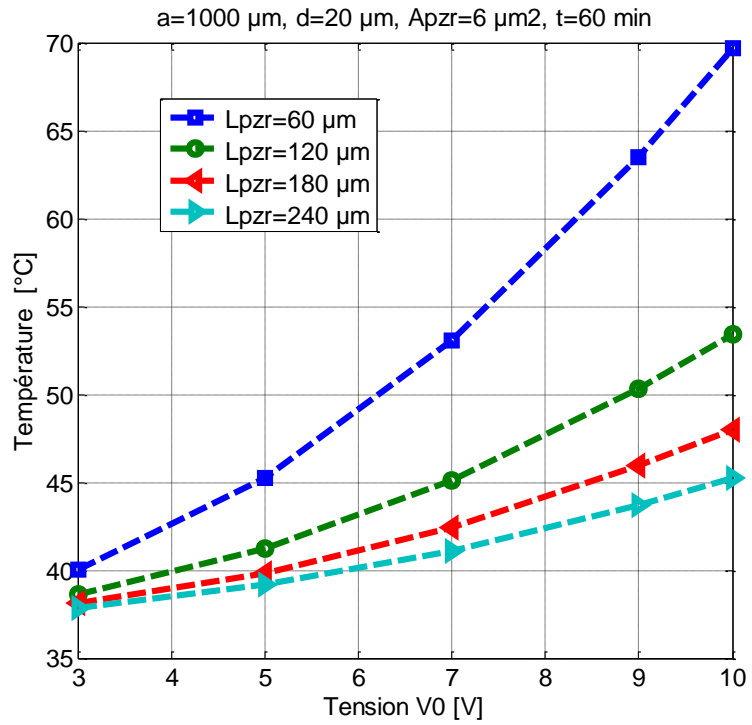
Pour voir l'effet de la tension appliquée et l'influence des paramètres géométriques du capteur sur la génération de la température nous avons fait varier de nombreux paramètres tels que : les dimensions de la résistance, le côté de la membrane ainsi que son épaisseur.

Notons que le choix des dimensions géométriques utilisées est pris à partir de la littérature [28, 33].

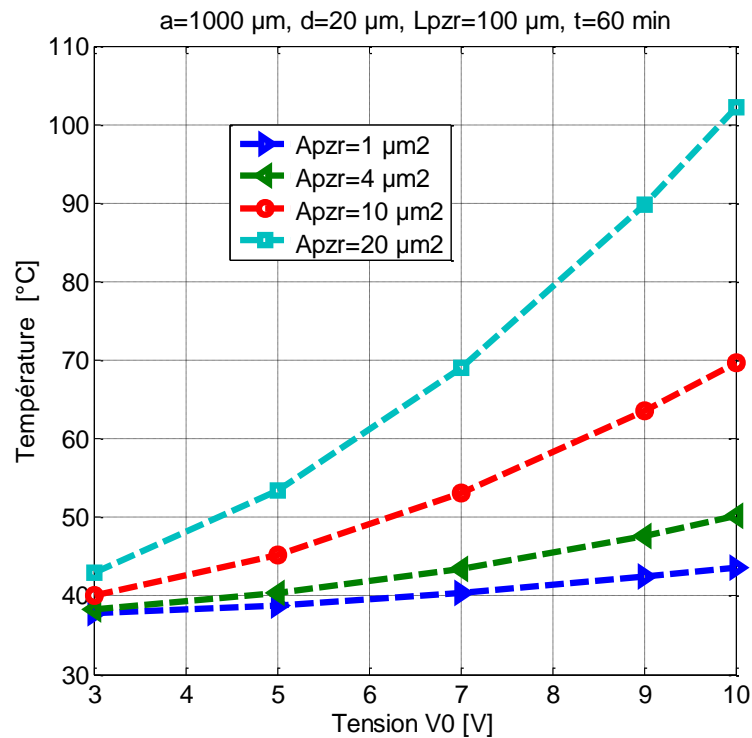
#### a) Effet des dimensions de la piézorésistance

La figure III.4 montre les variations de la température en fonction de la tension appliquée (3 à 10 V) pour diverses longueurs de la piézorésistance «  $L_{pzr}$  » pendant une heure de fonctionnement du dispositif. Dans ce cas, nous avons fait varier «  $L_{pzr}$  » en fixant les autres paramètres géométriques, nous avons observé que la température croit en fonction de la tension appliquée.

La température  $T$  créée par l'auto échauffement est inversement proportionnelle à «  $L_{pzr}$  ». Ainsi, les capteurs à faible dérives thermiques sont obtenus pour une grande longueur de la piézorésistance, qui est un inconvénient. Cependant, comme le montre la figure III.5, la diminution de la surface de la section transversale de la piézorésistance «  $A_{pzr}$  » permet de réduire l'effet Joule.



**Figure III.4.** Variations de la température en fonction de la tension appliquée pour différente «  $L_{p_zr}$  »

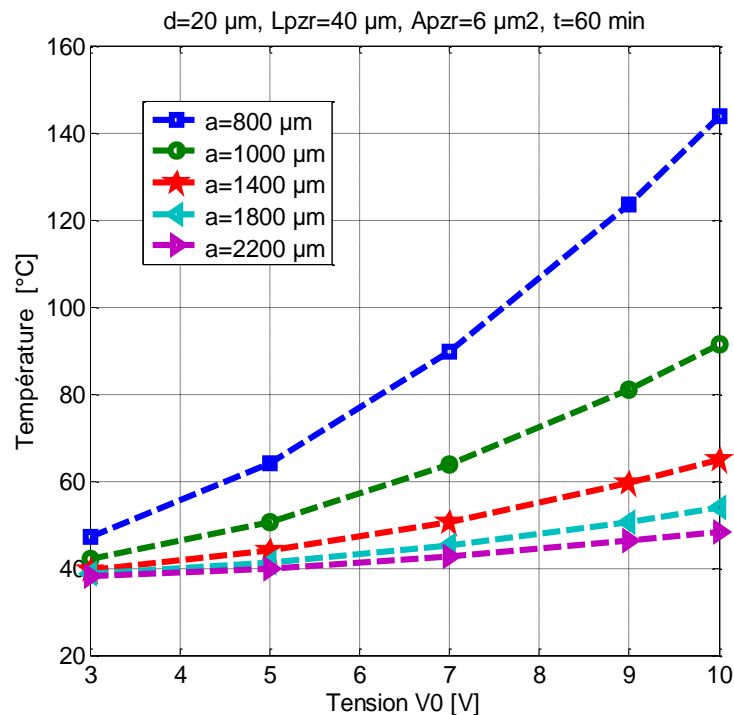


**Figure III.5.** Variations de la température en fonction de la tension appliquée pour différents «  $A_{p_zr}$  »

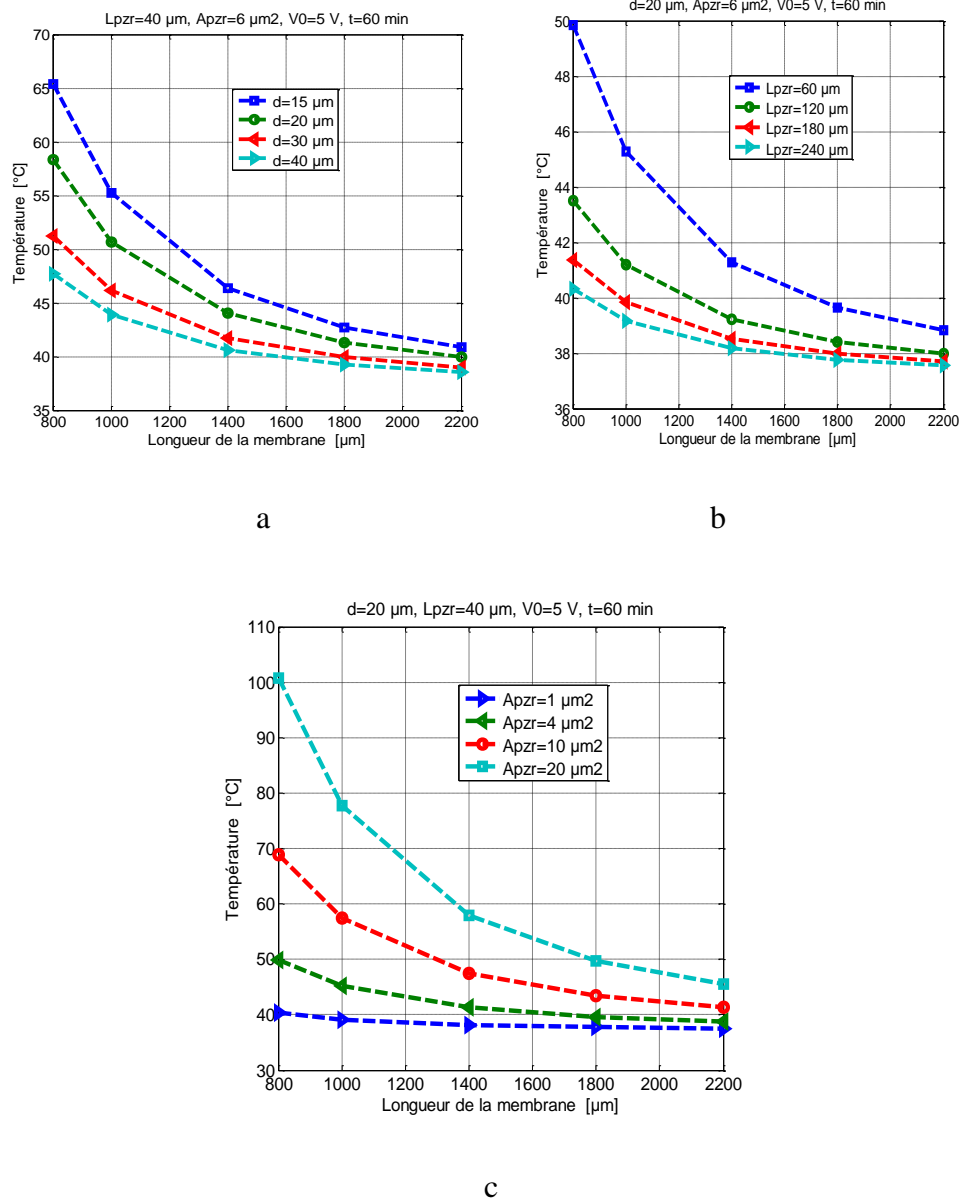
### b) Effet de la longueur de la membrane « $a$ »

Sur la base des résultats présentés dans la figure III.6, on peut observer que l'augmentation de la température générée par l'auto échauffement dans les capteurs de pression piézoresistifs est une fonction décroissante de la longueur du côté de la membrane.

Pour mieux saisir l'impact de cette dimension, nous avons illustré sur la figure III.7 la variation de la température en fonction de celle-ci pour diverses épaisseurs et différentes dimensions de la piézorésistance. Ces résultats montrent l'importance capitale des dimensions du capteur, surtout celle de la membrane pour la réduction de l'effet du chauffage interne. Ce dernier est réduit considérablement pour les grandes dimensions du diaphragme. Cependant, cette solution technologique constitue d'un coté un frein considérable à la miniaturisation du dispositif, et de l'autre un obstacle de taille à sa sensibilité à la pression. Pour la conception de capteur de très faibles dérives thermiques, on doit faire un compromis entre sa miniaturisation et ses caractéristiques de sortie, particulièrement celle de la sensibilité à la pression. En ce qui concerne l'influence de la surface de la section transversale de la jauge sur la température, nous avons rapporté les résultats sur la figure III.7.c. Ces derniers ont montré que la dérive thermique est proportionnelle à la surface de la section transversale de la jauge.



**Figure III.6.** Variations de la température en fonction de la tension pour divers «  $a$  »

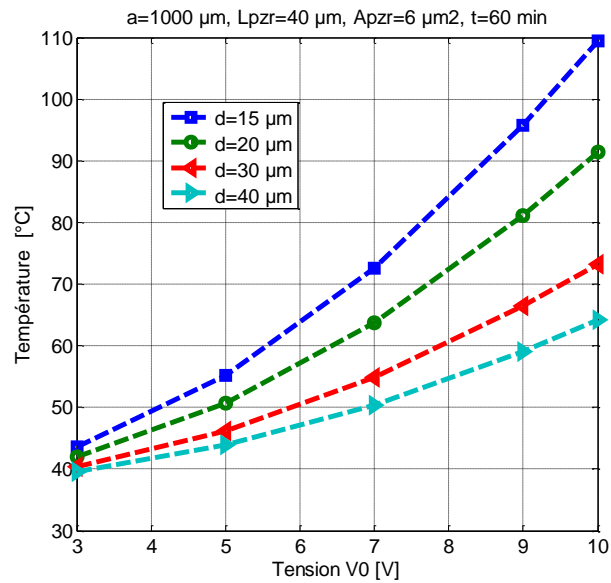


**Figure III.7** Variations de la température en fonction de «  $a$  » pour différents «  $A_{pzr}$  »

**c) Effet de l'épaisseur de la membrane «  $d$  »**

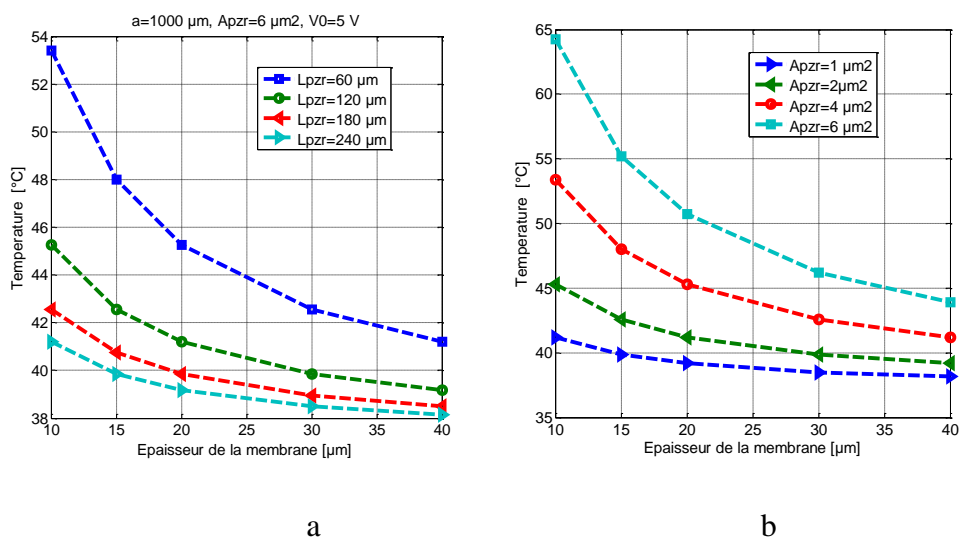
Pour mettre en évidence l'effet de l'épaisseur de la membrane, on procède de la même manière que précédemment, nous allons représenter sur la figure III.8, la variation de la température en fonction de la tension appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur «  $d$  ». Cette courbe montre bien que l'évolution de la température est inversement proportionnelle à l'épaisseur de la membrane «  $d$  ». L'augmentation de l'épaisseur de la membrane fait diminuer le chauffage par effet Joule, cependant cela affecte la sensibilité à la pression du dispositif.





**Figure III.8.** Variation de la température en fonction de la tension appliquée pour différentes valeurs d'épaisseur «  $d$  »

Afin de mieux observer l'effet de l'épaisseur de la membrane nous allons représenter sur la figure III.9 l'évolution de la température en fonction de l'épaisseur du diaphragme en faisant varier les dimensions de la piézorésistance. Les résultats obtenus montrent que le chauffage interne est inversement proportionnel à la longueur de la piézorésistance, par contre il est proportionnel à la surface de la section du piézorésistance. La minimisation de l'effet Joule dû à l'application de la tension de polarisation du pont est obtenue soit en augmentant : l'épaisseur de la membrane ou bien la longueur de la piézorésistance.

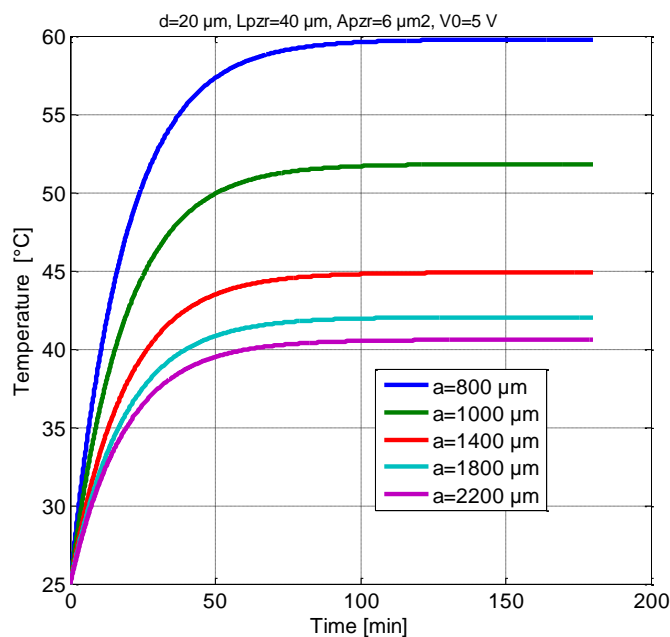


**Figure III.9 :** Variations de la température en fonction de «  $d$  » pour différentes dimensions de la piézorésistance

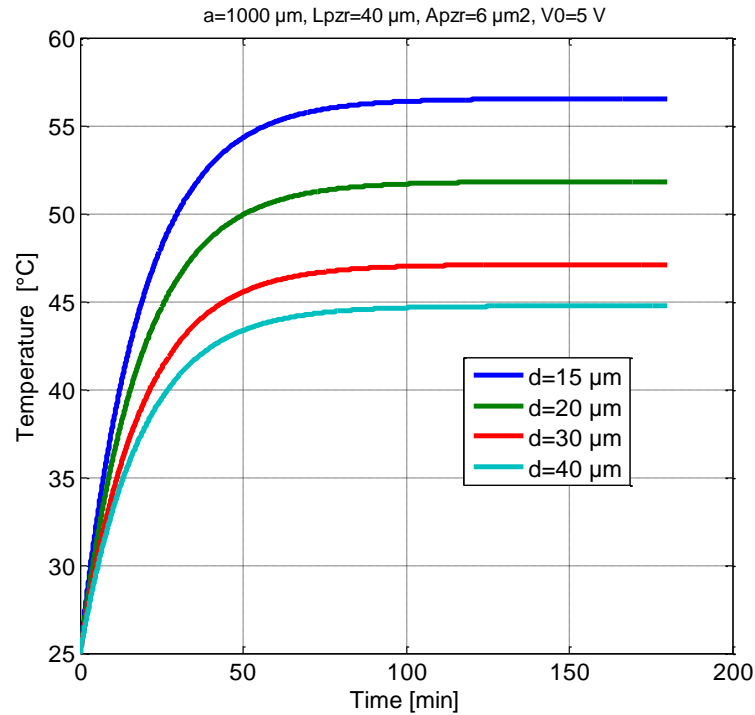
### III.3.2 Influence de la durée de fonctionnement

Afin de connaître l'évolution de la température créée par le chauffage interne en fonction de la durée de fonctionnement du capteur, nous allons analyser l'augmentation de la température pour plusieurs dimensions de la structure. Comme nous pouvons le voir dans les figures III.10 à III.12, et après avoir fait fonctionner le dispositif pour une période allant jusqu'à 180 min et sous une tension de 5 V, la température prend une valeur d'état stationnaire au-delà de 100 min et se rend indépendante du temps.

On peut remarquer également sur les figures III.10 et III.11 respectivement, que la variation de  $T$  en fonction de dimensions de la membrane est décroissante. Selon ces figures, les deux paramètres à savoir la longueur du diaphragme et son épaisseur ont un énorme impact sur la génération de la température. Par conséquent, pour réduire la montée en température on a recouru à la dualité grande épaisseur et grande largeur de la membrane (figure III.10 et III.11). Cependant, il est important de rappeler que cette dualité peut avoir des conséquences néfastes sur le comportement mécanique et technologique du capteur, notamment sur sa sensibilité à la pression d'une part et de sa taille d'autre part. Les formes de ces courbes (figures III.10 et III.11) sont analogues à la réponse d'un circuit du premier ordre. Ce dernier est caractérisé par une constante du temps de l'ordre de  $3\tau$  à partir de laquelle s'établit le régime permanent.



**Figure III.10.** Variations de la température en fonction du temps pour différente «  $a$  ».

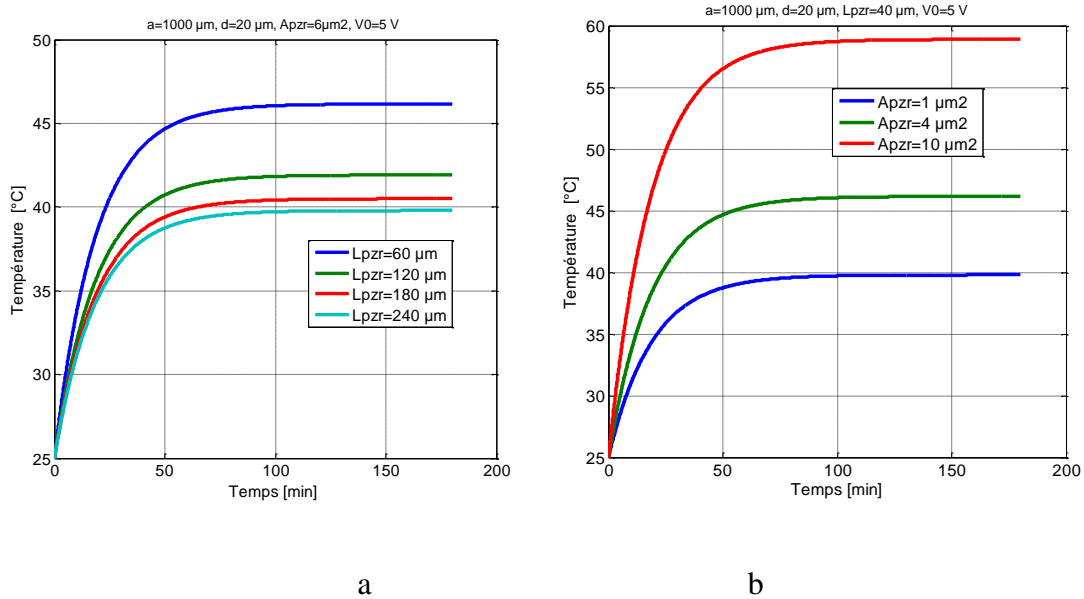


**Figure III.11.** Variations de la température en fonction du temps pour différentes épaisseurs «  $d$  »

Nous constatons sur la figure III.10 que l'élévation de la température continue à diminuer et prend une valeur d'état stationnaire à mesure que la largeur de la membrane en silicium augmente. Cela indique que la constante thermique du temps de la structure décroît en augmentant le côté de la membrane, dans ce cas, le temps mis par la température pour atteindre sa valeur en régime permanent sera plus petit.

Nous avons également représenté la variation de la température  $T$  en fonction du temps  $t$  pour différentes dimensions de la jauge, les résultats ont montré que la température générée diminue à mesure que la longueur de la piézorésistance augmente, comme il est illustré sur la figure III.12. Par contre, cette température est proportionnelle à la surface de la section transversale de la piézorésistance «  $A_{pzt}$  ».

À partir de l'ensemble des résultats des figures III.5, III.7.c et III.12.b, on peut conclure que, la diminution de la valeur «  $A_{pzt}$  » permet d'une part de réduire l'effet de la température et d'autre part, elle permet d'avoir un dispositif miniaturisé. Pour cela, il est inutile de prendre en compte ce paramètre dans le reste de ce chapitre. Il suffit donc d'utiliser la plus petite valeur possible de la surface de la section «  $A_{pzt}$  ».



**Figure III.12 :** Variations de la température en fonction du temps pour différents paramètres géométriques de la piézorésistance.

On rappelle que, l'allure de la température en fonction du temps a une forme exponentielle qui correspond à la réponse d'un circuit du premier ordre, qui est donnée par l'équation suivante :

$$E_c(t) = E(1 - e^{-t/\tau}) + E_0 e^{-t/\tau} \quad (\text{III.21})$$

En partant de cette équation, on peut faire une correspondance entre la température  $T$  et le potentiel  $E_c$ , on peut donc obtenir une relation liant la montée en température et le temps de fonctionnement du capteur, en identifiant les paramètres de cette équation à celles obtenues à partir des figures III.10, III.11 et III.12. On obtient alors la relation suivante :

$$T(t) = T_{fi}(1 - e^{-t/\tau_i}) + T_0 e^{-t/\tau_i} \quad (\text{III.22})$$

Cette équation régit la réponse du circuit thermique, qui est constitué d'une résistance thermique  $R_{thi}$  en série avec une capacité thermique  $C_{thi}$ .

Où  $T_{fi}$  est une constante (source produisant de la chaleur) et  $\tau_i$  représente la constante de temps thermique. La résistance thermique  $R_{thi}$  est définie comme étant l'augmentation de la température de l'état stable donnée par unité de puissance ( $^{\circ}\text{C}/\text{W}$ ) calculé à partir de la loi d'Ohm thermique définie comme suit :

$$R_{thi} = \frac{T_{fi} - T_0}{\phi_i} \quad (\text{III.23})$$

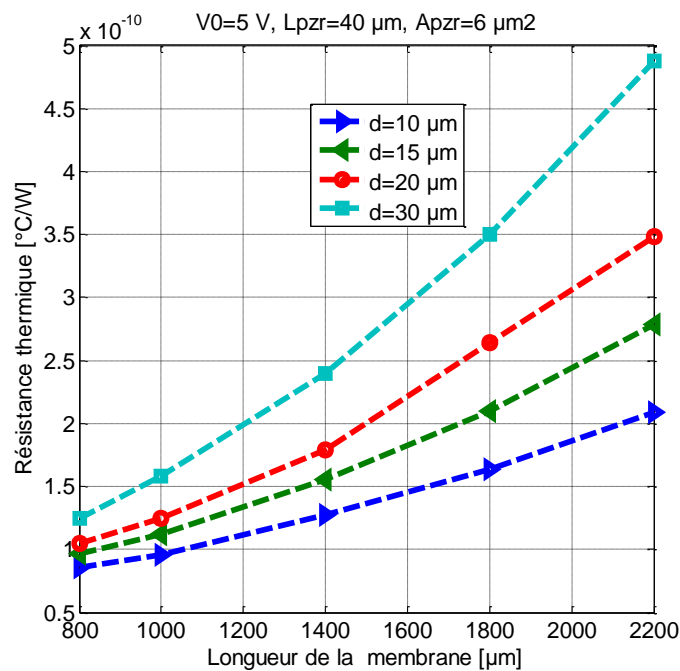
Avec :  $\phi_i$  est le flux thermique et  $T_0$  est la température initiale.

Quant à  $C_{thi}$ , c'est la capacité thermique (en  $J/^\circ C$ ) obtenue à partir de la constante du temps et de la résistance thermique :

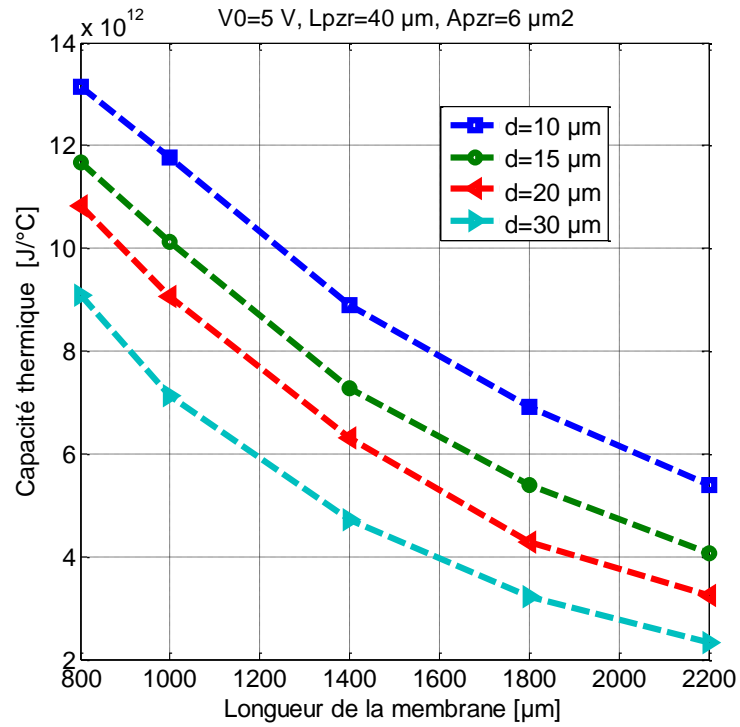
$$C_{thi} = \tau_i / R_{thi} \quad (\text{III.24})$$

Le potentiel  $E$  est une source de tension continue, qui est équivalente à la source produisant de la chaleur, quant à la tension initiale  $E_0$  elle est analogue à la température initiale à l'instant  $t=0$ .

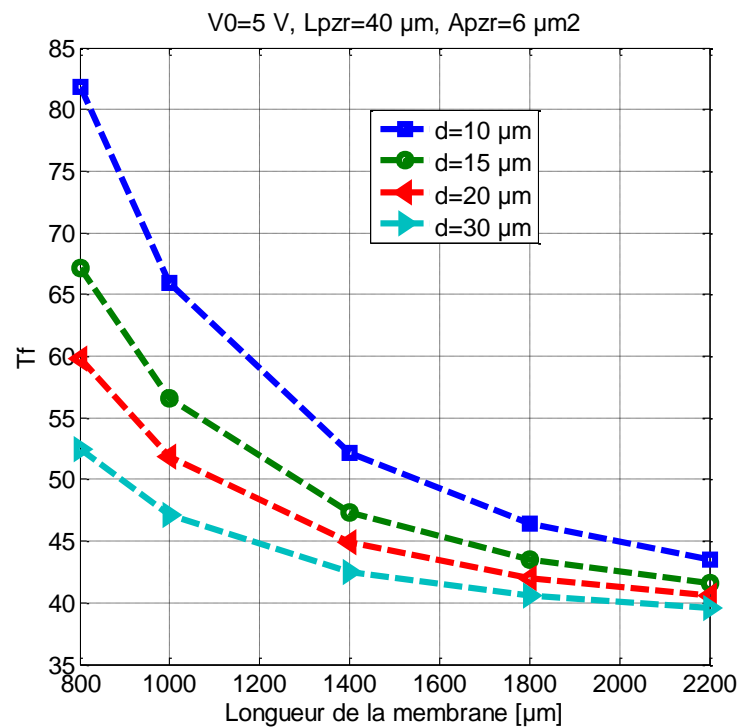
Etant donné que les dimensions de la membrane ont un impact important sur la hausse de la température par l'effet étudié, nous allons déterminer l'évolution des éléments du circuit thermique en fonction de ces dimensions, comme cela est illustré sur les figures III.13, III.14 et III.15. L'extraction de ces éléments nous permet d'obtenir l'expression représentant l'augmentation de la température due à l'autoéchauffement.



**Figure III.13** Variation de la résistance thermique  $R_{thi}$  en fonction du coté de la membrane pour différentes «  $d$  »



**Figure III.14 :** Variation de la capacité thermique  $C_{thi}$  en fonction du coté de la membrane pour différentes «  $d$  »



**Figure III.15 :** Variation de «  $T_{fi}$  » en fonction du coté de la membrane pour différentes épaisseurs «  $d$  »

La résolution numérique de l'équation de transfert de chaleur en régime variable et en coordonnées cartésiennes nous a permis d'obtenir l'expression Eq.III.22, représentant l'évolution de la température en fonction du temps et des paramètres géométriques du dispositif. Cette expression est utilisée par la suite pour évaluer l'effet de la température sur le coefficient de piézorésistivité ainsi que sur sa sensibilité à la pression.

### III.4. Influence de la durée de fonctionnement et de la tension sur $\pi_{44}$ et $Sp$

À partir de la relation établie par Kanda [41], on observe bien la forte dépendance des coefficients de piézorésistivité à la température dans les capteurs de pression piézo-resistifs. Cette influence se manifeste comme une variation de la tension du décalage de zéro de la tension de sortie en fonction de la température et l'altération éventuelle de la réponse du capteur dans le temps. L'augmentation de la température causée par l'auto-échauffement dans les jauges affecte énormément les coefficients de piézorésistivité  $\pi_{44}$ , cela conduit à des erreurs dans la réponse du dispositif.

Dans le cadre de cette étude, nous allons choisir une jauge de type  $P$  orientée selon la direction cristallographique  $[110]$  dans le plan  $(100)$ . Parce que ce plan et cette direction cristallographique sont les plus favorables pour le silicium dopé en atomes accepteurs (type  $P$ ), pour avoir un effet piézorésistif maximal [15, 20], susceptible d'être utilisé dans les capteurs de pression.

Pour ce faire, nous allons étudier dans un premier temps l'influence de la température générée par effet Joule sur le coefficient de piézorésistivité pour une concentration du dopage de  $N=3.10^{18} \text{ cm}^{-3}$ . Pour cela, nous examinons l'évolution du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  en fonction du temps et de la tension pour différents paramètres géométriques de la structure. En second temps, nous allons également analyser l'évolution de la sensibilité à la pression en fonction de la durée de fonctionnement du capteur et de sa tension d'alimentation pour ses diverses dimensions. Cela nous permet de quantifier et de minimiser les dérives en température en optimisant ses paramètres géométriques.

#### III.4.1. Influence de la durée de fonctionnement sur $\pi_{44}(N, T)$

L'expression du facteur de piézorésistivité  $P(N, T)$  en fonction du temps est obtenue en couplant l'équation III.22 décrivant l'évolution de la température en fonction du temps

établie par le modèle de différences finies avec celles (Eq.II.18 et Eq.II.19) obtenues par Kanda [41], nous aurons alors le système ci-dessous :

$$\left\{ \begin{array}{l} P(N,T(t)) = \frac{300}{T} \frac{1}{\left(1 + \exp\left(-\frac{E_f}{K_b T}\right)\right) \ln\left(1 + \exp\left(\frac{E_f}{K_b T}\right)\right)} \quad (a) \\ \pi_{44}(N,T(t)) = \pi_{44}(N_0, 300K) \cdot P(N,T(t)) \quad (b) \\ T(t) = T_{f_i} (1 - e^{-t/\tau_i}) + T_0 e^{-t/\tau_i} \quad (c) \end{array} \right. \quad (\text{III.25})$$

Il est important de signaler que le facteur de piézorésistance  $P(N,T)$  a la même tendance que celle du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{l,t}$  et présente presque la même allure. La différence entre leurs courbes réside dans le fait que l'ordre de grandeur de  $P(N,T)$  et de celui de  $\pi_{l,t}$  en fonction du temps est différent pour chaque paramètre géométrique. Ceci implique que leur analyse et leur interprétation se fait de la même manière. Pour cette raison, dans toute la suite de ce chapitre on se limite qu'à l'étude du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{l,t}$ . L'évolution de ce dernier en fonction du temps est obtenue en couplant les relations eq.III.25.a, eq.III.25.b et eq.III.25.c.

Sachant que, dans notre cas on s'intéresse au coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$ , car c'est le coefficient le plus prépondérant pour le silicium de type  $P$ . Ce coefficient représente l'effet piézorésistif dû à l'application d'une contrainte. Il permet de quantifier les variations des grandeurs électriques induites par les contraintes appliquées. La forte dépendance de ce coefficient en fonction de la température nous a incité à déterminer ses variations en fonction du temps, afin de réduire au maximum l'effet de la température dû au chauffage interne des jauges lors de l'utilisation du capteur sur une longue période.

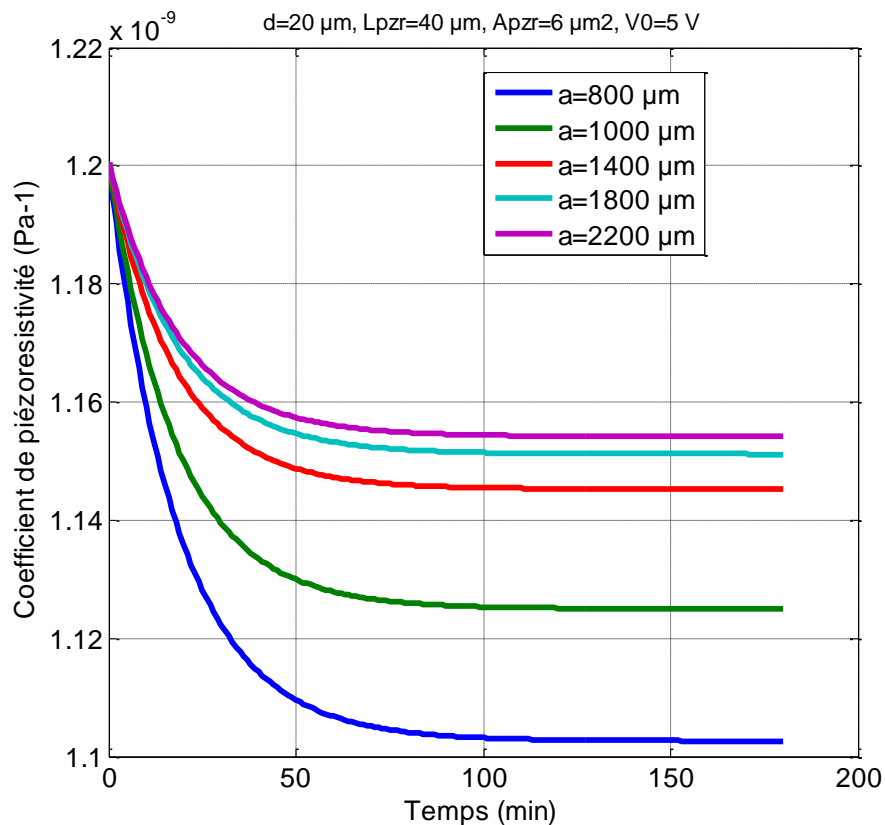
Une procédure de calcul sous Matlab, nous permet de tracer les figures III.16, III.17 et III.18, qui représentent les variations du coefficient de piézorésistivité en fonction du temps de fonctionnement du capteur pour les différents paramètres géométriques «  $a$ ,  $d$  et  $L_{p_zr}$  » respectivement.

Les résultats présentés sur ces figures mettent en évidence la dépendance du  $\pi_{44}$  à la durée de fonctionnement du dispositif. Cette dépendance se manifeste par sa diminution



pendant la durée de temps d'utilisation du capteur. La diminution de  $\pi_{44}$  en temps est certainement due au chauffage par effet Joule dans la résistance, qui à son tour influe sur les caractéristiques de sortie du capteur. Nous pouvons aussi constater que les figures III.16, III.17 et III.18 montrent que la diminution du coefficient  $\pi_{44}$  est due également à la réduction des dimensions de la membrane et de la longueur de la résistance. On peut également observer, qu'au bout d'un moment les valeurs de ce coefficient se stabilisent et deviennent pratiquement indépendantes du temps.

On peut conclure que, afin de maximiser  $\pi_{44}(N, T)$  et de minimiser sa dépendance à la température, il est nécessaire de prendre de grandes valeurs de dimension de la membrane ainsi que de grande longueur de la jauge.



**Figure III.16 :** Variation du  $\pi_{44}$  en fonction du temps pour différentes valeurs de «  $a$  »

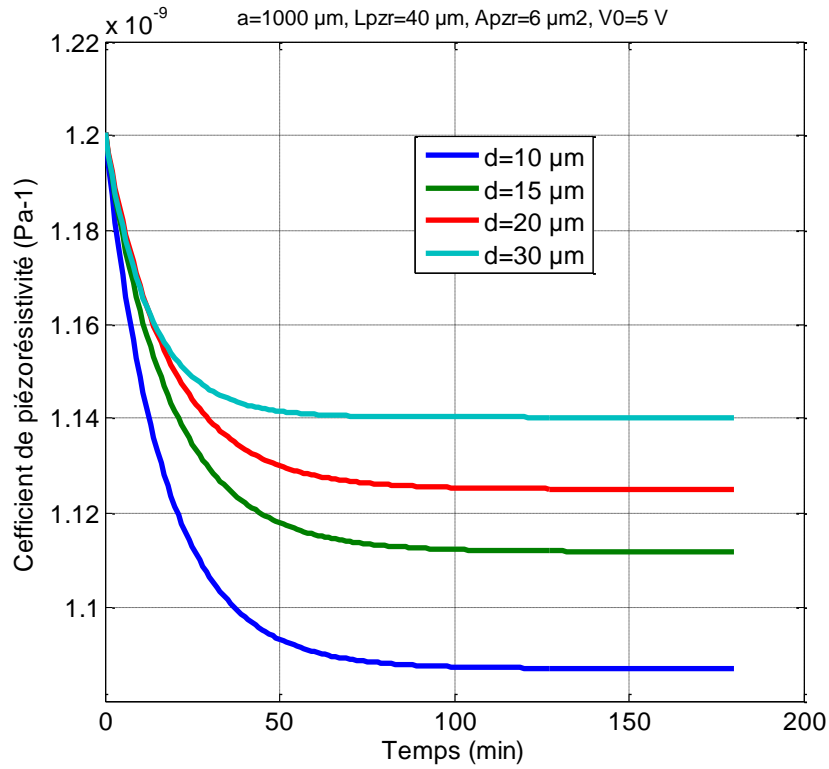


Figure III.17 : Variations du  $\pi_{44}(N, T)$  en fonction du temps pour différentes «  $d$  »

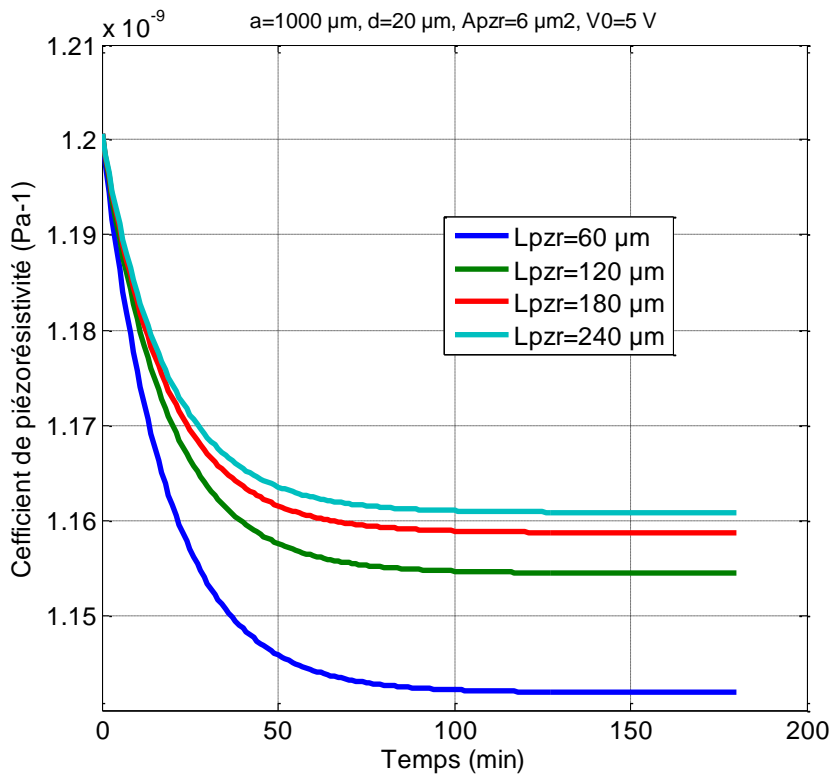


Figure III.18 : Variation du  $\pi_{44}(N, T)$  en fonction du temps pour différentes valeurs de «  $L_{pzr}$  »

### III.4.2. Influence de la tension sur $\pi_{44}(N, T)$

À partir des figures III.4, III.5, III.6 et III.8 représentant, l'évolution de la température en fonction de la tension. On peut noter que les variations de ces deux paramètres physique et électrique sont de type parabolique (meilleure approximation) telle qu'établie dans la littérature [11,12], dont l'expression est donnée par :

$$T(V_0) = \alpha V_0^2 + \beta V_0 + \gamma \quad (\text{III.26})$$

où  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$  sont des constantes que l'on peut déterminer par identification de la relation III.26 avec les courbes de variations de la température en fonction de la tension, pour divers paramètres géométriques du capteur. Les valeurs de ces constantes, pour les courbes de la figure III.4, sont regroupées dans le tableau III.2

	$\alpha$	$\beta$	$\gamma$
d=15 $\mu\text{m}$	0.72	3.1e-005	37
d=20 $\mu\text{m}$	0.54	0.00018	37
d=30 $\mu\text{m}$	0.36	0.00048	37
d=40 $\mu\text{m}$	0.27	0.00031	37

**Tableau III.2 :** Valeurs des constantes  $\alpha$ ,  $\beta$  et  $\gamma$  pour différentes «  $d$  »

En couplant la relation reliant la température à la tension appliquée obtenue à partir de notre modèle (équation III.26) avec celle établie par Kanda (équation II.18), on obtient les variations du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  en fonction de la tension  $V_0$ , comme les illustrent les figures III.19 à III.21, et cela pour divers paramètres géométriques de la structure «  $a$ ,  $d$  et  $L_{pzr}$  ». Nous pouvons aisément constater d'après les résultats montrés sur ces figures, que le coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  observe une décroissance en augmentant la tension de l'alimentation. Ceci est très certainement dû au phénomène du chauffage interne dans la piézorésistance. En outre, on peut remarquer que ce coefficient est proportionnel aux paramètres géométriques de la membrane et de la longueur de la piézorésistance, ce qui est conforme à nos récents travaux [22, 44]. Il est à noter que, les résultats obtenus peuvent être utilisés pour nous donner des critères de choix des paramètres géométriques de la structure, afin de diminuer l'effet Joule et de maximiser  $\pi_{44}(N, T)$ .

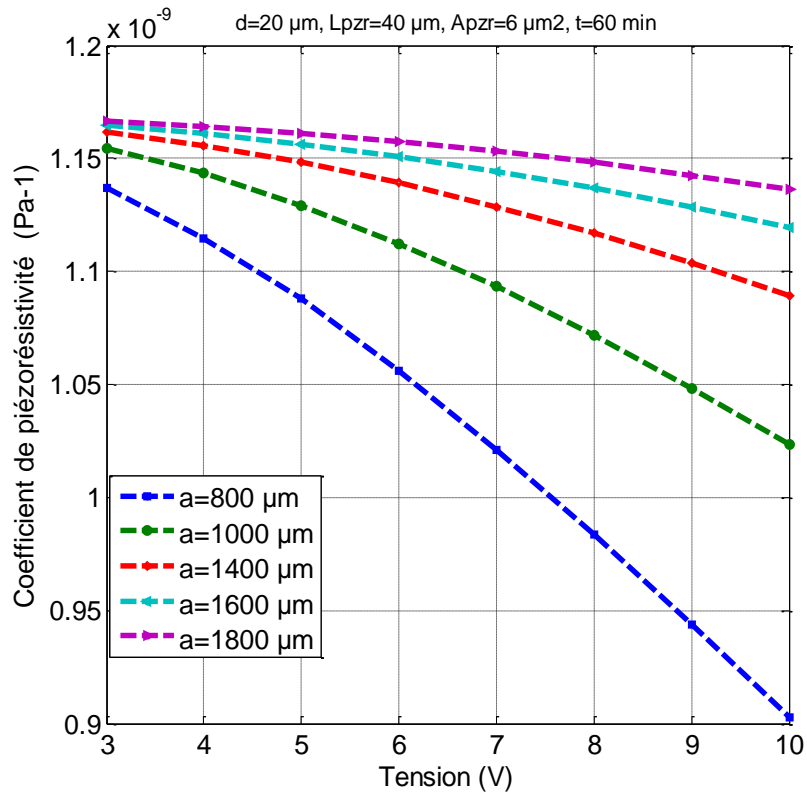


Figure III.19 : Variations du  $\pi_{44}$  en fonction de la tension  $V_0$  pour différentes valeurs de « a »

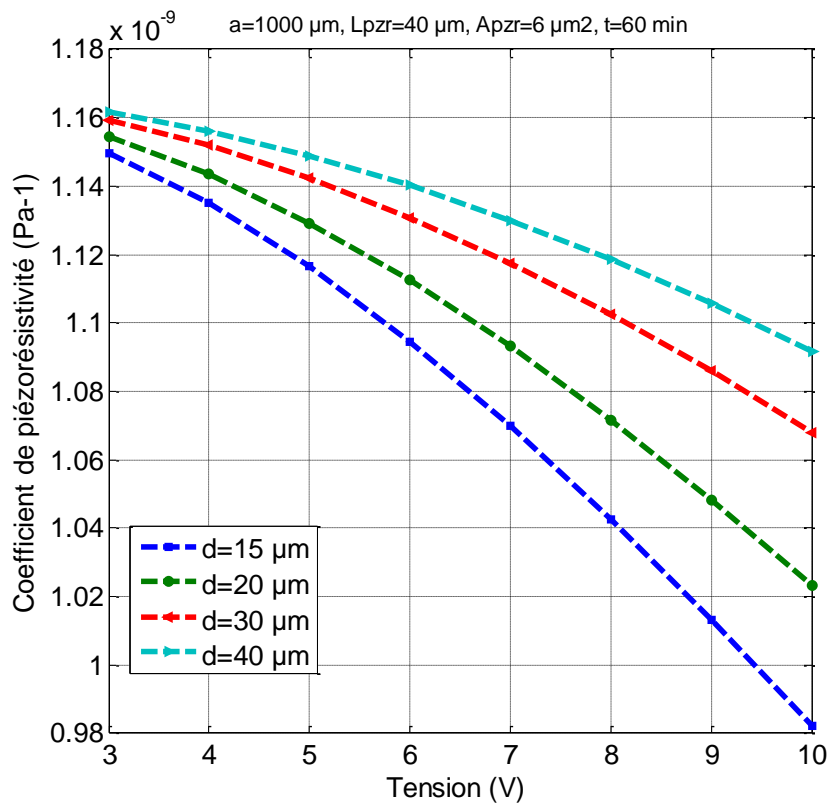
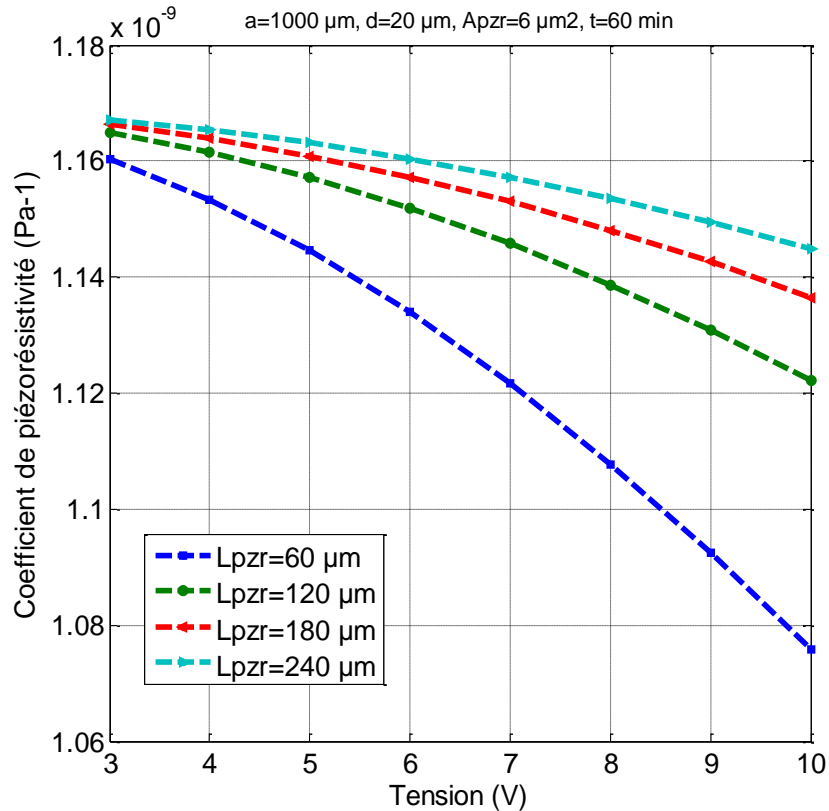


Figure III.20 : Variations du  $\pi_{44}$  en fonction de la tension pour différentes valeurs de « d »



**Figure III.21** : Variations du  $\pi_{44}$  en fonction de la tension pour différentes valeurs de «  $L_{p_zr}$  »

### III.4.3. Influence de la durée de fonctionnement sur la sensibilité $S_p$

La source d'alimentation du pont de Wheatstone est un paramètre électrique qui provoque la non idéalité des capteurs de pression. Il peut ainsi causer une augmentation de la température qui, à son tour, influe sur la précision de la mesure en réduisant sa sensibilité à la pression  $S_p$ . Il est nécessaire de rappeler que cette sensibilité est l'une de ses performances essentielles, et que l'on doit optimiser pour améliorer sa réponse. Pour cela, nous utilisons son expression Eq.II.36 établie au chapitre précédent qui est donnée par :

$$S_p = 0.1352\pi_{44} \left( \frac{a}{d} \right)^2 \quad (\text{III.27})$$

À partir de cette expression on voit bien que les variations de la sensibilité  $S_p$  est fonction des variations du coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$ . Dans la mesure où ce coefficient est fortement dépendant de la température, la sensibilité  $S_p$  en dépendra aussi. Dans ce cas de figure, l'examen de l'expression III.22 obtenue par notre modèle montre que la sensibilité, à

travers le coefficient  $\pi_{44}$  pourra être influencée par le temps d'utilisation du capteur et de la tension de polarisation du pont.

La sensibilité à la pression  $S_p$  du dispositif, pour une valeur donnée de la pression, détermine l'évolution de la réponse à la sortie du capteur. Comme la sensibilité thermique du  $\pi_{44}$  est importante, cela va provoquer des dérives dans la réponse en pression du capteur.

Nous allons voir, dans les graphes qui suivent, comment varie la sensibilité en fonction du temps, ainsi que la manière dont les paramètres géométriques de la structure influent sur elle. Pour cela, nous avons couplé d'une part, l'expression eq.III.22 représentant la variation de la température en fonction du temps obtenue précédemment, avec celle de  $\pi_{44}(N, T)$  établie par Kanda pour un dopage  $N=3.10^{18} \text{ cm}^{-3}$ , l'équation résultante est couplée de sa part avec l'équation eq.III.27 obtenant alors la sensibilité en fonction du temps.

D'après les figures III.22, III.23 et III.24 représentant les variations de la sensibilité à la pression en fonction de la durée de fonctionnement du dispositif, on peut distinguer deux intervalles du temps, le premier intervalle est  $t < 100$  min où la sensibilité est décroissante, quant au deuxième, la sensibilité est indépendante du temps au-delà de  $t = 100$  min (stationnaire). Etant donné que les dimensions de la structure peuvent en effet avoir une influence sur la sensibilité à la pression du capteur, nous avons analysé différentes conceptions de la membrane et de la piézorésistance, afin d'optimiser la sensibilité des capteurs. Ces derniers souffrent par conséquent d'une sensibilité très réduite lors de leur fonctionnement pour une longue période.

Afin d'obtenir un signal exploitable avec une haute sensibilité et de rendre négligeable l'influence de l'effet du chauffage interne, il est nécessaires de prendre de grande longueur de la membrane comme il est montré en figure III.22. En outre, nous constatons sur la figure III.23 que la réduction de l'épaisseur de la membrane permet d'augmenter la sensibilité, mais cela va augmenter la déviation de la membrane et pousse ce dernier à pénétrer dans la zone non linéaire. Par conséquent, une valeur appropriée de l'épaisseur du diaphragme doit être choisie de telle sorte que la sensibilité maximale est obtenue sans compromettre la linéarité du capteur.

Nous constatons également sur la figure III.24 que la sensibilité est proportionnelle à la longueur de la piézorésistance et inversement proportionnelle au temps de fonctionnement,

et devient pratiquement indépendante du temps après 100 min de fonctionnement du dispositif.

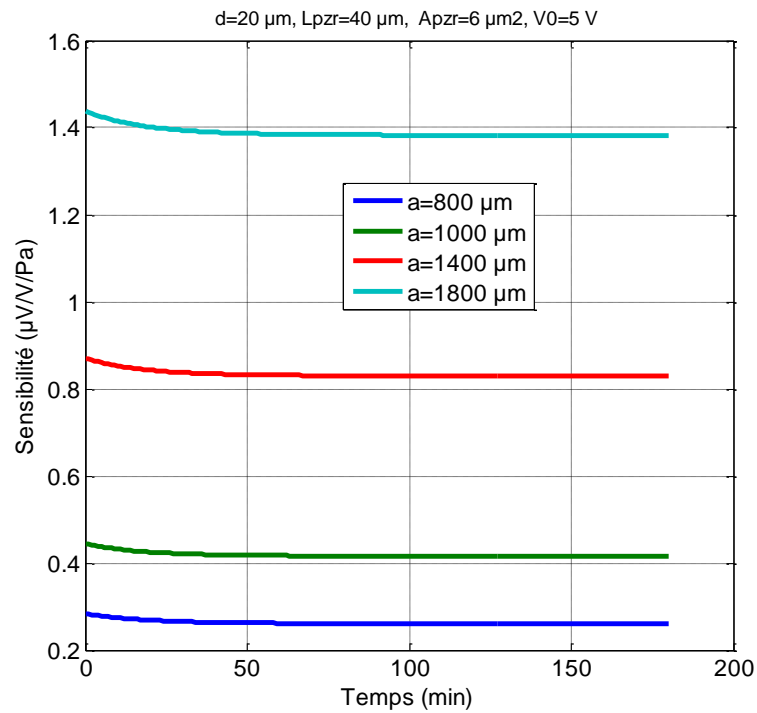


Figure III.22 : Variations de  $S_p$  en fonction de temps pour différentes valeurs de «  $a$  »

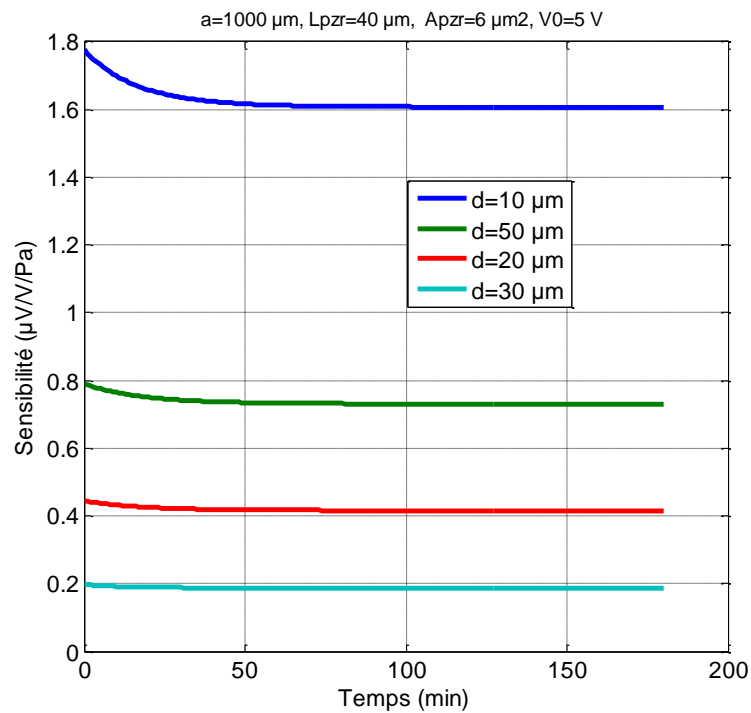
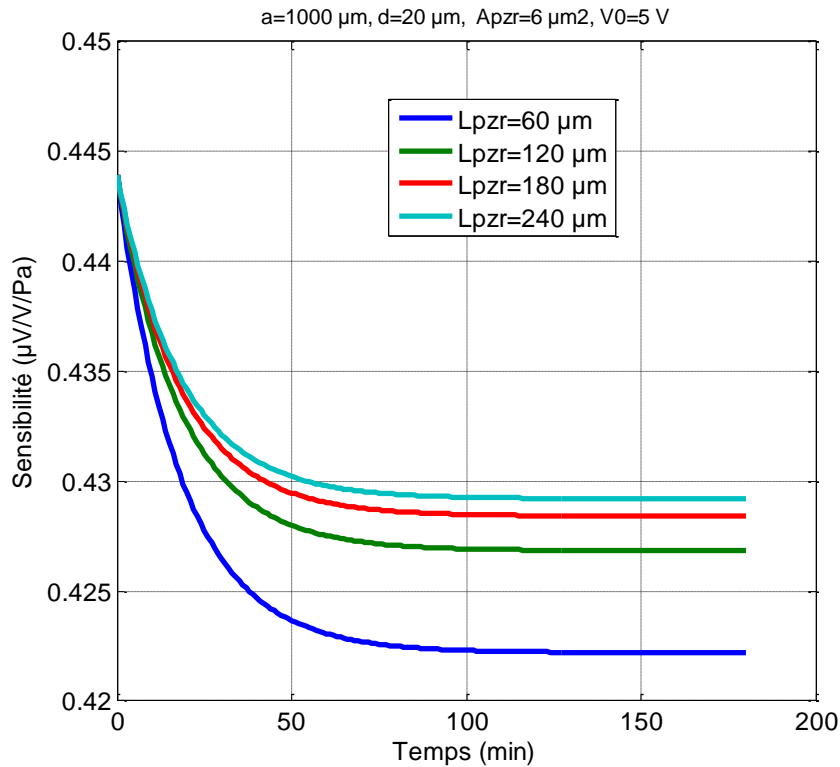


Figure III.23 : Variations de  $S_p$  en fonction de temps pour différentes valeurs de «  $d$  »



**Figure III.24 :** Variations de  $S_p$  en fonction de temps pour différentes valeurs de «  $L_{pzr}$  »

### III. 4.4. Influence de la tension sur la sensibilité $S_p$

A l'instar de la démarche entreprise précédemment pour la détermination de la sensibilité en fonction du temps pour divers paramètres géométriques de la structure, nous avons établi l'évolution de la sensibilité en fonction de la tension pour une variété des dimensions de la membrane et de la piézorésistance. À partir de ces courbes (III.25 à III.27) on peut conclure que l'effet de la tension appliquée est très important et on constate bien que le chauffage par effet Joule dû à cette source de tension réduit considérablement la sensibilité à la pression  $S_p$ .

On peut remarquer sur la figure III.25 que la sensibilité diminue d'une façon quasi linéaire avec la tension de polarisation. Par ailleurs, sa variation en fonction du côté de la membrane est en nette augmentation. Néanmoins, elle est inversement proportionnelle à l'épaisseur de la membrane comme cela est illustrée sur la figure III.26. Nous pouvons constater également sur la courbe III.27 que la sensibilité est proportionnelle à la longueur de la résistance. Notons que l'impact de ce dernier paramètre dimensionnel peut être négligeable



pour les faibles tensions et la valeur de la sensibilité est autour de  $0.432 \mu\text{V/V/Pa}$  pour des dimensions de la membrane  $1000 \times 1000 \times 20 (\mu\text{m}^3)$ .

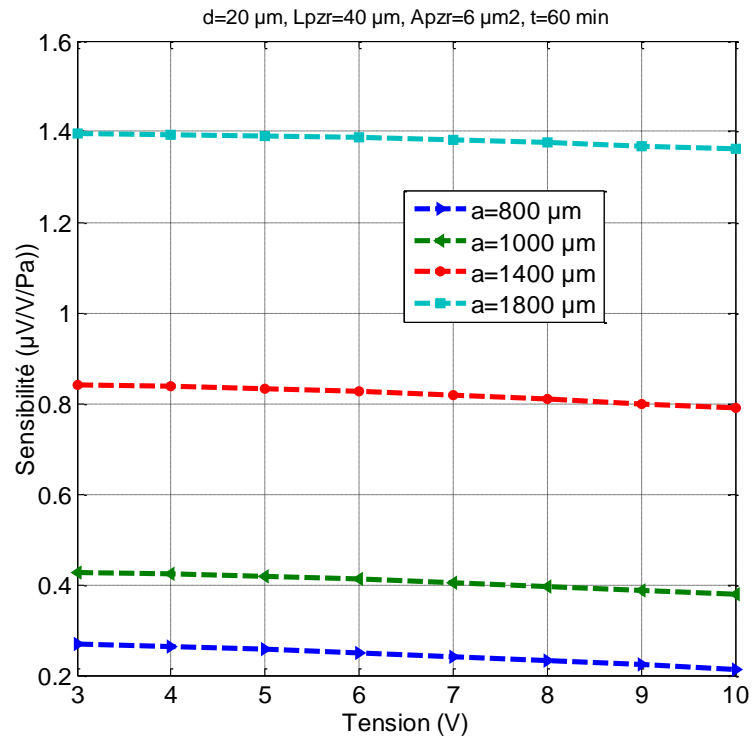
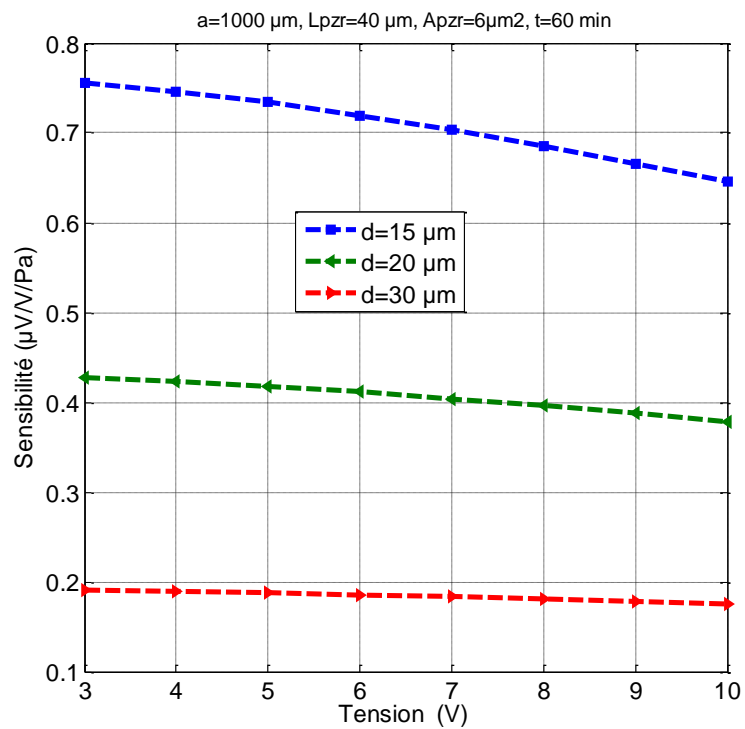
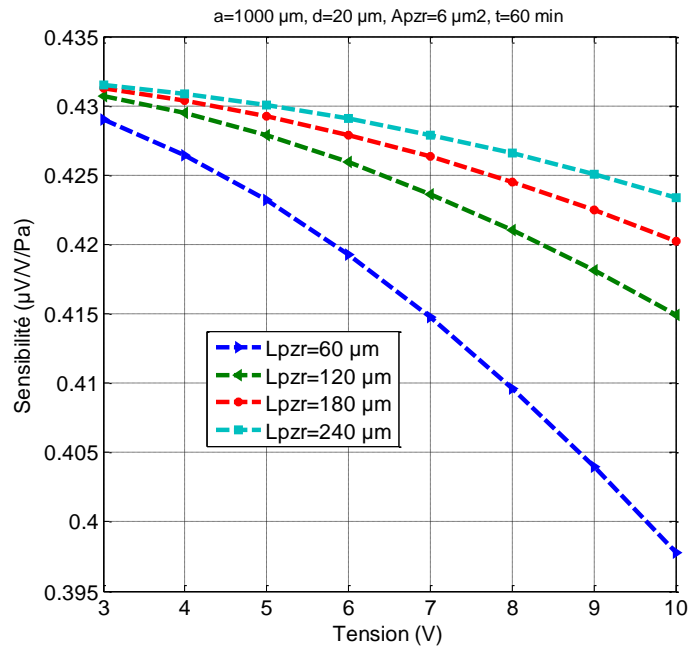


Figure III.25 : Variations de  $S_p$  en fonction de la tension pour différentes valeurs de «  $a$  »



**Figure III.26 :** Variation de la sensibilité en fonction de la tension pour différentes épaisseurs**Figure III.27 :** Variations de  $S_p$  en fonction de la tension pour différentes valeurs de «  $L_{pZR}$  »

La sensibilité du capteur à la pression  $S_p$  est une fonction croissante de la longueur du côté de la membrane. Donc, pour augmenter la sensibilité, il est nécessaire d'avoir une grande longueur de la membrane. Cette option est facile à mettre en œuvre, toutefois, elle affecte la taille du dispositif. L'optimisation des paramètres géométriques du capteur permet d'améliorer considérablement la sensibilité à la pression du capteur. Les résultats ont montré également que la faible tension de polarisation doit être appliquée pour augmenter la sensibilité à la pression du dispositif.

### III.5. Conclusion

La modélisation de l'effet Joule dans les capteurs de pression piézo-resistifs permet de prévoir et minimiser leurs dérives thermiques. De ce fait, nous avons développé un modèle numérique pour réduire cet effet en utilisant la méthode des différences finies. Nous avons ainsi examiné les effets de la tension de polarisation, de la durée de fonctionnement du capteur et des paramètres géométriques sur la génération de la température.

Les résultats montrent que les variations thermiques sont proportionnelles à la tension appliquée, et que l'on doit utiliser la plus petite tension possible pour réduire l'effet

Joule. Et que, le chauffage interne est inversement proportionnel à la longueur de l'élément sensible (piézorésistance). Donc, un capteur avec un effet Joule faible, est obtenu pour une longueur de la piézorésistance élevée qui est inconvenient, donc il s'agit de trouver le juste compromis en fonction de l'application souhaitée.

D'autre part, pour mettre en évidence l'effet de la durée de fonctionnement du dispositif, différents paramètres géométriques ont été variés. Les résultats ont montré que l'autoéchauffement est réduit sensiblement pendant un cours temps de fonctionnement. Au delà de cet instant la valeur de la température devient constante et indépendante du temps conformément à la théorie. Par ailleurs, pour connaître l'influence de la tension d'alimentation sur le coefficient de piézorésistivité et la sensibilité à la pression, plusieurs dimensions géométriques de la structure ont été étudiées pour divers temps de fonctionnement du capteur. Les résultats obtenus ont montré que les valeurs de ces paramètres dimensionnels sont inversement proportionnelles à la tension d'alimentation.

Enfin, cette étude nous a permis d'optimiser les performances du capteur en fonction de l'application pour laquelle il est dédié.

## References bibliographiques

- [1] A. Chaehoi, "Conception et modelisation de MEMS monolithique CMOS en technologie FSBM : Application aux accelerometres," Thèse de Doctorat, Université de Montpellier II, 2005.
- [2] A. Assy, " Development of two techniques for thermal characterization of materials : Scanning Thermal Microscopy (SThM) and  $2\omega$  method," Thèse de Doctorat, Université de Lyon, 2015.
- [3] N. Laaroussi, "Contribution a la simulation numerique des transferts de chaleur par conduction, rayonnement et convection thermosolutale dans des cavités," Thèse de Doctorat, Université de Paris, 2008.
- [4] S. M. Epure, "Etudes analytiques et numeriques du procédé de Bridgman d'emouillage: capillarité, transfert de chaleur et stabilité," Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 2011.
- [5] F. Vitillo, "Experimental and numerical contribution to heat transfer enhancement in compact plate heat exchangers," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2014.
- [6] H. Belghazi, "Modélisation analytique du transfert instationnaire de la chaleur dans un materiau bicouche en contact imparfait et soumis a une source de chaleur en mouvement," Thèse de Doctorat, Université de Limoges, 2008.
- [7] M. Bernard et *al.*, "Impact of self-heating and thermal coupling on analog circuits in SOI CMOS," *IEEE Journal of solid-state circuits*, vol.33, pp. 1037-1046, 1998.
- [8] O. Semenov et *al.*, "Impact of self-heating effect on long-term reliability and performance degradation in CMOS circuits," *IEEE Transactions On Device And Materials Reliability*, vol. 6, pp. 17-27, 2006.
- [9] P. Allain, "Etude des Propriétés electro-thermo-mécaniques de nanofils en silicium pour leur intégration dans les microsystèmes," Thèse de Doctorat, Université de Paris, 2012.
- [10] M. Legay, "Intensification des processus de transfert de chaleur par ultrasons, vers un nouveau type d'échangeur de chaleur: l'échangeur vibrant," Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 2012.
- [11] M. Z. Ansari et *al.*, "An analytical model of joule heating in piezoresistive microcantilevers," *Sensors*, vol.10, pp. 9668-9686, 2010.

- [12] M. Z. Ansari *et al.*, "A conduction–convection model for self-heating in piezoresistive microcantilever biosensors," *Sensors and Actuators A*, vol.175, pp.19-27, 2012.
- [13] M. B. Berkani, "Etude de la fatigue thermo-mecanique de modules electroniques de puissance en ambiance de temperatures elevees pour des applications de traction de vehicules electriques et hybrides," Thèse de Doctorat, École supérieure de Cachan, 2008.
- [14] M. Zahra, "Etude de la rupture du verre sous des contraintes thermiques," Thèse de Doctorat, Université de Sétif, 2009.
- [15] P. Fauchais, "Modélisation du développement des contraintes résiduelles au sein de dépôts plasma de zircone et d'acier," Thèse de Doctorat, Université de Troyes, 2005.
- [16] N. T. Doyen, "Etude experimentale et numerique du comportement thermomecanique de materiaux refractaires modeles," Thèse de Doctorat, Université de Limoges, 2003.
- [17] B. Amor, "Etude et simulations numériques des contraintes thermomécaniques dans le silicium photovoltaïque," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 2010.
- [18] R. Baviere, "Etude de l'hydrodynamique et des transferts de chaleur dans des microcanaux," Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 2005.
- [19] D. Vallin, "Catalyse enzymatique en phase hétérogène. Transfert de chaleur et de matière sous champ électrique. Application aux capteurs et à l'optimisation des réacteurs," Thèse de Doctorat, Université de Grenoble, 1984.
- [20] A. Boukabache, "Conception, modélisation et réalisation d'un capteur de pression piézo-resistif à faible dérive thermique," Thèse de Doctorat, Université de Constantine, 1993.
- [21] A. D. Teja *et al.*, "Thermal analysis by conduction convection and radiation in a power cable," *Journal of Electrical and Electronics Engineering*, vol. 9, pp. 51-56, 2014.
- [22] A. Beddiaf *et al.*, "A numerical model of joule heating in piezoresistive pressure sensors," *International Journal of Electrical and Computer Engineering*, vol.6, pp. 1223-1232, 2016.
- [23] C. Pramanik, *et al.*, "Development of SPICE Compatible Thermal Model of Silicon MEMS Piezoresistive Pressure Sensor for CMOS- MEMS Integration," *IEEE Sensors*, Doi: 10.1109/ICSENS.2007.355580, 2006.
- [24] I. Clausen *et al.*, "Die separation and packaging of a surface micromachined piezoresistive pressure sensor," *Sensors and Actuators A*, vol. 133, pp. 457-466, 2007.
- [25] X. Li *et al.*, "High-temperature piezoresistive pressure sensor based on implantation of oxygen into silicon wafer," *Sensors and Actuators A*, vol.179, pp. 277-282, 2012.

- [26] A. Beddiaf *et al.*, "Optimization of the thermal drift caused by Joule heating in piezoresistive pressure sensor," *Ph.D. Research in Microelectronics and Electronics*, Doi: 10.1109/PRIME.2016.7519509, 2016.
- [27] X. Chauffleur, "Modélisation par la méthode des éléments finis du comportement thermomécanique de capteurs de pression capacitifs et piézorésistifs en silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [28] S. Chen *et al.*, "Design and optimization of a micro piezoresistive pressure sensor," *Proceedings of the 3rd IEEE Int. Conf. on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems*, 2008.
- [29] F. Schilling *et al.*, "Analysis simulation of thermally induced package effects with regard to piezoresistive pressure," *Sensor and Actuators A*, vol. 60, pp.37-39, 1997.
- [30] R. Othmani *et al.*, "The thermal drift characteristics of piezoresistive pressure sensor," *Physics procedia*, vol.21, pp. 47-52, 2011.
- [31] A. R. Mohammadi *et al.*, "Development of a combined piezoresistive pressure and temperature sensor using a chemical protective coating for Kraft pulp digester process monitoring," *J. Micromech. Microeng*, vol.21, pp. 0960-1317, 2010.
- [32] M. Olszacki *et al.*, "A multi-domain piezoresistive pressure sensor design tool based on analytical models," *Euro Sim E*, Germany, 2008.
- [33] Y. Sun *et al.*, "Electric drift of the bridge offset for pressure sensors and its utilization," *Sensors and Actuators A*, vol.58, pp. 249-256, 1997.
- [34] Y. Sun, *et al.*, "Modelling of the reverse current and its effects on the thermal drift of the offset voltage for piezoresistive pressure sensors," *Sensors and Actuators A*, vol.116, pp. 125-132, 2004.
- [35] U. Aljancic *et al.*, "Temperature effects modeling in silicon piezoresistive pressure sensor," *Electrotechnical Conference*, Doi: 10.1109/MELECON.2002.1014525, 2002.
- [36] A. Beddiaf *et al.*, "Thermo mechanical modeling of piezoresistive pressure sensor," *International Review on Modelling and Simulations*, vol. 7, pp. 517-522, 2014.
- [37] A. Beddiaf, *et al.*, "Thermal drift characteristics of capacitive pressure sensors," *Journal of Engineering Science & Technology*, vol.11, pp. 346-361, 2016.
- [38] L. Lin *et al.*, "A simulation program for the sensitivity and linearity of piezoresistive pressure sensors," *Journal of microelectromechanical systems*, vol. 8, pp. 514-522, 1999.
- [39] X. Meng *et al.*, "The design and optimization of a highly sensitive and overload-resistant piezoresistive pressure sensor," *Sensors*, vol.16, pp. 348-360, 2016.

- [40] S. Chaurasia et al., "Analytical models for low pressure square diaphragm piezoresistive MEMS sensor," *Engineering and Systems (SCES), Students Conference*, 2012.
- [41] Y. Kanda, "A graphical representation of the piézo-resistance coefficients in silicon," *IEEE Trans. Electron Dev.*, vol.29, pp. 64-70, 1982.
- [42] Y. T. Lee et al., "Compensation method of offset and its temperature drift in silicon piezoresistive pressure sensor using double wheatstone bridge configuration," *The 8th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators and Eurosensors IX*, Sweden, 1995.
- [43] R. Jacques, M. Picasso, "Introduction à l'analyse numériques," Presses Polytechniques et universitaire de Romandes, Ch1015, Suisse, 2000.
- [44] A. Beddiaf and F. Kerrou, "Study of the impact of thermal drift on reliability of pressure sensors," *Journal of Engineering Science & Technology*, In press.

# **Chapitre 4**

## **Capteurs de pression capacitifs**



## IV.1. Introduction

Les champs d'application des capteurs de pression nécessitent de plus en plus des performances très élevées. Par rapport au capteur de pression piézorésistif, le capteur de pression capacitif, dont la capacité change avec l'application d'une pression, trouve des applications étendues à cause de sa faible consommation d'énergie, sa haute sensibilité à la pression et ses faibles dérives thermiques [1-5].

Les microplaques carrées sont utilisées dans de nombreux dispositifs micro électromécaniques comme des micro-pompes et des microcapteurs de pression [6-10]. L'amélioration des performances de ces derniers nécessitent des essais expérimentaux qui demandent plus de temps dans le processus de fabrication et coûtera donc plus cher [11-16].

Afin de diminuer le nombre de vérifications expérimentales et de réduire les coûts de développement de ces dispositifs, les outils de prototypage virtuel permettent la simulation de l'influence de différents paramètres géométriques et physiques de la membrane. L'étude du comportement thermique de ces capteurs est indispensable, afin de définir les paramètres qui provoquent la dérive de leurs caractéristiques en sortie.

Le comportement thermique des capteurs de pression capacitifs fabriqués en utilisant le silicium et le pyrex a été présenté par Blasquez [17]. Les dérives thermomécaniques dans les caractéristiques de ce type de capteur sous une pression et au repos sont bien détaillées dans nos précédents travaux [18].

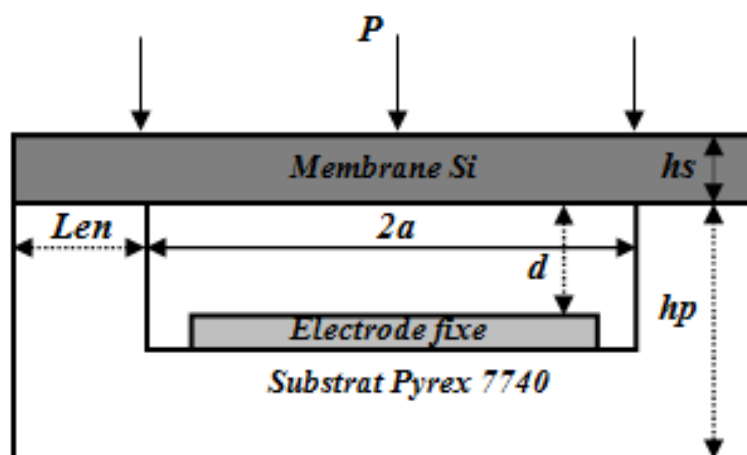
L'objectif de cette étude a été l'investigation de l'influence des paramètres géométriques de la membrane sur les caractéristiques des capteurs pour optimiser leurs performances, en utilisant COMSOL Multiphysics. Pour cela, nous allons tout d'abord aborder les bases théoriques décrivant le principe de fonctionnement de ce type de dispositif. Nous déterminons la déflexion de sa membrane, sa réponse capacitive en fonction de la pression et de la température au repos, ainsi que sa sensibilité à la pression et à la température. Nous allons également déterminer les effets des grandeurs d'influence (les paramètres géométrique de la membrane) pour l'optimisation de sa réponse.

Enfin nous terminons par une proposition de l'application de ce capteur pour la mesure de la pression intraoculaire *PIO*, afin de prévenir le patient atteint du glaucome de toute élévation de cette pression qui pourrait provoquer la mort des nerfs.

## IV.2. Description et principe de fonctionnement du capteur

### - Description du capteur

Le capteur de pression capacitif comporte une membrane de forme carrée fine au silicium constituant l'armature déformable et un substrat en pyrex 7740, sur laquelle est déposée une couche métallique formant l'électrode fixe. Les deux armatures, fabriquées séparément, sont collées par la technique de soudure anodique, schéma structurel est illustré par la figure IV.1 [5].



**Figure IV.1** : Schéma en coupe de la structure d'un capteur de pression capacitif

Avec  $Len$  est la largeur de l'encastrement,  $hs$  est l'épaisseur de la membrane en silicium et  $hp$  est l'épaisseur du substrat en Pyrex.

### - Principe de fonctionnement

Au repos la valeur de la capacité  $C_0$ , est donnée par la relation suivante [19] :

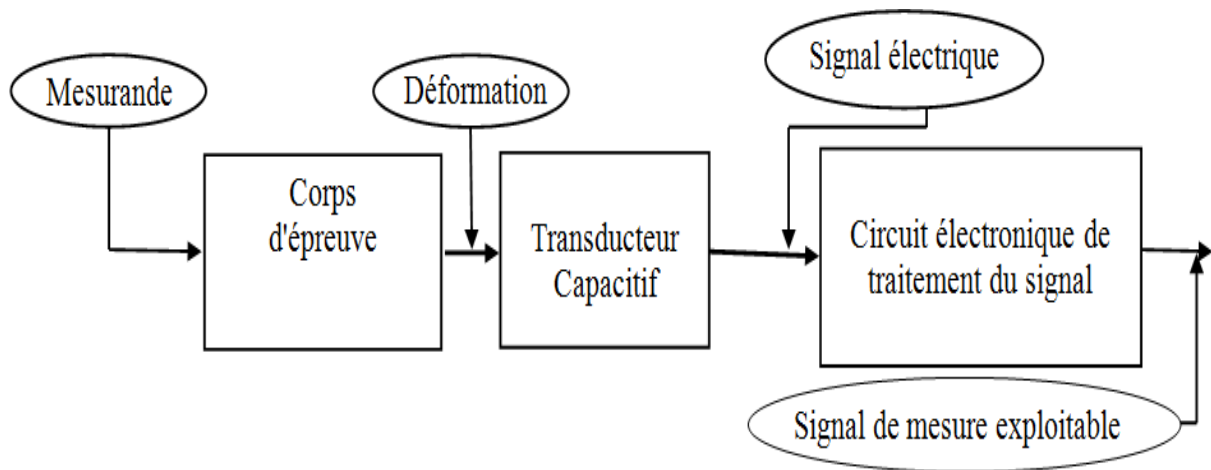
$$C_0 = \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r A}{d} \quad (\text{IV.1})$$

où  $A$  est la surface de l'armature fixe,  $\varepsilon_0$  et  $\varepsilon_r$  représentent respectivement la permittivité du vide et la permittivité de l'air, tandis que  $d$  est la distance inter électrodes.

La structure du capteur de pression capacitif peut être représentée par le schéma synoptique figure IV.2. Le principe de fonctionnement de ce dispositif est basé sur la variation de la capacité en fonction de la pression appliquée. En effet le corps d'épreuve

transforme la pression appliquée en déformations. Comme la membrane constitue l'électrode mobile et que le substrat l'électrode fixe formant ainsi un condensateur plan dont la variation de la capacité est modulée par les déformations de l'électrode mobile [20, 22]. La réponse capacitive du capteur est régie par la relation suivante [15] :

$$C(P) = \iint_A \frac{\varepsilon_0 \varepsilon_r}{d - w(x, y, P)} dA \quad (\text{IV.2})$$



**Figure IV.2 :** Schéma synoptique d'un capteur de pression capacitif

L'analyse de la réponse de ce type de capteurs nous amène à déterminer la déflexion  $w(x, y)$  en tout point de la membrane en fonction de la pression appliquée (Eq.II.23). On rappelle que la déflexion maximale au centre d'une membrane carrée est donnée par l'équation II.24 [6] :

$$w_0(P) = 0.0224 \frac{Pa^4}{16D} \quad (\text{IV.3})$$

La substitution de la déflexion maximale au centre en fonction de la pression exercée sur la membrane dans l'équation IV.2, permet de déterminer l'expression approchée de la capacité en fonction de la pression, qui est définie par [2] :

$$C(P) = C_0 \left[ 1 + \frac{1}{3} \left( \frac{w_0}{d} \right) + 0.2 \left( \frac{w_0}{d} \right)^2 \right] \quad (\text{IV.4})$$

### a) Sensibilité à la pression du capteur de pression capacitif

La sensibilité à la pression est l'un des critères de performance les plus importants dans un capteur de pression, dans le cas de la détection capacitive elle est donnée par l'expression suivante [15] :

$$S_p(P) = \frac{1}{C_0} \frac{\partial C}{\partial P} \quad (\text{IV.5})$$

### b) Sensibilité à la température

La sensibilité à la température du capteur de pression capacitif définie par le coefficient thermique que l'on note  $T_c[C(T)]$ , est donnée par [19] :

$$T_c [C(T)] = \frac{C(0, T_2) - C(0, T_1)}{[T_2 - T_1][C(0, T_1)]} \quad (\text{IV.6})$$

Elle est établie sous sa forme différentielle suivante [19] :

$$T_c [C(T)] = \frac{1}{C(T)} \frac{\partial C(T)}{\partial T} \quad (\text{IV.7})$$

## IV.3. Simulation sous COMSOL Multiphysics

L'interface électromécanique sous l'environnement COMSOL permet de résoudre les équations électriques conjointement avec celles de la mécanique des structures. Cette interface est utilisée pour la modélisation des dispositifs MEMS, ainsi que pour les capteurs à base d'une capacité qui détectent les déformations structurelles. On rappelle que les équations de la mécanique des structures, qui régissent le comportement physique du dispositif sont rapportées dans le deuxième chapitre.

Dans cette section on rajoute l'équation donnant la contrainte thermique en fonction du coefficient de dilatation thermique  $\alpha$  et celle de la capacité. L'expression de la contrainte thermique  $\varepsilon_{th}$  est définie par [1] :

$$\varepsilon_{th} = \alpha (T - T_{ref}) \quad (\text{IV.8})$$

où  $\alpha$  est le coefficient de dilatation thermique.

Par ailleurs, l'équation régissant la capacité est obtenue à partir de l'énergie du champ électrique, que l'on peut exprimer comme suit [23] :

$$C = \frac{2}{V^2} \int_{\Omega} W_e d\Omega \quad (\text{IV.9})$$

où  $V$  est la tension appliquée,  $W_e$  est la densité de l'énergie électrique,  $\Omega$  est la zone déformée en regard avec l'électrode fixe du capteur.

Après avoir formulé les équations régissant les phénomènes électrique, thermique et mécanique dans une structure mécanique, nous tenons à rappeler brièvement les étapes de simulation sous environnement COMSOL Multiphysics, qui sont :

- ✓ Choix du module le plus approprié pour résoudre les problèmes, qui permet de prendre en considération le couplage des trois physiques telles que : mécanique, électrique et thermique. Il s'agit de la résolution des équations électriques conjointement avec celles de la mécanique des structures. Soit dans notre cas, on utilise le module électromécanique, qui justement introduit toutes les équations énoncées auparavant.

- ✓ Géométrie de la structure : la structure du capteur capacitif est représentée par la figure IV.3.

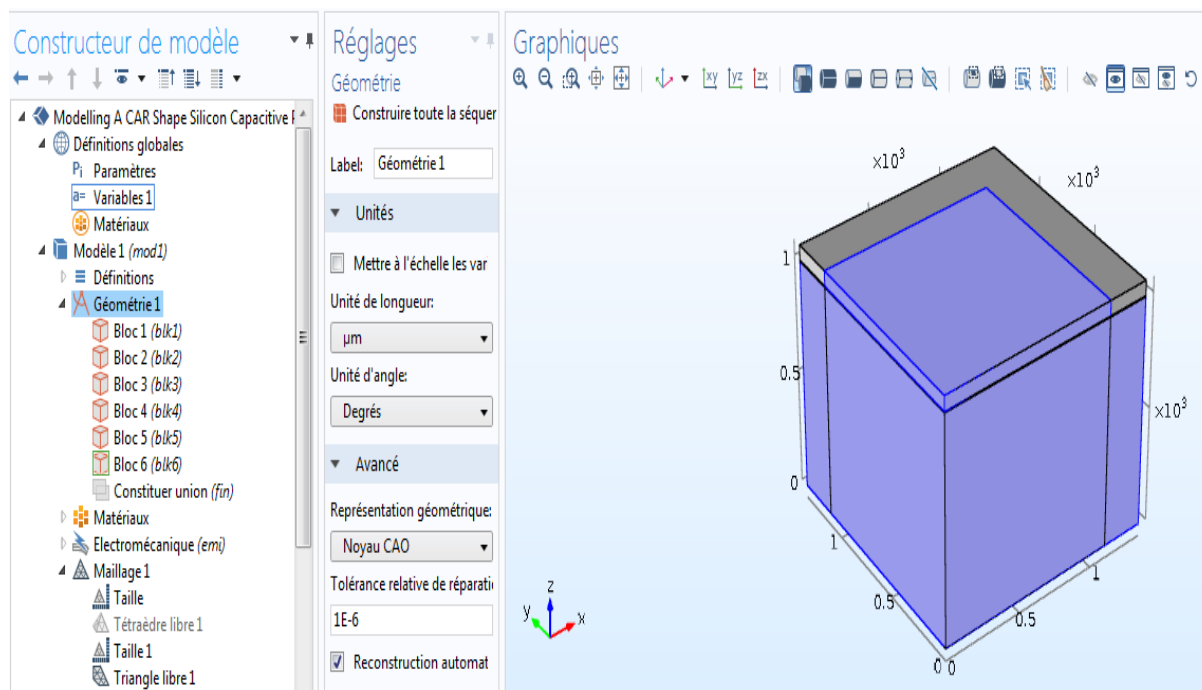


Figure IV.3 : Structure du capteur de pression capacitif sous COMSOL

✓ Introduire les propriétés des matériaux (les propriétés physiques du silicium et du pyrex 7740 utilisées dans la simulation sont énumérées dans le tableau IV.1) [5].

Matériaux Caractéristiques	Silicium	Pyrex 7740
Module de Young (GPa)	130	60
Coefficient de Poisson	0.28	0.25
Coefficient de dilatation thermique (ppm/°C)	2.33	3.25
Densité (g/cm <sup>3</sup> )	2.33	2.23

**Tableau IV.1** : Propriétés physiques du Silicium et du Pyrex 7740 [5].

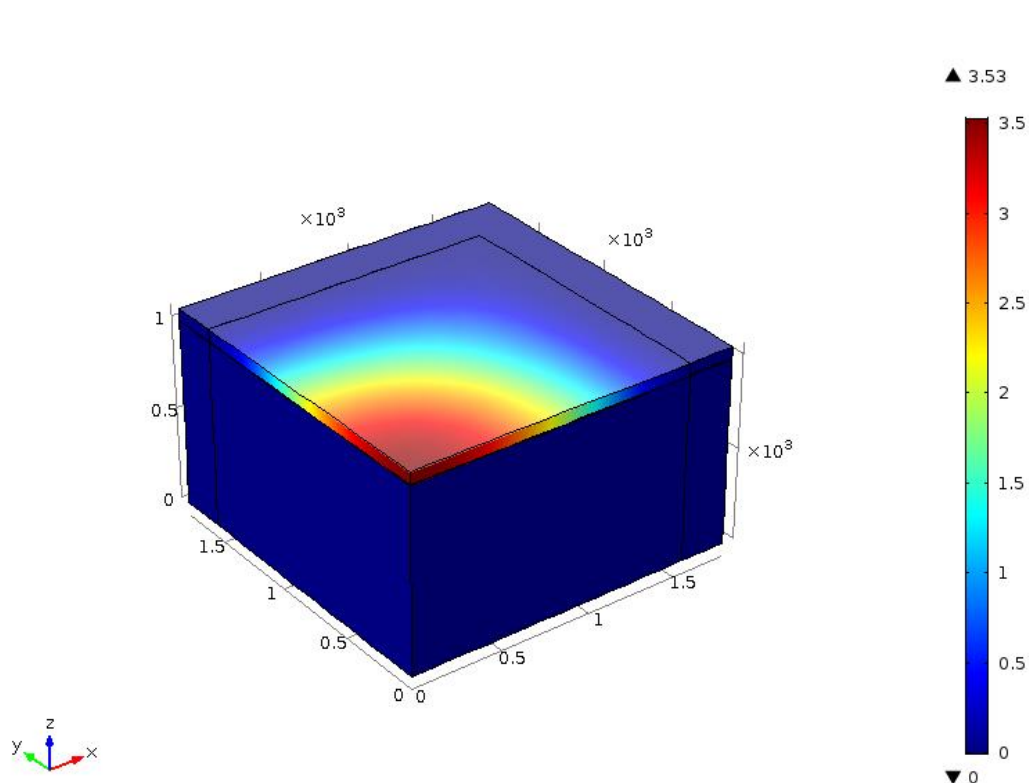
✓ **Construire le maillage** : C'est la phase de discrétisation du domaine en éléments finis.

✓ **Résolution** : Dès que le problème est complètement défini, il est possible d'accéder à des menus pour paramétrer la résolution.

✓ **Analyse des résultats** : La rubrique résultat permet d'extraire les résultats du traitement et de faire leurs analyses.

Dans le but de gain de temps et d'espace mémoire nous utilisons la symétrie de notre structure, pour ne simuler que son quart. Le quart du capteur a été mis en place depuis le modèle de la mécanique des structures en utilisant l'interface de l'électromécanique.

La figure IV.4 représente la déflexion en tout point de la membrane, dans le quart de la structure du capteur. Cette représentation est identique à celle établie dans la littérature [6].



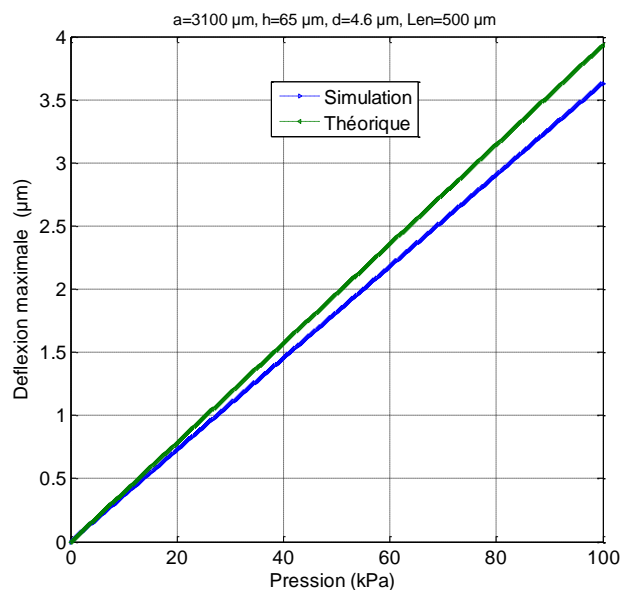
**Figure IV.4** : Déflexion au centre de la membrane

On rappelle que l'expression de la déflexion maximale au centre de la membrane obtenue par ce modèle en deuxième chapitre est donnée par :

$$w_0(P) = 0.0203 \frac{Pa^4}{16D} \quad (\text{IV.10})$$

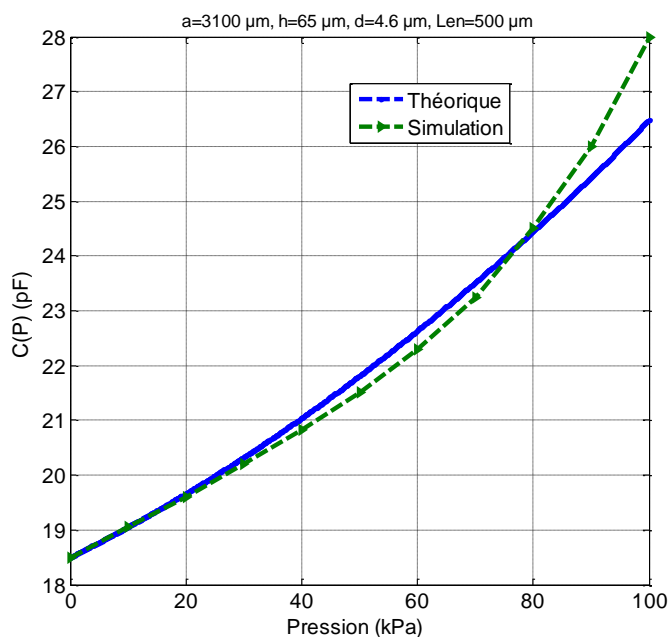
Nous avons comparé les résultats de la déflexion maximale au centre de la membrane obtenue par le modèle utilisé (Eq.IV.10) avec celle du modèle analytique équation IV.3 [6].

La figure IV.5 représente une superposition des variations des deux déflexions analytique et de notre modèle. Cette variation est proportionnelle à la pression appliquée conformément à la théorie. Elle montre bien que la déflexion maximale simulée est en bonne concordance avec celle du modèle théorique pour les faibles pressions. Cependant pour les grandes valeurs de la pression, nous constatons un petit écart entre les deux courbes. Cet écart peut être expliqué par le fait que le modèle théorique ne prend pas en considération les déformations que subit le substrat considéré comme fixe, ainsi que les contraintes thermiques engendrées par le processus de fabrication. Ce dernier phénomène a été confirmé dans les travaux de Chauffleur [1].



**Figure IV.5 :** Variation de la déflexion maximale au centre en fonction de la pression

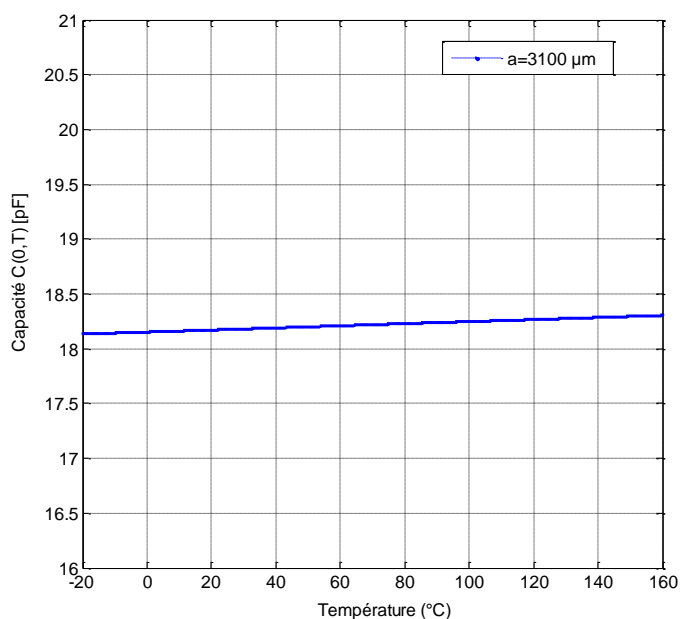
La figure IV.6 représente les variations de la capacité en fonction de la pression exercée  $C(P)$  à température ambiante. Il est à noter que, la réponse capacitive du capteur présente une région linéaire pour les faibles pressions. Cependant pour les valeurs élevées de la pression, ses variations sont non linéaires pour notre modèle. Ceci peut être expliqué, par le fait que le modèle théorique [2] n'étudie que la membrane seule, alors que dans notre cas on prend en compte l'intégralité de la structure, donc on se rapproche un peu plus de la réalité.



**Figure IV.6 :** Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée à température ambiante.



Nous avons également représenté sur la figure IV.7 les variations de la capacité en fonction de la température au repos.



**Figure IV.7 :** Variations de la capacité en fonction de la température au repos  
Pour une structure carrée

À partir de la figure IV.7 on peut observer que la capacité en fonction de la température au repos varie légèrement de  $0,17 \text{ pF}/^\circ\text{C}$ , soit une variation relative de  $0,9 \%$ . Ces résultats montrent bien que les dérives en température dans les capteurs de type capacitif sont très faibles comparativement à ceux de type piézorésistif.

Même si cette dérive est faible dans les capteurs capacitifs, nous allons faire une étude paramétrique afin de quantifier et d'optimiser leur sensibilité à la température.

### IV.3.1. Etude en fonction de la pression

Après avoir établi la réponse capacitive de notre capteur, maintenant, et afin de déterminer l'effet des paramètres géométriques sur notre réponse, nous allons, étudier la déflexion maximale au centre de la membrane pour une pression ( $P = 100 \text{ kPa}$ ), pour divers paramètres géométriques de la membrane, ensuite nous analysons la variation de la capacité relative  $\Delta C/C_0$  en fonction de la pression pour diverses dimensions de la membrane. Dans toute la suite, nous allons prendre la distance inter électrode  $d=4,6 \mu\text{m}$  et la largeur d'encastrement  $Len=500 \mu\text{m}$ .

### IV.3.1.1. Déflexion de la membrane

La figure IV.8 illustre la variation de la réponse du capteur en fonction de la pression appliquée à la température ambiante. L'analyse par éléments finis sous COMSOL révèle de petites déflexions de la membrane pour les faibles longueurs «  $a$  ». Par ailleurs, l'effet de l'épaisseur sur la déformation de la membrane en silicium est aussi analysé sous l'environnement COMSOL. On peut constater sur la figure IV.9 que la membrane mince a une réponse élevée à la pression. Cependant, cela peut affecter la linéarité du capteur, une épaisseur de membrane de 65  $\mu\text{m}$  peut encore être utilisée dans les petites déformations sans compromettre la linéarité du capteur. Habituellement, la valeur de  $h_s$  est choisie de manière à satisfaire la condition de linéarité, dont le rapport  $w_0 / h_s \leq 0.1$ .

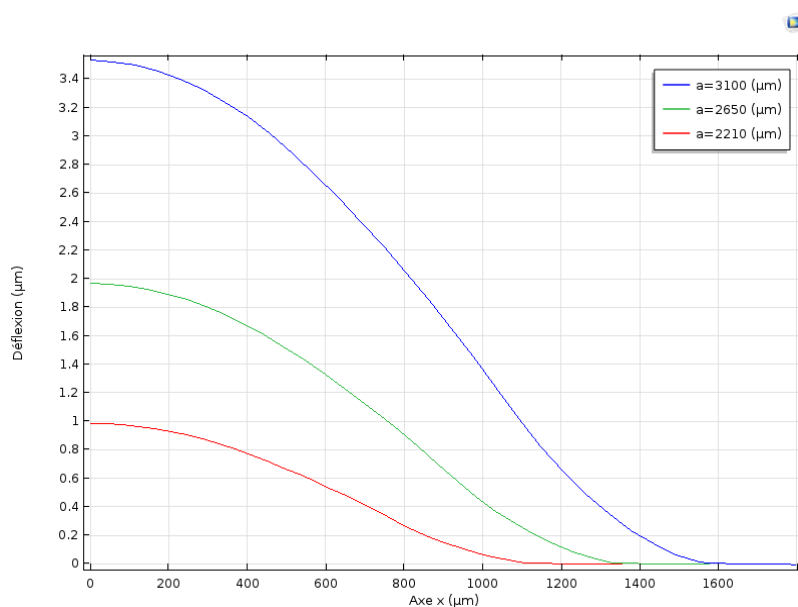


Figure IV.8 : Déflexion maximale de la membrane pour différentes valeurs «  $a$  »

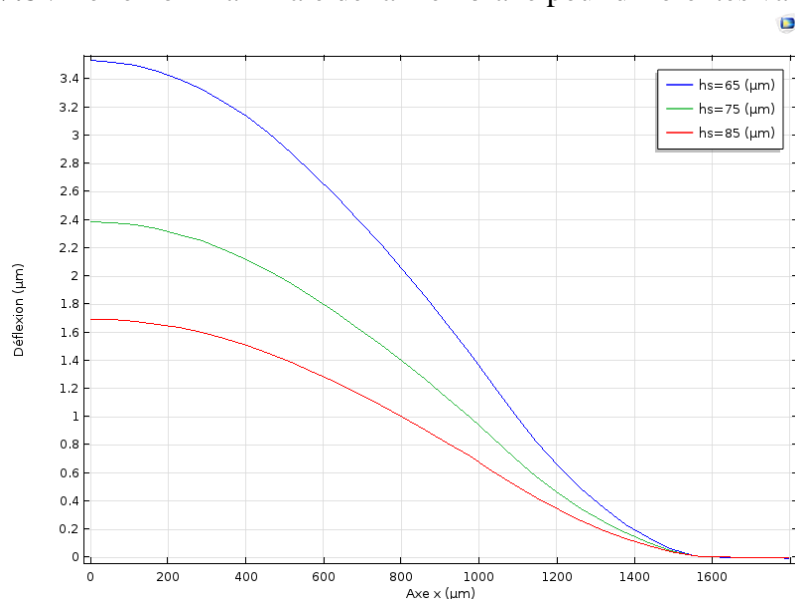


Figure IV.9 : Déflexion de la membrane pour différentes valeurs «  $h_s$  »

### IV.3.1.2. Capacité relative $\Delta C/C_0$ en fonction de la pression

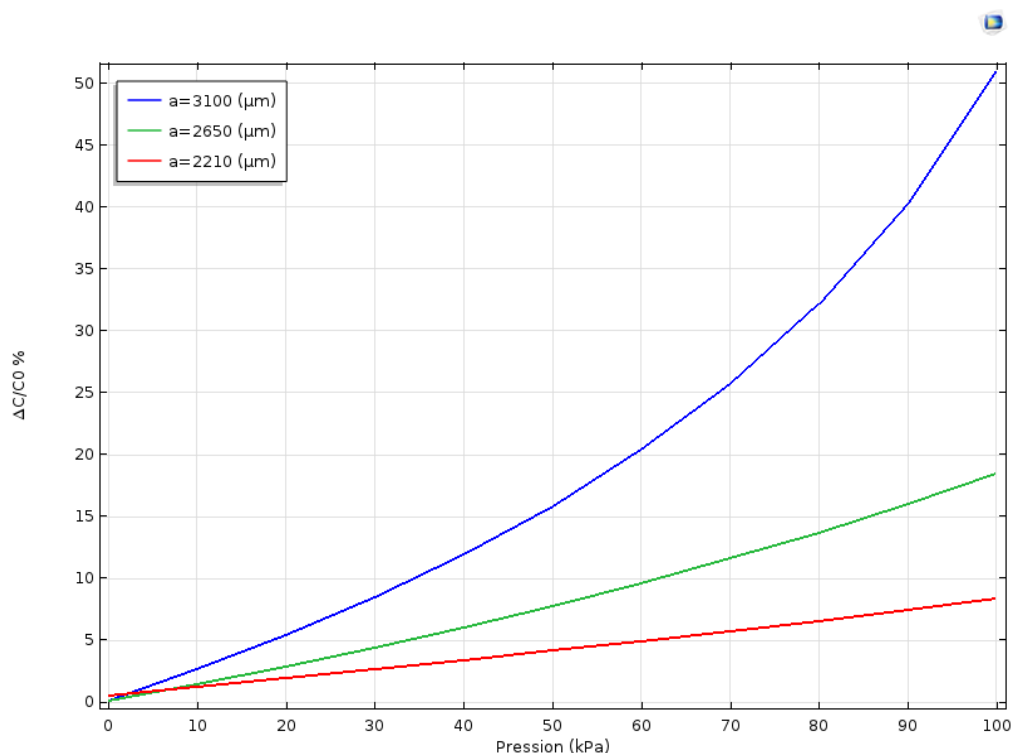
Sous COMSOL, l'expression de la capacité en fonction de la pression appliquée est obtenue à partir de l'équation de l'énergie du champ électrique (Eq.IV.9), cette dernière est utilisée pour déterminer l'évolution de la capacité relative en fonction de la pression à température ambiante et en fonction de la température au repos. Sachant que, l'expression de la capacité relative au repos est donnée par :

$$\Delta C/C_0 = (C(P, 30^\circ\text{C}) - C_0) / C_0 \quad \text{IV.11}$$

où  $C_0$  est la capacité intrinsèque de la cellule sensible. En l'absence d'une pression extérieure, elle est définie par Eq.IV.1.

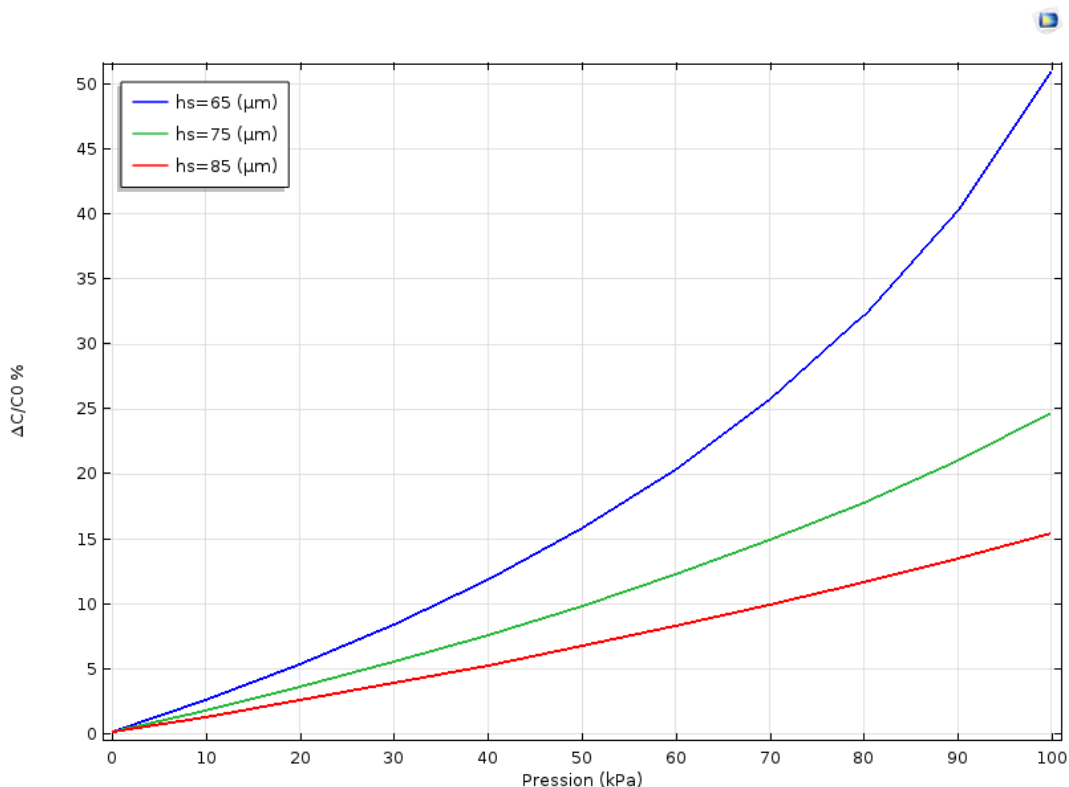
Nous avons analysé le comportement du modèle pour diverses valeurs de «  $a$  » et de «  $hs$  ». La figure IV.10 illustre les variations relatives de la capacité  $\Delta C/C_0$  en fonction de la pression à température ambiante. On voit clairement que ses variations sont proportionnelles à la pression  $P$ , et à longueur «  $a$  ».

On constate une large zone linéaire de fonctionnement pour les petites valeurs de «  $a$  », cependant la pression maximale admissible est réduite.



**Figure IV.10** : Variation relative de la capacité  $\Delta C/C_0$  en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de  $a$ ,  $hs=65 \mu\text{m}$

Il est clair que la réponse capacitive du capteur est très sensible aux variations de l'épaisseur de la membrane. Pour une valeur donnée de la pression exercée,  $\Delta C/C_0$  augmente à mesure que l'épaisseur de la membrane diminue comme illustrée sur la figure IV.11. La sensibilité à la pression la plus élevée est obtenue pour la faible épaisseur de la membrane.



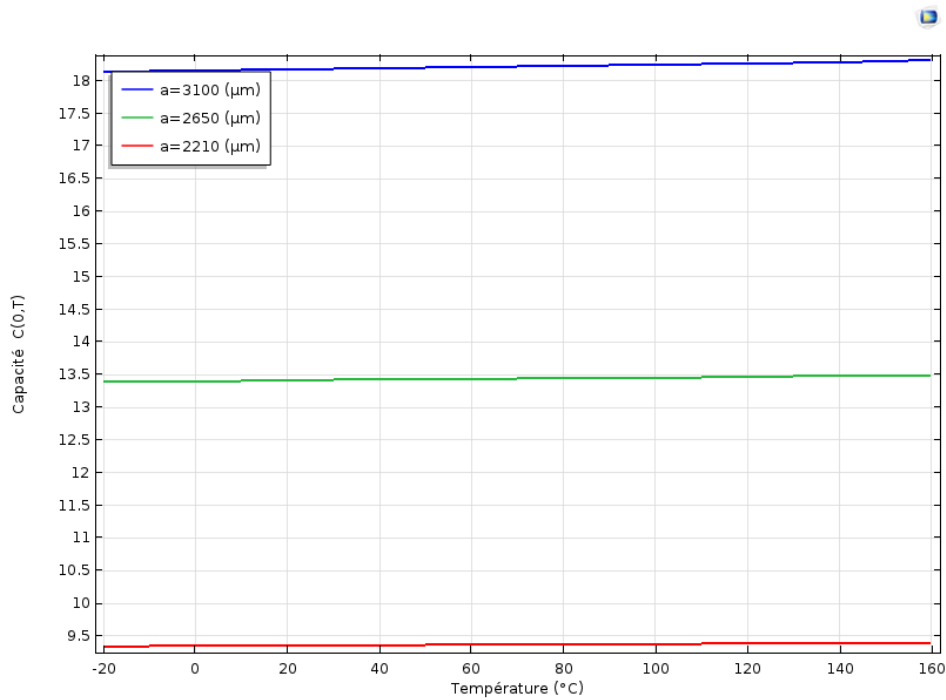
**Figure IV.11** : Variation relative de la capacité  $\Delta C/C_0$  en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de  $hs$ ,  $a=3100 \mu\text{m}$

### IV.3.2. Etude en fonction de la température au repos

Dans cette section, l'étude du comportement thermique du capteur au repos ( $P = 0$ ) a été réalisée, en utilisant le modèle déjà établi sous COMSOL. Nous allons montrer la variation de la capacité au repos pour différentes dimensions de la membrane (longueur «  $a$  » et épaisseur «  $hs$  ») .

#### IV.3.2.1. Capacité en fonction de la température au repos

La figure IV.12 représente l'évolution de la capacité au repos  $C(0, T)$  en fonction de la température pour diverses longueurs «  $a$  » de la membrane. On remarque que  $C(0, T)$  est proportionnelle à «  $a$  ».



**Figure IV.12** : Variation de la capacité en fonction de la température pour différentes valeurs de  $a$ ,  $hs=65 \mu\text{m}$

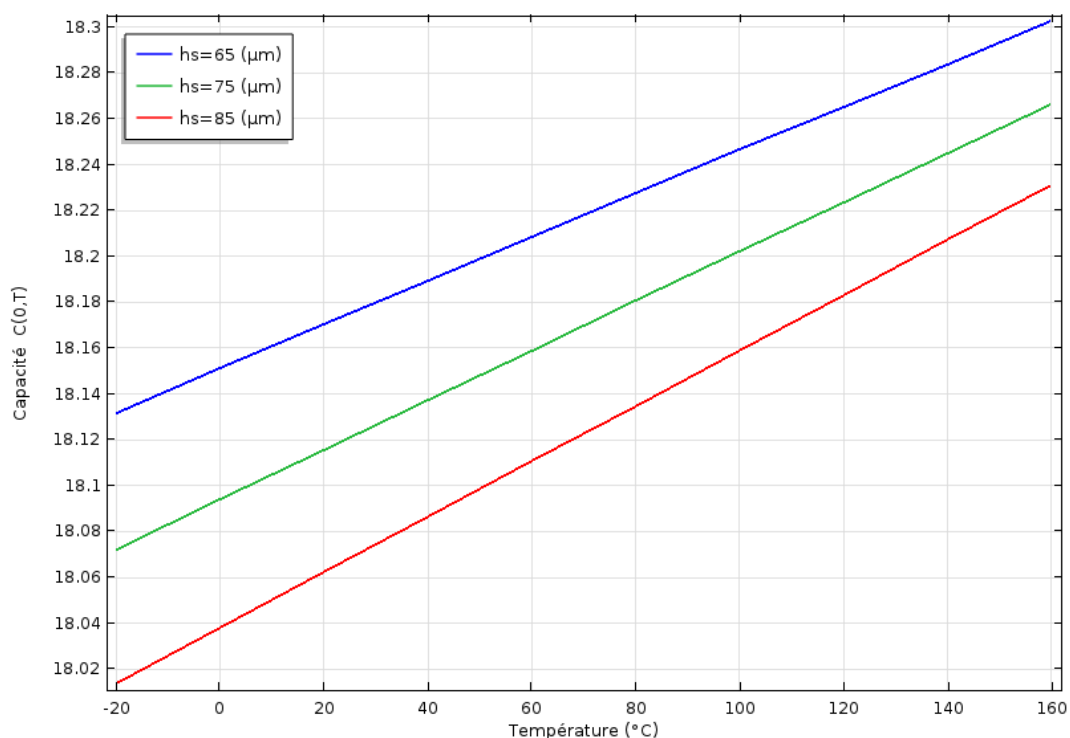
Toutes les valeurs de la sensibilité thermique obtenues sont regroupées dans le tableau IV.2, ces valeurs sont calculées à partir de l'expression de la sensibilité thermique Eq.IV.6

Valeur de « $a$ » [ $\mu\text{m}$ ]	3100	2650	2210
Sensibilité thermique $S_T(T)$ [ppm /°C]	55	28.4	27.14

**Tableau IV.2** : Valeurs de la sensibilité thermique pour différente  $a$

À partir de ces résultats, on peut dire que, pour l'obtention des faibles sensibilités thermiques il faut utiliser une faible surface de l'électrode mobile, donc la plus petite valeur «  $a$  » possible de la membrane.

L'évolution de la capacité en fonction de la température pour diverses épaisseurs de la membrane est illustrée sur la figure IV.13. On constate que la capacité au repos varie légèrement en fonction de la température et qu'elle est inversement proportionnelle à l'épaisseur du diaphragme. Ces résultats montrent donc que, la sensibilité thermique peut être réduite en prenant une assez grande épaisseur «  $hs$  » de la membrane. Bien entendu, on choisira un compromis réalisable qui concorde avec la miniaturisation du dispositif.



**Figure IV.13** : Variation de la capacité en fonction de la température pour différentes valeurs de  $h_s$ ,  $a = 3100 \mu\text{m}$ .

Nous avons regroupé dans le tableau IV.3 les valeurs de la sensibilité thermique pour différentes  $h_s$ , on voit que cette sensibilité est considérablement réduite en augmentant l'épaisseur de la membrane. Ses valeurs sont déterminées à partir de l'équation de la sensibilité thermique Eq. IV.6.

Valeurs de « $h_s$ » [ $\mu\text{m}$ ]	85	75	65
Sensibilité thermique $S_T(T)$ [ppm /°C]	20.45	35.96	55

**Tableau IV.3** : Valeurs de la sensibilité thermique pour différentes  $h_s$

Nous pouvons conclure que, pour concevoir des capteurs de pression capacitifs d'une réponse optimale à la pression, il est nécessaire d'avoir une large surface de la membrane avec une faible épaisseur, cependant ces deux paramètres géométriques sont eux-mêmes limités par le dimensionnement du dispositif, la précision et la reproductibilité de fabrication.

Par ailleurs, la capacité en fonction de la température au repos  $C(0, T)$ , calculée pour diverses valeurs de l'épaisseur du diaphragme augmente légèrement avec la température, et elle observe une réduction lorsque  $a$  diminue. Cependant, cette capacité est réduite par l'augmentation de l'épaisseur de la membrane.

On rappelle que, la capacité en fonction de la pression  $C(P)$  (figure IV.6) pour les faibles valeurs de la pression est linéaire, cela engendre une tension linéaire à la sortie du capteur. Ce qui lui permet d'être candidat pour l'appliquer à la mesure de la pression intraoculaire chez le patient souffrant de la destruction progressive du nerf optique.

## **IV.4.Application à la mesure de la pression intraoculaire**

### **IV.4.1.Introduction**

Pour une variété de maladies comme l'hypertension, l'hydrocéphalie ou le glaucome, de nouveaux concepts de traitements utilisant des plates-formes de surveillance ou de télémédecine à long terme et des microcapteurs de pression implantables deviennent de plus en plus important en raison de leur capacité à recueillir des données à long terme et un fonctionnement entièrement automatisé. Ces maladies nécessitent un suivi strict de la pression. Les capteurs de pression capacitifs intégrés offrent des caractéristiques uniques telles que l'extrême miniaturisation, de l'électronique sur puce et un fonctionnement à faible puissance. De même, ce type de capteur présente une sensibilité élevée à la pression et observe une réponse linéaire dans l'intervalle  $[0.5 \div 5 \text{ kPa}]$ , ce qui lui permet d'être utilisé à la mesure de la pression intraoculaire.

### **IV.4.2.Pression intraoculaire (PIO)**

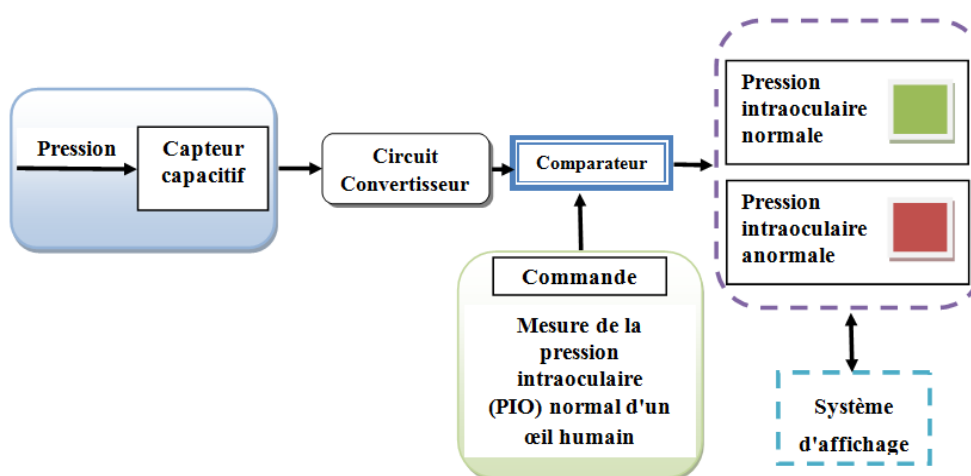
L'élévation de la pression intraoculaire est causée par une diminution de l'écoulement du liquide contenu dans l'œil appelé humeur aqueuse. Une élévation anormale de cette pression ne donne aucun symptôme, c'est ce qui en fait le danger [24]. Seule une mesure systématique peut la dépister. Elle est le principal facteur de risque du glaucome, causant la destruction du nerf optique [25]. Le *PIO* normale d'un œil humain va de 1,6 à 2.7 kPa [26, 27], il est important dans le diagnostic du glaucome. La courbure de la cornée de l'œil change avec la variation de la pression intraoculaire (figure IV.14). Cette dernière peut être mesurée en mesurant la variation de la courbure de la cornée. Comme il va être utilisé pour l'œil humain, le dispositif doit mesurer la pression dans une gamme allant de 0.5 ÷ 5 kPa.



**Figure IV.14** : Écoulement du liquide dans l'intraoculaire (en rouge) [24]

#### IV.4.3. Description du système de mesure de *PIO*

Pour les patients souffrant du glaucome, la pression intraoculaire (*PIO*) doit être surveillée régulièrement. Le schéma synoptique du système de mesure du *PIO* est illustré sur la figure IV.15. Il est constitué de quatre blocs, à savoir le capteur de pression capacitif, le circuit convertisseur capacité/tension, le comparateur et le système d'affichage. Sachant que, la variation de la capacité en fonction de la pression ne peut pas être directement exploitée par une chaîne de mesure ou de contrôle. En effet, cette variation est passive et elle doit être convertie à une autre grandeur active telle qu'une tension ou un courant électrique [22]. Pour cela une interface SCI (Switched Capacitor Interface) doit être utilisée, cette interface génère une tension proportionnelle à la capacité.



**Figure IV.15** : Schéma synoptique de la mesure de *PIO*



La réponse en sortie du circuit convertisseur est comparée à un signal de commande, ce signal est obtenu à partir d'une mesure de la pression intraoculaire normale d'un œil humain. Toute élévation de la pression (*PIO*) pourra être détectée par ce système. Le signal de sortie peut être visualisé à travers un système d'affichage. Ce dernier pourrait indiquer un état d'élévation anormale de cette pression chez le patient par un voyant rouge.

Comme on a mentionné précédemment que le glaucome ne donne aucun symptôme, ce signal lumineux pourrait remplacer le symptôme et le malade devrait ensuite se rendre chez le médecin spécialiste.

Le système de mesure de la pression intraoculaire proposé est représenté par le schéma bloc de la figure IV.15. La tension de référence correspond à la pression intraoculaire maximale. La pression mesurée par notre capteur, traitée par le convertisseur est comparée à la tension de consigne qui délivre un signal d'erreur dans le cas d'anomalie avertissant ainsi le patient de la présence d'un problème, l'incitant ainsi à consulter rapidement un médecin.

Ainsi ce système simple permet de prévenir le patient atteint du glaucome de toute élévation anormale de *PIO*, en remplaçant le symptôme de ce dernier par le déclenchement d'un bip sonore.

## IV.5. Conclusion

Dans ce chapitre, les performances d'un capteur de pression capacitif de forme carrée ont été étudiées. Un modèle de simulation sous environnement COMSOL Multiphysics est utilisé. Notre analyse, tient en compte de l'impact des dimensions de la membrane. Les résultats de simulation ont montrés que le capteur étudié donne une réponse quasi linéaire pour les valeurs de pression se trouvant dans l'intervalle  $[0 \div 60 \text{ kPa}]$ . Ils montrent également que, pour une réponse optimale en pression des capteurs capacitifs, la surface de la membrane doit être grande, par contre son épaisseur doit être faible.

Par ailleurs, les résultats confirment aussi que, pour l'obtention de faibles sensibilités thermiques il faut utiliser une faible surface de l'électrode mobile, donc la plus petite valeur de « *a* » possible du diaphragme. De même, cette sensibilité peut être également réduite en augmentant son épaisseur.

Enfin, étant donné que la réponse capacitive est linéaire dans la gamme de pression contenant le *PIO*, ce capteur pourra être proposé à la réalisation d'un système de mesure de la pression intraoculaire, ceci afin de prévenir le patient atteint du glaucome de toute élévation de cette pression.

---

## References bibliographiques

- [1] X. Chauffleur, "Modélisation par la méthode des éléments finis du comportement thermomécanique de capteurs de pression capacitif et piézo-resistif en silicium," Thèse de doctorat, Université de Toulouse, 1998.
- [2] F. Kerrour, "Etude et modelisation de capteurs de pression piezo-resistifs et capacitifs au silicium," Thèse de doctorat, Université de Constantine, 2008.
- [3] M. Souilah et al., "Fabrication process for PCBMEMS capacitive pressure sensors using the cu layer to define the gap," *IEEE sensors journal*, vol.16, pp. 1151-1157, 2016.
- [4] M. H. Chen et al., "Design and characterization of an air-coupled capacitive ultrasonic sensor fabricated in a CMOS process," *Journal of Micromechanics and Micro engineering*, vol.18, pp. 6, 2008.
- [5] M. Albahri, "Influence de la température sur le comportement statique et dynamique des capteurs de pression capacitifs au silicium," Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 2005.
- [6] F. kerrou et al., "A new numerical approach for modeling of silicon piezo-resistive sensors," *Sciences & Technologie B*, vol.26, pp. 7-12, 2007.
- [7] K. Li et al., "Design, modeling and analysis of highly reliable capacitive micro accelerometer based on circular stepped-plate and small-area touch mode," *Microelectronics Reliability*, vol.52, pp. 1373-1381, 2012.
- [8] J. J. Neumann et al., "Comparison of piezo-resistive and capacitive ultrasonic transducers," *Proceedings of the Smart structures and materials Conference, SPIE 5391*, 2004.
- [9] A. Chavan et al., "A batch-processed vacuum-sealed capacitive pressure sensor. *Proceedings of the 9th International Conference on Solid-State Sensors and Actuators*, pp. 1449-1452, 1997.
- [10] A. Beddiaf et al., "Thermo mechanical modeling of piezo-resistive pressure sensor," *International Review on Modeling and Simulations*, vol.7, pp. 517-522, 2014.
- [11] K. Takahata et al., "A micro machined capacitive pressure sensor using a cavity-less structure with Bulk-Metal/Elastomer layers and its wireless telemetry application," *Sensors*, vol.8, pp. 2317-2330, 2008.
- [12] S. L. Heung et al., "Robust designed capacitive gas pressure sensor for harsh environment," *Sensors Conference*, pp. 770-773, 2009.

- [13] M. Shahiri et al., "A. design and simulation of high sensitive capacitive pressure sensor with slotted diaphragm," *International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 484-489, 2012.
- [14] T. Pedersen et al., "Highly sensitive micro machined capacitive pressure sensor with reduced hysteresis and low parasitic capacitance. *Sensors and Actuator A: Physical*, vol.154, pp. 35-41, 2009.
- [15] A. Beddiaf et al., "Performance optimization of a capacitive pressure sensor," *Key Engineering Materials*, vol 644, pp.101-105, 2015.
- [16] Y. Zhang et al., "A high sensitivity ultra- thin MEMS capacitive pressure sensor," *International Conference on Solid-State Sensors*, pp.112-115, 2011.
- [17] G. Blasquez et al., "Intrinsic thermal behavior of capacitive pressure sensors: mechanisms and minimization. *Sensors and Actuators*, vol.85, pp. 65-69, 2000.
- [18] A. Beddiaf et al., "Thermal drift characteristics of capacitive pressure sensors," *Journal of Engineering Science & Technology (JESTEC)*, vol.11, pp. , 2016.
- [19] C. Douziech, "Comportement thermique des capteurs de pression capacitifs au silicium," Thèse doctorat, Université de Toulouse, 2001.
- [20] A. Ettouhami et al., "A novel capacitive pressure structure with high sensitivity and quasi linear response," *Comptes rendus mécanique*, vol.332, pp. 141-146, 2004.
- [21] D. C. Catling, "High sensitivity capacitive sensors for measuring medium-vacuum gas pressure. *Sensors and actuator A*, vol.64, pp. 157-164, 1998.
- [22] Y. M. A. Latha et al., "Design and simulative analysis of a battery less teflon coated capacitive pressure sensor for glaucoma diagnosis," 19 th International Symposium on VLSI design and Test (VDAT), Doi: 10.1109/ISVDAT.2015.7208118, 2015.
- [23] Introduction to COMSOL Multiphysics,  
Online: <http://www.comsol.com/products/tutorials/introduction>, December 2013.
- [24] T. H. Khiem. "Surface micromachined pressure sensors for medical applications," *Sensor conferences*, pp. 618-623, 2011.
- [25] A. V. Juliet et al. "Design and analysis of noninvasive intraocular pressure sensor," *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*, vol.10, pp. 4292- 4295, 2015.
- [26] Glaucoma research society of Canada, Online: <http://www.glaucomaresearch.ca>.
- [27] M. Yamada, "A switched-capacitor interface for capacitive pressure sensors," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol.41, pp. 81-86, 1992.

# **Conclusion générale**

## Conclusion générale

Ce travail de thèse a été consacré à la modélisation et la simulation thermomécanique des capteurs de pression au silicium.

Nous avons porté notre attention sur la contribution à l'amélioration des performances des capteurs de pression, en proposant des modèles qui permettent de prédire le comportement mécanique et thermique de ces dispositifs et minimisant l'effet de la température par l'optimisation de leurs paramètres géométriques.

Dans un premier lieu, nous nous sommes attachés à présenter une étude bibliographique sur l'état de l'art des capteurs de pression piézoresistifs et capacitifs.

En second lieu, l'étude des principaux fondements théoriques nécessaires à la compréhension de leur principe de fonctionnement ainsi que leurs principales caractéristiques a été établie. Ensuite, un modèle des éléments finis sous COMSOL Multiphysics consiste à étudier le comportement thermomécanique du capteur de pression piézoresistif à membrane de forme carrée. Ce modèle a permis d'étudier la contrainte maximale exercée sur les bords de la membrane et la déflexion maximale au centre en fonction de la pression et de la température au repos. L'effet du dopage et de la température ainsi que l'influence de la configuration des jauges sur la tension de sortie du capteur ont été également étudiés.

Dans le but de réduire les dérives thermiques de l'autoéchauffement, une modélisation du chauffage par effet Joule dans les capteurs de pression piézoresistifs à membrane carrée a été proposée. A cet effet, un modèle numérique pour la résolution de l'équation de transfert de chaleur en coordonnées cartésiennes et en régime variable, utilisant la méthode des différences finies (*FDM*) a été établie.

Le modèle établi donne l'occasion d'étudier l'augmentation de la température causée par l'autoéchauffement sur les caractéristiques de ces capteurs. Nous avons analysé l'influence de leurs paramètres géométriques pour optimiser leurs performances.

Les résultats obtenus montrent que la variation de la température est une fonction croissante de la tension appliquée. Les résultats ont confirmé aussi que la faible tension de polarisation devrait être appliquée pour réduire l'effet de Joule.

En outre, le chauffage par effet Joule est inversement proportionnel à la longueur de l'élément piézorésistif et qu'il est une fonction croissante de la surface de la section transversale de la résistance diffusée. Ainsi, un capteur avec un effet Joule faible, est obtenu pour une longueur de la piézorésistance élevée qui est souvent un inconvénient.

La diminution du chauffage interne nécessite une augmentation de l'épaisseur de la membrane. Mais cela affecte grandement la sensibilité à la pression du dispositif.

L'élévation de la température créée par le chauffage électrique dans les capteurs est une fonction décroissante à la longueur de la membrane. Conséquence, pour minimiser cet effet, il est nécessaire d'avoir une grande longueur de côté. Cette solution est facile à mettre en œuvre et ne modifie pas la sensibilité à la pression. Cependant, elle donne de gros défauts de taille, ce qui est un inconvénient.

D'autre part, pour mettre en évidence l'effet de la durée de fonctionnement du dispositif, nous avons établi l'évolution de la température en fonction du temps  $t$ . Les résultats obtenus ont montré que l'auto échauffement est réduit sensiblement pendant un court temps de fonctionnement. En outre, la température prend une valeur d'état stationnaire au-delà de 100 min et devient indépendante du temps.

Par conséquent, pour connaître l'influence de la tension d'alimentation sur le coefficient de piézorésistivité et la sensibilité à la pression, plusieurs dimensions géométriques de la structure ont été variées ceci pour divers moments de fonctionnement du capteur. Les résultats obtenus ont montré que ces deux paramètres à savoir le coefficient  $\pi_{44}$  et la sensibilité sont une fonction décroissante avec l'augmentation de la tension d'alimentation.

La dernière partie de ce travail de thèse a été consacrée à l'optimisation des performances d'un capteur de pression capacitif de forme carrée. Un modèle de simulation développé sous l'environnement COMSOL Multiphysics, ce modèle, tient en compte de l'impact des dimensions de la membrane.

Les résultats de simulation montrent que le capteur étudié a une réponse quasi linéaire pour une gamme de pression allant de [0 ÷ 60 kPa]. Les résultats obtenus montrent aussi que, pour une réponse optimale en pression, la surface de la membrane doit être grande, par contre son épaisseur doit être faible.

Par ailleurs, les résultats confirment également que, la sensibilité thermique observe une réduction à mesure que la surface de la membrane est petite. Par contre, cette sensibilité peut être aussi réduite en augmentant son épaisseur.

En effet, ces deux paramètres géométriques sont eux-mêmes limités par le dimensionnement du dispositif, la précision et la reproductibilité de fabrication.

Les résultats obtenus peuvent ainsi contribuer à l'optimisation des performances du capteur et peuvent également fournir au concepteur plusieurs critères de choix.

Enfin, nous avons proposé une utilisation du capteur de pression capacitif pour la mesure de la pression intraoculaire. Il doit être associé à trois autres blocs à savoir le circuit convertisseur, le comparateur et le bloc d'affichage formant ainsi un système de mesure de *PIO*, qui permet de prévenir le patient du glaucome qui pourrait provoquer la mort des nerfs optiques.

Comme perspectives, il serait important, pour compléter cette étude, d'effectuer une analyse thermique du capteur de pression piézo-résistif entier en utilisant un logiciel puissant comme COMSOL Multiphysics pour estimer la distribution et l'élévation de la température, non seulement dans l'élément piézo-résistif et la membrane, mais aussi dans la zone restante de la puce tout en considérant que le silicium est un matériau anisotrope.



# Résumé

# **Étude, simulation et modélisation thermomécanique de capteur de pression au silicium**

## **Résumé :**

Le domaine de l'instrumentation des capteurs de pression à détection piézorésistive ou capacitive est en constante évolution. Actuellement, ces capteurs constituent le plus gros segment du marché des dispositifs MEMS. Ils se retrouvent dans de nombreux domaines comme étant le premier élément de la chaîne de mesure.

Le but principal de cette thèse consiste à étudier et à modéliser le comportement thermomécanique de ces capteurs. Nous avons débuté notre travail par une étude bibliographique sur l'état de l'art de ces dispositifs, en donnant quelques concepts sur les propriétés mécaniques et physiques du matériau utilisé dans la réalisation de ces capteurs. Ensuite on a étudié la déflexion au centre de la membrane et la contrainte normale agissant sur ses bords en fonction de la pression et de la température au repos. Par ailleurs, l'effet du dopage et de la température sur la tension de sortie du capteur ainsi que l'influence de la configuration des jauges ont été également étudiés.

Etant donné que, l'augmentation de la température provoque des dérives considérables dans la tension de sortie, qui sont dues non seulement aux processus de fabrication mais également au chauffage par effet Joule, cela nous a incité à consacrer par la suite toute une étude sur les dérives thermiques générées par cet effet dans les capteurs de pression piézo-résistifs. Nous avons décrit l'influence de la tension d'alimentation, de la durée de fonctionnement et de leurs paramètres géométriques sur leurs caractéristiques de sortie.

Les résultats obtenus ont confirmé que la faible tension de polarisation devrait être appliquée pour réduire l'effet Joule. En outre, le chauffage interne est inversement proportionnel aux dimensions de la membrane et à la longueur de l'élément piézorésistif. D'autre part, les résultats ont montré que l'auto-échauffement est sensiblement réduit pendant un court temps de fonctionnement du dispositif et la température prend une valeur d'état stationnaire au-delà de 100 min et devient indépendante du temps.

Afin d'évaluer la fiabilité du capteur, nous avons couplé l'expression qui on a obtenue avec celle du KANDA pour évaluer le coefficient de piézorésistivité  $\pi_{44}$  et la sensibilité en fonction de la tension de polarisation et de la durée de fonctionnement du dispositif. Les résultats ont également montré que  $\pi_{44}$  et la sensibilité à la pression sont inversement proportionnelles à la tension d'alimentation et à la durée de fonctionnement, et sont proportionnelles à la longueur de la membrane et à celle de la jauge. Enfin, dans la dernière partie de cette thèse, une étude est consacrée à l'optimisation des performances des capteurs de pression capacitifs.

**Mots clés :** Capteur de pression, Piézo-résistif, Capacitif, Dérives thermiques, Modélisation, Optimisation, Pression intraoculaire.

**Abstract:**

The field of instrumentation of pressure sensors with piezoresistive or capacitive detection is constantly evolving. Currently, these sensors are the largest segment of the MEMS market. They are found in many areas as the first element of the measurement chain.

The main goal of thesis in hand is to study and model the thermo mechanical behavior of these sensors. We have begun our work with a bibliographic study on the state of the art of these devices, giving some concepts on the mechanical and physical properties of the material used in the realization of these sensors. Then, we have studied the deflection at the center of the membrane and the normal stress acting on its edges as a function of pressure and temperature at rest. In addition, the effect of doping and temperature on the output voltage of the sensor and the influence of the configuration of the gauges were also studied.

Given that the increase in temperature causes considerable drifts in the output voltage, which are due not only to the manufacturing process but also to Joule heating, this prompted us to devote a whole study to the thermal drifts generated by this effect in the piezoresistive pressure sensors. We have described the influence of the supply voltage, the operating time and its geometric parameters on its output characteristics.

The obtained results confirmed that the low polarization voltage should be applied to dimensions of the membrane and to the length of the piezoresistive element. On the other hand, the results showed that the self-heating is substantially reduced during a short operating time of the device and the temperature assumes a steady state value beyond 100 min and becomes independent of time.

In order to evaluate the reliability of the sensor, we have coupled the obtained expression with that of the **KANDA** to evaluate the piezoresistivity coefficient  $\pi_{44}$  and the sensitivity as a function of the bias voltage and the time operation of the device. The results showed that  $\pi_{44}$  and the sensitivity to pressure are inversely proportional to the supply voltage and the operating time, they are proportional to the length of the diaphragm. Finally, in the last part of this thesis, a study is devoted to optimizing the performance of capacitive pressure sensors.

**Keywords:** Sensor, Pressure, Piezoresistive, Capacitive, Thermal drifts, Modeling, Optimization.

## المخلص :

ان مجال استعمال أجهزة الاستشعار الكهروضغطية أو السعوية هو في تطور مستمر، حاليا هذه الأجهزة هي الأكثر رواجاً في سوق MEMES. تتواجد هذه الأخيرة في العديد من التطبيقات على أساس أنها العنصر الأول في سلسلة القياس. ان الهدف الرئيسي لهذه الاطروحة هو دراسة ونمذجة السلوك الميكانيكو حراري لهذه الأجهزة. لقد بدأنا هذا العمل بمعاينة بعض الاعمال السابقة بعدها خصصنا جزءاً لمحاكاة السلوك الميكانيكي للغشاء والجهاز ككل خالصين الى حساسية الجهاز للضغط وهذا بعد تطرقنا لبعض المفاهيم الميكانيكية والفيزيائية لمادة السيلكون المستعمل في صناعة الاغشية. بعدها قمنا بدراسة الاجهادات الحرارية الناجمة عن مفعول جول في أجهزة الاستشعار الكهروضغطية، ومدى تأثير مدة التشغيل والتوتر المطبق على المقاومة في خصائص مخرجه. النتائج أكدت انه لتخفيض مفعول جول لابد من تطبيق توتر منخفض. علاوة على ذلك التسخين الذاتي يتناسب عكسياً مع ابعاد الشريحة وطول المقاومة. من ناحية أخرى أظهرت النتائج ان التسخين الذاتي ينقص بنقصان مدة التشغيل وتصبح درجة الحرارة غير متعلقة بزمن التشغيل ابتداءً من 100 دقيقة من اشتعال الجهاز. النتائج المتحصل عليها اثبتت أيضاً ان معامل الكهروضغطية  $\pi_{44}$  وحساسية الجهاز للضغط تتناسب عكساً مع التوتر المطبق ويتناسب طردياً مع ابعاد الغشاء وطول المقاومة. في الجزء الأخير من هذه الاطروحة كررنا قسماً تناولنا فيه كيفية تحسين أداء جهاز الاستشعار السعوي مع تجسيد ذلك في أحد تطبيقاته.

**الكلمات المفتاحية:** الاستشعار الضغط الكهروضغطية و السعوية ، الاجهادات الحرارية، النمذجة.