

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



UNIVERSITE CONSTANTINE 1
FACULTE DES SCIENCES DE LA TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE



LABORATOIRE DE MODELISATION DES DISPOSITIFS A
ENERGIE RENOUVELABLE ET NANOMETRIQUE



MEMOIRE

Présenté Pour L'obtention Du Diplôme De Magister En Electronique
Option: matériaux et systèmes micro et nanoélectronique

Par :Kemouche Salah

THEME

*Simulation Thermomécanique de Capteurs de Pression
au silicium Pour des Applications Biomédicales*

Devant le jury :

Pr.	Benabbas-Marir	Présidente	Université Constantine 1
M.C	Kerrour Fouad	Rapporteur	Université Constantine 1
Pr.	Boukezzata Messaoud	Examineur	Université Constantine 1
Pr.	TeliaAzeddine	Examineur	Université Constantine 1

Soutenue le 30/01 /2014

Remerciement

Je remercie ALLAH le Tout-puissant de m'avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme ce présent travail.

Ce travail a été effectué au sein du Laboratoire MODERNA (Modélisation des Dispositifs à Energie Renouvelable et Nanométrie), du département d'électronique, faculté des sciences de la technologie l'Université de Constantine 1.

A ce titre, je souhaiterais remercier le professeur MARIR-BENABBAS. M, directeur de laboratoire pour m'y avoir accueilli et m'avoir permis de travailler dans les conditions les plus favorable.

Je remercie vivement madame MARIR-BENABBAS. M, Professeur à l'université de Constantine 1 pour l'honneur qu'il me fait en accepteur d'être présidente de jury.

Je remercie sincèrement monsieur Kerrour Fouad Maître de conférences au département d'électronique, Université de Constantine 1, qui a suivi avec excellence mes travaux. Pour ses fructueuses remarques, ses encouragements et sa passion pour la recherche .Qu'il trouve ici le témoignage de ma profonde gratitude.

Je remercie sincèrement monsieur Mesaoud Boukazzata, Professeur de à l'université de Constantine 1 d'avoir accepter de faire partie du Jury.

Je remercie monsieur Télia Azeddine, Professeur à l'université de Constantine d'avoir accepter de faire partie du Jury.

Enfin, j'adresse mes vives reconnaissances à tous les membres de LABO MODERNA, sans oublier les étudiants de Magister qui m'ont accompagné durant l'année préparatoire.

Kemouche salah

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	<i>Valeurs des coefficients de piézorésistivité du Silicium mesurés à température ambiante par SMITH sur des barreaux massifs peu dopés de Silicium.....</i>	25
Tableau 1.2	<i>Expressions développées des coefficients de piézorésistivité des cristaux à symétrie cubique, calculées dans un certain nombre de plans et pour des directions cristallographiques particulières.....</i>	26
Tableau 2.1	<i>Valeurs moyennes des paramètres géométriques des capteurs étudiés...</i>	35
Tableau 2.2	<i>Principales caractéristiques des matériaux utilisés pour fabriquer les capteurs.....</i>	35
Tableau 2.3	<i>Sensibilité à la pression appliquée $S_p(P)$.....</i>	45
Tableau 2.4	<i>Valeurs théoriques, expérimentales et de simulation de la capacité au repos</i>	47
Tableau 2.5	<i>Sensibilité à la pression appliquée $S_p(p)$ pour plusieurs formes d'encastrement.....</i>	56

SOMMAIRE

SOMMAIRE.....	01
LISTE DES TABLEAUX.....	03
LISTE DES FIGURES.....	04
NOMENCLATURE	07
INTRODUCTION GENERALE	10
CHAPITRE 1	
GENERALITE SUR LE CAPTEUR DE PRESSION AU SILICIUM	
1.1 Introduction.....	14
1.2 Description d'un capteur de pression.....	14
1.3 Etapes de réalisation des capteurs de pression.....	15
1.4 Capteur de pression capacitif.....	17
1.4.1 Principe de fonctionnement.....	17
1.4.2 Modélisation de la réponse capacitive en fonction de la pression.....	18
1.4.3 Comportement thermique.....	21
1.4 Capteur de pression piezoresistif.....	21
1.4.1 Structure d'un capteur de pression piézorésistif.....	21
1.4.2 Théorie de la piezoresistivite.....	22
1.4.3 Influence du dopage et de la température sur le coefficient de piézorésistivité.....	27
1.4.4 La répartition des contraintes.....	28
1.4.5 Disposition des jauges sur la membrane.....	29
1.5 Conclusion.....	30
CHAPITRE 2	
SIMULATION CAPTEUR DE PRESSION CAPACITIF	
2.1 Introduction.....	32
2.2 présentation de l'outil de simulation COMSOL MULTIPHYSICS.....	32
2.3 Procédure de simulation	34
2.4 Résultat	44
2.4.1 Validation du modèle	44
2.5 Modalisation d'un capteur de pression capacitif au silicium.....	49
2.5.1 Etude au repos ($P=0$) en fonction de la température.....	49

2.5.2	Etude en fonction de la pression à température ambiante $t=25^{\circ}\text{c}$	55
2.6	Conclusion.....	62
CHAPITRE 3		
SIMULATION D'UN CAPTEUR DE PRESSION PIEZORESISTIF		63
3.1	Introduction.....	64
3.2	Théorique.....	64
3.3	Simulation COMSOL du capteur de pression piézorésistif.....	66
3.4	Résultat	74
A-	Eude de l'élément sensible « la membrane »	74
B-	Disposition des jauges sur la membrane.....	76
C-	Réponse du capteur.....	78
3.5	Conclusion.....	80
CHAPITRE 4		
APPLICATION BIOMEDICALE : PREVENTION D'ANOMALIE DANS LE PIED DIABETIQUE		81
4.1	Introduction.....	82
4.2	Système de mesure de la pression plantaire	82
4.3	simulation et résultat	85
4.5	Conclusion.....	87
CONCLUSION GENERALE.....		88
BIBLIOGRAPHIE.....		90

LISTE DES FIGURES

<u>Figure 1.1</u>	<i>Schéma synoptique d'un capteur de pression</i>	14
<u>Figure 1.2</u>	<i>Schéma synoptique des processus de réalisation des cellules sensibles capacitives</i>	16
<u>Figure 1.3</u>	<i>Schéma de principe de la structure d'un capteur de pression capacitif</i>	17
<u>Figure 1.4</u>	<i>Capteur capacitif en fonctionnement ($P > P_0$)</i>	19
<u>Figure 1.5</u>	<i>structure d'un capteur de pression piézorésistif à membrane</i>	21
<u>Figure 1.6</u>	<i>Schéma de principe d'un capteur de pression piézorésistif</i>	22
<u>Figure 1.7</u>	<i>Résistance R de forme parallélépipédique</i>	22
<u>Figure 1.8</u>	<i>Illustration des changements géométriques d'une résistance parallélépipédique après application de contrainte quelconque</i>	23
<u>Figure 1.9</u>	<i>Schéma du principe de mesure des coefficients piézorésistifs. (a) et (c) sont des cas longitudinaux. (b) et (d) sont des cas transversaux</i>	24
<u>Figure 1.10</u>	<i>Coefficients piézorésistifs longitudinaux et transversaux pour différentes orientations cristallines sur un substrat (100) de silicium dopé p. π_{\perp} est positif π_{\parallel} est négatif pour φ balayé entre 0 et 180</i>	26
<u>Figure 1.11</u>	<i>Courbes de variation, paramétrées en température, du facteur de piézorésistance du silicium de type P</i>	27
<u>Figure 1.12</u>	<i>Courbes de variations de coefficients de piézorésistance π_{44} en fonction de la température et du dopage</i>	28
<u>Figure 1.13</u>	<i>Représentation des jauges sur la membrane d'un capteur de pression Piézorésistif</i>	29
<u>Figure 2.1</u>	<i>Modélisation multi-physique</i>	33
<u>Figure 2.2</u>	<i>Vue en coupe des structures capacitives étudiée avec leurs principaux paramètres géométriques</i>	34
<u>Figure 2.3</u>	<i>Fenêtre du Navigateur de modèles</i>	37
<u>Figure 2.4</u>	<i>Saisie les paramètres 1- Constantes 2- expressions</i>	38
<u>Figure 2.5</u>	<i>Dessin de la géométrie</i>	38
<u>Figure 2.5-a</u>	<i>La fonction de symétrie</i>	39
<u>Figure 2.6</u>	<i>Matériau élastique linéaire</i>	39
<u>Figure 2.7</u>	<i>dilatation thermique</i>	39
<u>Figure 2.8</u>	<i>chargement sur frontière</i>	40
<u>Figure 2.9</u>	<i>Mise en tension de la structure</i>	40
<u>Figure 2.10</u>	<i>Déplacement imposé du maillage</i>	41
<u>Figure 2.11</u>	<i>Déplacement imposé</i>	41
<u>Figure 2.12</u>	<i>maillage de la structure</i>	42
<u>Figure 2.13</u>	<i>Etapas de la résolution du problème</i>	43
<u>Figure 2.14</u>	<i>Affichage des résultats</i>	43
<u>Figure 2.15</u>	<i>Déflexion $w(r)$ en fonction de la position radiale r pour une membrane de forme circulaire</i>	44
<u>Figure 2.16</u>	<i>Déformation w_0 en fonction de la pression appliquée</i>	45
<u>Figure 2.17</u>	<i>Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée dans le cas</i>	

	<i>d'une membrane de forme circulaire.....</i>	46
<u>Figure 2.18</u>	<i>Sensibilité en fonction de la pression appliquée.....</i>	46
<u>Figure 2.19</u>	<i>Influence de la température sur la capacité au repos dans le cas d'une membrane de forme circulaire.</i>	47
<u>Figure 2.20</u>	<i>Influence de la température sur les variations relatives de la capacité de capteur caractérisé</i>	48
<u>Figure 2.21</u>	<i>coefficient thermique de la capacité au repos</i>	49
<u>Figure 2.22</u>	<i>Influence de la température sur la capacité au repos pour plusieurs formes d'encastremets.....</i>	50
<u>Figure 2.23</u>	<i>coefficient thermique de la capacité au repos pour plusieurs formes d'encastremets.....</i>	50
<u>Figure 2.24</u>	<i>Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».....</i>	51
<u>Figure 2.25</u>	<i>sensibilité à la température $T_C[C(0.T)]$ pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».....</i>	52
<u>Figure 2.26</u>	<i>Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d ».....</i>	52
<u>Figure 2.27</u>	<i>sensibilité à la température $T_C[C(0.T)]$ pour différentes valeurs l'épaisseur du diélectrique « d ».....</i>	53
<u>Figure 2.28</u>	<i>Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire.....</i>	53
<u>Figure 2.29</u>	<i>sensibilité à la température $T_C[C(0.T)]$ pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire.....</i>	54
<u>Figure 2.30</u>	<i>sensibilité à la température $T_C[C(0.T)]$ pour différentes valeurs de langue de l'encastrement (L_{enc}).....</i>	55
<u>Figure 2.31</u>	<i>différentes formes de structure de capteur de pression capacitif.....</i>	56
<u>Figure 2.32</u>	<i>Variation de la capacité $C(P)$ en fonction de la pression appliquée P pour plusieurs formes d'encastremets.....</i>	57
<u>Figure 2.33</u>	<i>Variation de la sensibilité à la pression $S_p(p)$ en fonction de la pression appliquée P pour plusieurs formes d'encastremets.....</i>	57
<u>Figure 2.34</u>	<i>Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».....</i>	58
<u>Figure 2.35</u>	<i>Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».....</i>	59
<u>Figure 2.36</u>	<i>Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d ».....</i>	59

<u>Figure 2.37</u>	<i>Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d »</i>	60
<u>Figure 2.38</u>	<i>Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire</i>	60
<u>Figure 2.39</u>	<i>Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire</i>	61
<u>Figure 3.1</u>	<i>Vue de dessus de la membrane capteur de pression piézorésistif carré</i>	65
<u>Figure 3.2</u>	<i>géométrie de la membrane dans l'espace</i>	67
<u>Figure 3.3</u>	<i>Fenêtre du navigateur de modèles</i>	68
<u>Figure 3.4</u>	<i>Saisie les paramètres 1- Constantes 2- expressions</i>	69
<u>Figure 3.5</u>	<i>Dessin de la géométrie</i>	69
<u>Figure 3.6</u>	<i>Repère ayant subi une rotation</i>	70
<u>Figure 3.7</u>	<i>Matériau élastique linéaire</i>	70
<u>Figure 3.8</u>	<i>couche mince piézorésistif</i>	71
<u>Figure 3.9</u>	<i>Matrice de couplage piézo-resistif</i>	71
<u>Figure 3.10</u>	<i>couche mince conductrice</i>	72
<u>Figure 3.11</u>	<i>chargement sur frontière</i>	72
<u>Figure 3.12</u>	<i>Mise en tension de la structure</i>	73
<u>Figure 3.13</u>	<i>Le maillage</i>	73
<u>Figure 3.14</u>	<i>déformation $w(x, y)$ de la membrane à une pression de 100 [kPa]</i>	74
<u>Figure 3.15</u>	<i>variation de déformation aux centre $w(0, 0)$ en fonction de la pression</i> ...	74
<u>Figure 3.16-a</u>	<i>Contraintes normal σ_{xx} pour une pression appliquée $P=100$ [kPa]</i>	75
<u>Figure 3.16-b</u>	<i>contraintes cisaillement σ_{yy} pour une pression appliquée $P=100$ [kPa]</i> ...	75
<u>Figure 3.17</u>	<i>variation du Contrainte maximal σ_{max} à un point au centre du bord en fonction de la pression</i>	76
<u>Figure 3.18</u>	<i>contraintes normales σ_{xx} n en fonction de la position l'axe des x pour différent Pression</i>	77
<u>Figure 3.19</u>	<i>La distribution de courant et la tension dans la jauge</i>	78
<u>Figure 3.20</u>	<i>variation du la tension de sortie en fonction de la pression à $T=25^{\circ}\text{C}$</i>	79
<u>Figure 3.21</u>	<i>variation du la tension de sortie en fonction de la pression pour différent température</i>	80
<u>Figure 4.1</u>	<i>La position du pied sur le tapi de l'appareil</i>	82
<u>Figure 4.2</u>	<i>les différentes pressions plantaires du pied</i>	83
<u>Figure 4.3</u>	<i>Schéma synoptique : principe de mesure</i>	84
<u>Figure 4.4</u>	<i>système de mesure de la pression plantard pour 1 capteur</i>	85
<u>Figure 4.5</u>	<i>Assemblage et emplacement des nouveaux capteurs dans le chausson</i>	86
<u>Figure 4.6</u>	<i>système de mesure de la pression plantaire pour une matrice du capteur</i>	87

NOMENCLATURE

- A** : Surface d'électrode fixe.
- d** : Distance inter électrodes.
- ϵ_0 : Permittivité du vide.
- ϵ_r : Permittivité de l'air =1.
- P** : Pression appliquée.
- C₀** : Capacité au repos.
- C(p)** : Capacité en fonction de la pression.
- $W(r,\theta,P)$** : Déflexion bidimensionnelle de la membrane en fonction de la pression appliquée P au point des coordonnées polaires (r, θ) de la membrane.
- $W(x,y,P)$** : La déflexion bidimensionnelle de la membrane en fonction de la pression appliquée P au point des coordonnées cartésiennes (x, y) de la membrane.
- S(P)** : Sensibilité à la pression appliquée.
- T_c[c(0.T)]** : Sensibilité à la température.
- R_m** : Rayon d'électrode fixe.
- R** : Rayon de la membrane circulaire.
- γ : Rapport entre Rayon d'électrode fixe et Rayon de la membrane circuler.
- hs** : L'épaisseur de la membrane.
- hp** : L'épaisseur du substrat.
- L_{enc}** : Langueur de l'encastrement.
- E** : Modules de YOUNG.
- v** : Coefficient de POISSON.
- D** : Coefficient de rigidité à la déflexion de la membrane.
- G** : Les modules de COULOMB.
- α_{si}** : Une constante du silicium traduisant l'anisotropie de ses propriétés mécanique.
- a** : Longueur de la membrane rectangulaire.
- b** : Largeur de la membrane rectangulaire.
- $w(r)$** : Déflexion en coordonnées polaires.
- w_0** : Déflexion au centre de la membrane.
- $\frac{\Delta R}{R_0}$: La variation de la résistance.

R_0 :	Résistance.
Π_{11} :	Coefficient entre une contrainte et une tension électrique mesurées selon la direction cristalline [100].
Π_{12} :	Le coefficient entre une contrainte selon [100] et une tension mesurée selon [010].
Π_{44} :	Le coefficient entre une contrainte de cisaillement et une mesure où la tension et le courant sont perpendiculaires.
E_i :	Champ électrique.
J :	Densité de courant.
ρ :	Résistivité.
σ_l :	Contraintes longitudinales.
σ_t :	Contraintes transversale.
σ_c :	Contraintes de cisaillement.
V :	Tension appliquée.
V_0 :	Masse.
α :	Coefficient de dilatation thermique en (ppm/°C).
σ_{max} :	Contrainte maximale se produit au centre de chaque bord.
σ^{12} :	Les contraintes de cisaillement dans le système de coordonnées ayant subi une rotation.
V_{out} :	Tension sortie du pont.
T :	Température.
L :	Longueur de la membrane carrée du capteur piezoresistif.
H :	L'épaisseur de la membrane carrée du capteur piezoresistif.
π_l :	Coefficients de piézorésistivité longitudinale.
π_t :	Coefficients de piézorésistivité transversale.
π_c :	Coefficients de piézorésistivité de cisaillement.
$P(N,T)$:	Facteur de piézorésistivité.
N :	Dopage.
F :	forces de volume.
C :	Tenseur d'élasticité.
σ_0 :	Contraintes initiales.
ϵ_0 :	Déformations initiales.
ϵ_{th} :	Déformation thermique.

T_{ref} :	Température de référence.
u :	Déformation dans une direction déterminée
x :	la coordonné spatiale.
i,j,k :	représentent chaque composant dans la direction x, y, z .
ε_{ij}	Contraintes.
W_e :	Densité de l'énergie électrique.
Ω :	Zone déformée correspondant à l'entrefer étroit dans le capteur.

INTRODUCTION GENERALE

Les capteurs de pression interviennent dans de nombreux domaines tels que l'automobile, la météorologie le Génie médical et la domotique. Les capteurs relevant de la filière technologique du silicium, offrent des avantages techniques et économiques certains. Ainsi vers la fin des années 1970, les premiers capteurs de pression à base de silicium furent fabriqués par lots, utilisant l'énorme développement de la fabrication des circuits intégrés [1-4].

Malgré l'évolution croissante du domaine des micros capteurs et microsystèmes et l'avènement des capteurs intelligents « smart sensor », l'étude et la modélisation élémentaire de capteurs de pression restent toujours d'actualité, puisqu'ils sont et resteront toujours l'élément de base de la conception de tous microsystèmes. C'est pourquoi de nombreux travaux sont en cours afin de les optimiser et d'améliorer leurs performances [1-4].

La variation de résistance dans un semi-conducteur monocristallin (effet piézorésistif) est sensiblement plus élevée que dans des jauges de contrainte standard, dont la résistance varie avec les changements géométriques de la structure. La conductivité dans un semi-conducteur dopé est influencée par un changement (compression ou étirement de la grille du cristal) qui peut être produite par une très petite déformation mécanique. L'intégration du circuit de conditionnement de signal pour la compensation des dérives thermiques et pour l'amplification du signal offre des performances supérieures à celles des circuits discrets.

Plusieurs études théoriques sur le comportement mécanique des capteurs de pression, dont le corps d'épreuve est composé d'une membrane et d'un substrat respectivement en silicium et en pyrex, ont montré les limites des modèles de plaques parfaitement encastrées. En conséquence, il est proposé de modéliser ces capteurs par la méthode des éléments finis tridimensionnels 3D sous environnement COMSOL Multi physiques.

Dans le cas des capteurs capacitifs, l'influence des paramètres de construction du corps d'épreuve sur la réponse est clairement identifiée. Elle révèle par ailleurs l'importance des conditions d'encastrement de la membrane. Enfin, le calcul de la

sensibilité de la réponse capacitive à la pression et à la température permis d'optimiser les performances du capteur.

Dans le cas des capteurs de pression à détection piézorésistive, qui utilise la membrane fine au silicium sur laquelle sont diffusées, implantées ou déposées des jauges poly silicium. L'emplacement des jauges et leurs orientations ont été choisies judicieusement afin d'obtenir une réponse optimale et linéaire ainsi qu'une valeur maximale de la sensibilité à la pression et à la température.

L'objectif de cette mémoire est l'étude du comportement thermomécanique du capteur de pression au silicium pour les deux types de détections capacitive et piézorésistive. Nous avons toujours recours à la modélisation et puis la simulation de leur comportement afin d'obtenir des dispositifs performants à des couts réduits.

Les travaux effectués sont synthétisés dans ce mémoire comme suit :

Le premier chapitre donne un aperçu général sur les capteurs de pression capacitif et piézorésistif au silicium, en décrivant leurs performances, leur technique de conception et de fabrication.

Dans **le deuxième chapitre**, nous étudions le capteur de pression à détection capacitive qui est composé d'une micro membrane au silicium de forme circulaire, constituant l'électrode mobile. Cette membrane est collée par soudure anodique à un substrat pyrex créant ainsi une cavité. La déformation de la membrane sous l'effet de la pression appliquée engendre une variation de capacité qui constitue la réponse du capteur à la pression $C(P)$.

L'outil de simulation utilisé est le logiciel COMSOL Multi physiques, que nous décrivons dans ce chapitre. A partir du modèle établi sous COMSOL, nous déterminons la déflexion de la membrane au silicium de forme circulaire $w(r)$, et puis la réponse capacitive $C(P, T)$ ainsi que la sensibilité à la pression et à la température. Ceci nous permet de déterminer les effets des paramètres d'influence (la forme de la membrane, la surface de la membrane, l'épaisseur de la membrane, et la distance inter électrodes) sur les performances du capteur de pression.

Dans **le troisième chapitre**, une simulation du capteur de pression piézorésistif est effectuée en tenant compte de l'influence de tous les paramètres géométriques et

physiques notamment le dopage et la température. Aussi nous déterminons la réponse du capteur de pression en fonction de la pression et de la température.

Le dernier chapitre est consacré à l'exploitation des résultats obtenus dans le cas de la détection piézorésistive. Cette application consiste dans l'utilisation des cellules sensibles piézorésistive comme mesure de pression plantaire du pied des patients diabétique. Ces micro-capteurs, disposés dans les semelles des chaussures de patients diabétiques, permettent de les prévenir de toute anomalie qui pourrait causer l'amputation de leur membre.

Et enfin une conclusion avec le perspectives des travaux futures qui restent à réaliser ; notamment l'application de capteur de pression capacitif pour la conception d'une micro-pompe à actionnement électrostatique dans le but de réaliser une micro valve pour une application biomédicale.

CHAPITRE 1

GENERALITES: CAPTEUR DE PRESSION AU SILICIUM

1.1 Introduction

1.2 Description d'un capteur de pression

1.3 Etapes de réalisation des capteurs de pression au silicium

1.4 Capteur de pression capacitif au silicium

1.4.1 Principe de fonctionnement

1.4.2 Modélisation de la réponse capacitive en fonction de la pression

1.4.3 Comportement thermique

1.5 Capteur de pression piézorésistif

1.5.1 Structure d'un capteur de pression piézorésistif

1.5.2 Théorie de la piézorésistivité

1.5.3 Influence du dopage et de la température sur le coefficient de piézorésistivité

1.5.4 La répartition des contraintes

1.5.5 Disposition des jauges sur la membrane

1.6 Conclusion

1.1. Introduction

Parmi les capteurs les plus usuels (température, pression et accélération), les capteurs de pression connaissent, depuis les années 80 un essor de plus en plus important [2]. Qui est surtout ressenti depuis le développement des capteurs miniatures sur silicium, exploitant les techniques microélectroniques.

Au cours de ces dernières années, l'automatisation, le contrôle et la surveillance de la plupart des processus ont induit un besoin croissant en capteurs. En effet, dans la plupart des applications, le manque de capteurs adéquats et d'actionneurs pour coupler l'électronique de contrôle avec l'environnement extérieur est le principal problème dans le développement de nouveaux systèmes. Des recherches, mettant à profit les progrès de la microélectronique et d'autres techniques compatibles, ont permis d'une part de réaliser, à faible coût, des capteurs et des actionneurs miniaturisés et de hautes performances, et d'autre part d'élargir le spectre d'utilisation des capteurs.

Le capteur, premier élément d'une chaîne de mesure a pour fonction essentielle de traduire une grandeur physique, en une autre grandeur généralement électrique.

1.2. Description d'un capteur de pression

Un capteur de pression est un système constitué de deux parties : une partie détection appelée « Cellule sensible » et une partie traitement de l'information appelée « Circuit électronique de traitement » ou encore « Circuit conditionneur ». Un capteur de pression peut donc être représenté par le schéma de la figure ci-dessous [2].

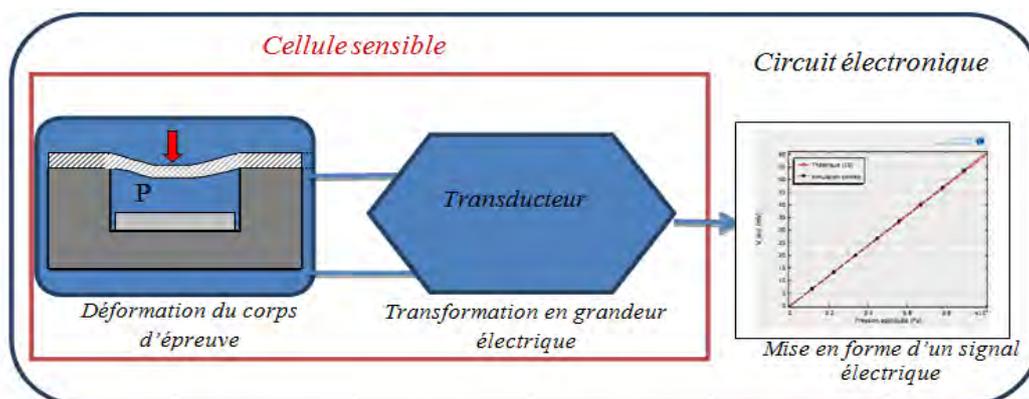


Figure 1.1 : Schéma synoptique d'un capteur de pression [2]

La partie détection est constituée d'un « Corps d'épreuve » et d'un «Transducteur»[3].

- Le corps d'épreuve est l'élément mécanique qui soumis aux variations de la grandeur à mesurer (mesurande) a pour rôle de la transformer en une grandeur physique mesurable. Pour les capteurs de pression cette grandeur est généralement une déformation, les corps d'épreuve les plus utilisés sont les plaques, les poutres et les membranes.
- Le transducteur est l'élément sensible qui, lié au corps d'épreuve, traduit les réactions de ce dernier en signal électrique.
- Le module électronique est le module de traitement du signal en vue d'une éventuelle exploitation.

1.3 Etapes de réalisation des capteurs de pression capacitifs

La réalisation de micro capteurs intégré, implique souvent deux parties différentes:

1- Réalisation du transducteur qui comporte le plus souvent des éléments de base de type résistances, parfois quelques éléments actifs qui sont réalisées en utilisant le même principe que la réalisation de transistor et de circuit intégré. Ce qu'il y a à noter, dans le cas des micros capteurs, est que le positionnement de ces éléments est très important et dépend du type de capteur à réaliser.

2- Usinage dans le silicium du corps d'épreuve d'un capteur, en s'inspirant de la géométrie retenue pour les capteurs classiques mais procédant à une réduction d'échelle importante afin de permettre la réalisation sur un même wafer d'un nombre important de micros capteurs ayant des caractéristiques semblables, minimisant ainsi leur coûts.

Le schéma synoptique des étapes de fabrication est donné par la figure 1.2.

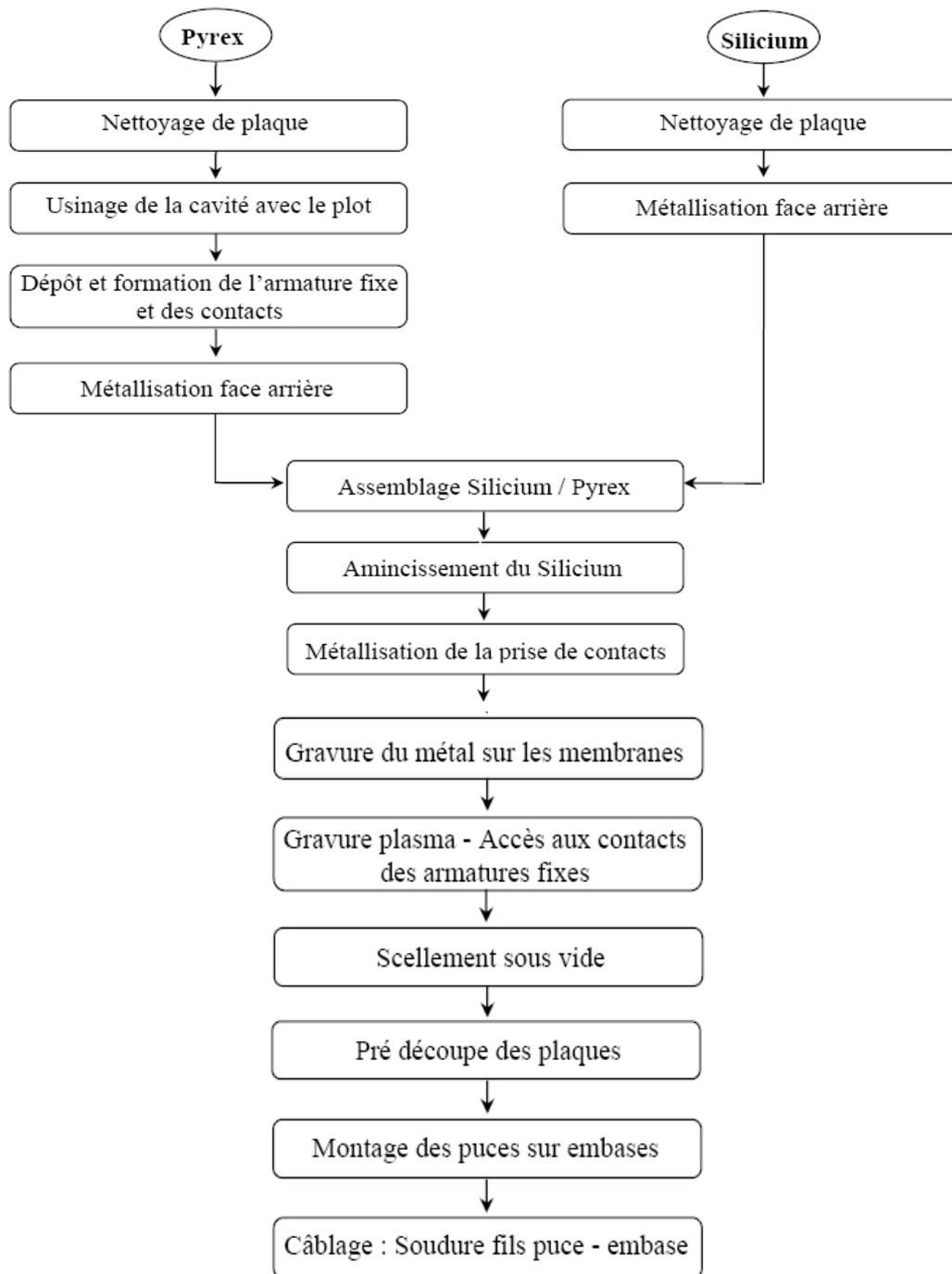


Figure 1.2: Schéma synoptique des processus de réalisation des cellules sensibles capacitives [4].

1.4 Capteur De Pression Capacitif

1.4.1 Principe de fonctionnement

La figure 1.3 représente le schéma en coupe de la structure d'un capteur de pression capacitif. La membrane fine au silicium constitue l'armature mobile, tandis que le substrat en Pyrex 7740, sur laquelle est déposée une couche métallique forme l'armature fixe. Les deux électrodes, fabriquées séparément, ont été collées par soudure anodique (procédé thermoélectrique de soudure). La pression appliquée P engendre une variation de la déflexion $w(x, y)$ qui à son tour fait croître la capacité $C(P)$. La valeur de la capacité au repos C_0 est donnée par [5]:

$$C_0 = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (1.1)$$

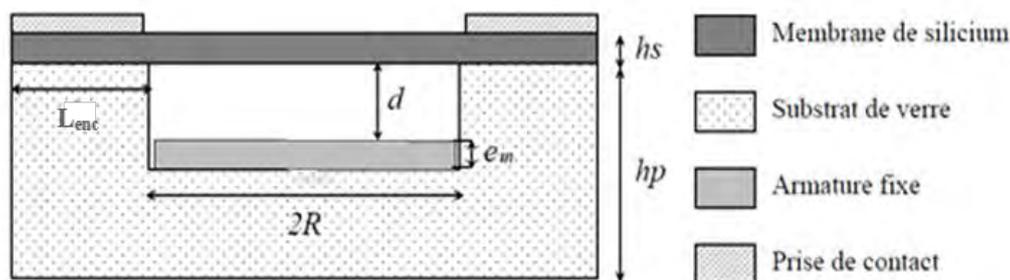


Figure 1.3 : Schéma en coupe de la structure d'un capteur de pression capacitif [5].

A l'équilibre la capacité $C(P)$ est exprimée par [2]:

$$C(P) = \iint_A \frac{\epsilon_0 \epsilon_r}{d - w(x, y)} dA \quad (1.2)$$

Où " A " est la surface de l'électrode active, " $w(x, y)$ ": la déflexion en tout point de la membrane, " d " la distance inter électrodes et ϵ_0 la permittivité du vide et ϵ_r la permittivité de l'air et qui égale à 1.

1.4.2 Modélisation de la réponse capacitive en fonction de la pression

A- Déflexion de la membrane $w(x, y)$

➤ Dans le cas de la membrane de formes carrée et rectangulaire

La loi qui gouverne la déflexion d'une membrane fine de forme carrée ou rectangulaire, dans le cas des faibles perturbations $w \ll h$, est régie par l'équation de Lagrange d'ordre 4 [5]

$$\frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial x^4} + 2 \alpha_{si} \frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial x^2 \partial y^2} + \frac{\partial^4 w(x,y)}{\partial y^4} = \frac{P}{D} \quad (1.3)$$

Avec :

$w(x, y)$: représente la déformation en tout point de la membrane.

P : Pression appliquée.

D : Coefficient de rigidité du Silicium exprimée par [6] :

$$D = \frac{E h_s^3}{12(1-\nu^2)} \quad (1.4)$$

α_{si} : Constante du silicium traduisant l'anisotropie de ses propriétés mécanique.

Donnée par :

$$\alpha_{si} = \nu + \frac{2G(1-\nu)^2}{E} \quad (1.5)$$

Où :

h_s est l'épaisseur de la membrane. ν , G , E sont respectivement le coefficient de POISSON, les modules de COULOMB et d'YOUNG du silicium.

La déflexion $w(x, y)$ qui représente la déformée en tout point de la membrane peut-être approchée par l'expression polynomiale suivante [3] :

$$w(x, y) = \frac{w_0}{16} \left(1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2\right)^2 \left(1 - \left(\frac{y}{b}\right)^2\right)^2 \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n K_{ij} \left(\frac{x}{a}\right)^i \left(\frac{y}{b}\right)^j \quad (1.6)$$

La déflexion maximale au centre de la membrane w_0 est donnée par [5] :

$$w_0 = k_{rd} \frac{P A^2}{16 D} \quad (1.5)$$

Pour la forme carrée $K_{rd} = 0.0220$ [1]

➤ **Dans le cas de la membrane de forme circulaire:**

Pour une membrane fine de forme circulaire de rayon R , parfaitement encastrée aux bords est régie par l'équation différentielle de Lagrange d'ordre 4 en coordonnées polaires [3] :

$$\nabla^4 w(r) = \frac{1}{r} \frac{d}{dr} \left[r \frac{d}{dr} \left[r \frac{d}{dr} \left(r \frac{dw(r)}{dr} \right) \right] \right] = \frac{P}{D} \quad (1.7)$$

L'expression analytique de la déflexion $w(r)$ en coordonnées polaires, solution de l'équation différentielle (1.17), est donnée par [7]:

$$w(r) = \frac{P(R^2 - r^2)^2}{64 D} = w_0 \left[1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right]^2 \quad (1.8)$$

Et w_0 la déflexion au centre de la membrane [3, 7] :

$$w_0 = \frac{P A^2}{\pi^2 64 D} \quad (1.9)$$

B- Calcul de la réponse capacitive

Lorsqu'on applique une pression P supérieure à la pression P_0 contenue dans la Cavité, l'armature déformable fléchit (figure 1.4), entraînant la variation de la distance inter électrodes en tout point de la membrane [8]. L'expression de la capacité, en fonction de pression appliquée P , devient alors:

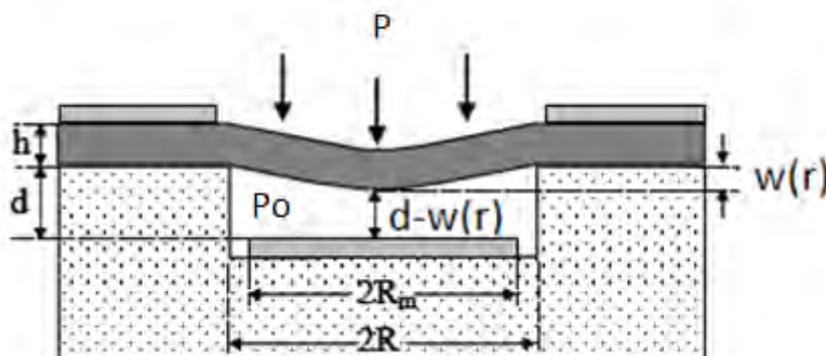


Figure 1.4: Capteur capacitif en fonctionnement ($P > P_0$) [5].

$$C_{Circulaire}(P) = \varepsilon \iint_A \frac{dA}{d - w(r, \theta, P)} \quad (1.10)$$

Avec :

$w(r, \theta, P)$: représente la déflexion en coordonnées polaires bidimensionnelle de la membrane en fonction de la pression appliquée P .

La réponse capacitive du capteur à la pression appliquée P s'écrit alors par [9] :

$$C_{Circulaire}(P) = \frac{\pi \varepsilon_0 \varepsilon_r R^2}{2\sqrt{d \cdot w_0}} \ln \left[\frac{1 + \gamma^2 \sqrt{\frac{d}{w_0} + \frac{d}{w_0}} (\gamma^2 - 1)}{1 - \gamma^2 \sqrt{\frac{d}{w_0} + \frac{d}{w_0}} (\gamma^2 - 1)} \right] \quad (1.12)$$

L'expression analytique de la capacité $C(P)$ est donnée par [1]:

$$C_{Circulaire}(P) = C_0 \left[1 + \frac{1}{3} \left(\frac{w_0}{d} \right) + 0.2 \left(\frac{w_0}{d} \right)^2 \right] \quad (1.13)$$

Ou : w_0 est la déflexion au centre de la membrane et $\gamma = \frac{R_m}{R}$.

◆ Dans le cas de la membrane de formes carrée et rectangulaire [3] :

$$C_{Carrée}(P) = \varepsilon \iint_A \frac{dA}{d - w(x, y, P)} \quad (1.14)$$

$w(x, y, P)$: représente la déflexion bidimensionnelle de la membrane en fonction de la pression appliquée P au point des coordonnées cartésiennes (x, y) de la membrane
Une solution approchée donnée par l'équation suivante [3] :

$$C_{Carrée}(P) = C_0 (1 + 1.41 P - 0.11 P^2) \quad (1.15)$$

C- Sensibilité à la pression $S_P(P)$

La sensibilité à la pression appliquée est une caractéristique essentielle pour définir les performances d'un capteur de pression capacitif. La sensibilité à la pression appliquée est définie par [2] :

$$S_P(P) = \frac{1}{C(P)} \frac{dC(P)}{dP} \quad (1.16)$$

1.4.3 Comportement thermique

Sensibilité à la température $T_C[C(0.T)]$

La sensibilité à la température des dispositifs électroniques a été définie par le coefficient thermique $T_C [C(0.T)]$, exprimé en partie par million par degré Celsius (ppm/°C), et elle est donnée par [4] :

$$T_C[C(0.T)] = \frac{1}{C(0.T)} \frac{dC(0.T)}{dT} \quad (1.17)$$

L'expression du coefficient thermique peut être écrite sous la forme linéaire suivante [4] :

$$T_C[C(0,T)] = q_{c0} (1 - q_{c0} T) \quad (1.18)$$

Où : q_{c0} est le facteur de linéarisation.

1.5 Capteur de pression piézorésistif

1.5.1 Structure d'un capteur de pression piézorésistif

La plupart des capteurs de pression piézorésistif sont réalisés par micro usinage du silicium par un agent chimique anisotropique [3]. Un capteur de pression piézorésistif est un dispositif composé d'une membrane micro usinée dans une plaquette de silicium orientée $\langle 100 \rangle$ constituant le corps d'épreuve qui se déforme sous l'effet d'une pression appliquée. Des jauges piézorésistives en polysilicium implantées en surface du corps d'épreuve, connectées en pont de Wheatstone, forment un conditionneur passif. Ces jauges transforment la déformation en une variation de résistance (Figure 1.5).

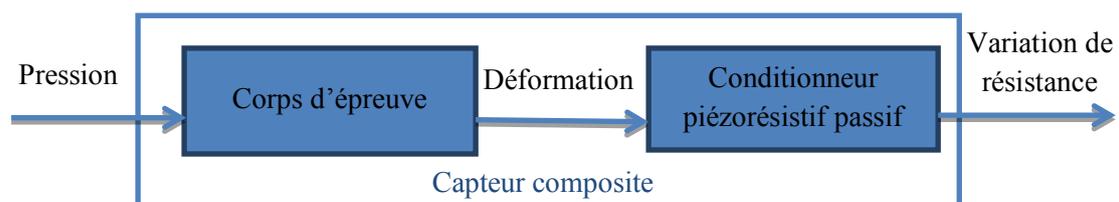


Figure 1.5 : structure d'un capteur de pression piézorésistif à membrane [10]

Pour avoir une sensibilité élevée le conditionneur du capteur peut être constitué de deux jauges longitudinales et deux jauges transversales disposées en bordure de membrane et interconnectées en pont de Wheatstone [10] par des pistes d'aluminium (figure 1.6). La tension de sortie du pont de Wheatstone alimenté en tension ou en courant constant est proportionnelle à la pression appliquée, aux facteurs de jauges du polysilicium, et à la tension ou au courant d'alimentation.

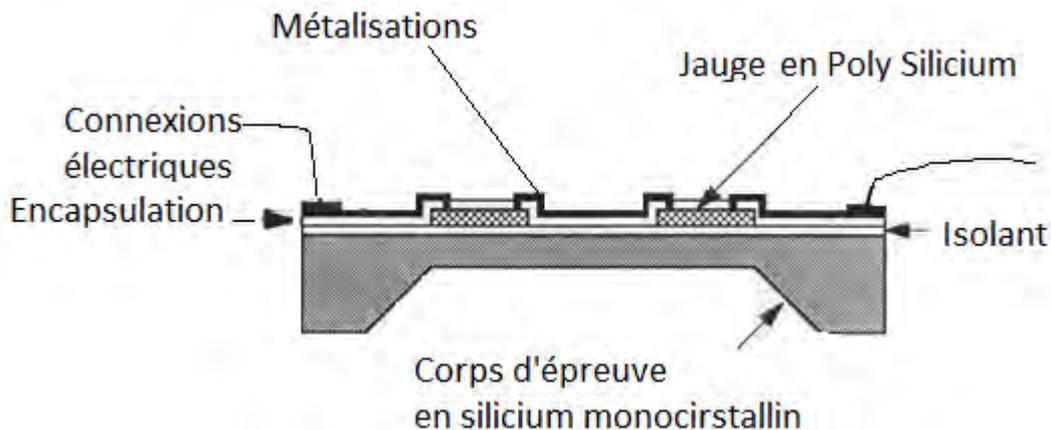


Figure 1.6 : Schéma de principe d'un capteur de pression piézorésistif [3]

1.5.2 Théorie de la piézorésistivité

Depuis la découverte par SMITH en 1954, de l'effet piézorésistif dans les matériaux cristallins à symétrie cubique tels que le Silicium et le Germanium, de nombreux travaux théorique et expérimentaux ont consacré à l'étude à cette importance effet physique et aux développements qu'elle induit dans de nombreux domaines d'applications [11]. La variation de la résistance des dispositifs métalliques en raison d'une charge mécanique appliquée a été découverte par **Lord Kelvin** en 1856 [12].

Soit une résistance R de forme parallélépipédique de longueur L et de section $S = w * h$, constituée d'un matériau homogène de résistivité ρ_0 . Sa valeur au repos est donnée par [13]:

$$R_0 = \rho_0 \frac{L}{S} \quad (1.19)$$

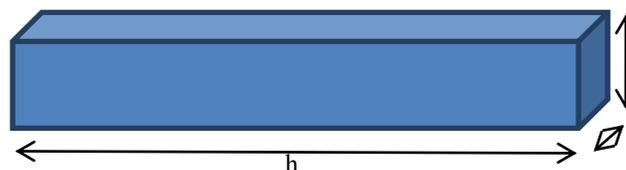


Figure 1.7 : Résistance R de forme parallélépipédique [13]

Soit ΔR la variation de sa résistance lorsqu'il est soumis à une contrainte axiale σ .

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta S}{S} \quad (1.20)$$

Les deux derniers termes de la relation (1.20) représentent les changements dimensionnels de la jauge ; ils sont prépondérants dans le cas des métaux. Le premier terme représente une variation de résistivité qui est très largement dominant dans le cas des semi-conducteurs : C'est l'effet piézorésistif [14]

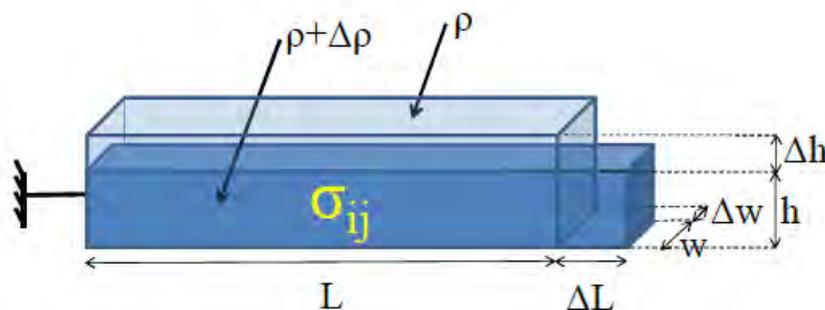


Figure 1.8: Illustration des changements géométriques d'une résistance parallélépipédique soumise à une contrainte quelconque [10].

A- REPRESENTATION TENSORIELLE DE LA PIEZORESISTIVITE

Dans un repère (xyz) lié aux axes cristallographiques [100] d'un matériau semi-conducteur, la loi d'ohm généralisée s'écrit en notation tensorielle [4].

$$E_i = \rho_{ij} + \pi_{ijkl} \rho_{ij} \sigma_{kl} J_j \quad (1.21)$$

Avec i, j et l variant de 1 à 3.

Où π_{ijkl} est le tenseur de piézorésistivité du matériau. Dans la suite nous ne considérerons que le cas de matériaux cubiques. Pour un cristal de maille cubique diamant, il n'y a que trois termes indépendants et le tenseur de piézorésistivité devient [14]:

$$\pi_{ik} = \begin{pmatrix} \pi_{11} & \pi_{12} & \pi_{12} & & & \\ \pi_{12} & \pi_{11} & \pi_{12} & (0) & & \\ \pi_{12} & \pi_{12} & \pi_{11} & & & \\ & (0) & & \pi_{44} & 0 & 0 \\ & & & 0 & \pi_{44} & 0 \\ & & & 0 & 0 & \pi_{44} \end{pmatrix} \quad (1.22)$$

Nous assimilerons les directions x, y, z aux 3 directions cristallographiques $[100]$, $[010]$ et $[001]$. Voyons maintenant le changement de résistance induite par la contrainte. Le champ électrique \mathbf{E} et la densité de courant \mathbf{J} sont liés par la loi d'ohm locale [15] :

$$\begin{pmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \rho_{xx} & \rho_{xy} & \rho_{xz} \\ \rho_{xy} & \rho_{yy} & \rho_{yz} \\ \rho_{xz} & \rho_{zy} & \rho_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{pmatrix} \quad (1.23)$$

Par conséquent, avec cette écriture, les trois composantes du champ électrique s'écrivent [16]

$$\begin{cases} E_x = J_x \rho [1 + \pi_{11} \sigma_x + \pi_{12} (\sigma_y + \sigma_z)] + \rho \pi_{44} (J_y \sigma_{xy} + J_z \sigma_{xz}) \\ E_y = J_y \rho [1 + \pi_{11} \sigma_y + \pi_{12} (\sigma_z + \sigma_x)] + \rho \pi_{44} (J_x \sigma_{xy} + J_z \sigma_{yz}) \\ E_z = J_z \rho [1 + \pi_{11} \sigma_z + \pi_{12} (\sigma_x + \sigma_y)] + \rho \pi_{44} (J_x \sigma_{xz} + J_y \sigma_{yz}) \end{cases} \quad (1.24)$$

Ces trois équations montrent que la différence de potentiel entre les bornes d'une résistance réalisée dans un monocristal de Silicium dépend non seulement des trois composantes du courant électrique qui la traverse, mais également des six composantes du tenseur des contraintes qui s'exercent sur elle. L'influence de chacune de ces composantes sera plus au moins importante selon les valeurs que prendront les coefficients π_{11}, π_{12} et π_{44} .

Le système d'équations (1.24) et la Figure 1.9 permettent de comprendre le rôle des différents coefficients piézorésistifs.

π_{11} : est le coefficient entre une contrainte et une tension électrique mesurées selon la direction cristalline $[100]$.

π_{12} : est le coefficient entre une contrainte selon $[100]$ et une tension mesurée selon $[010]$.

π_{44} : représente est le coefficient entre une contrainte de cisaillement et une mesure où la tension et le courant sont perpendiculaires.

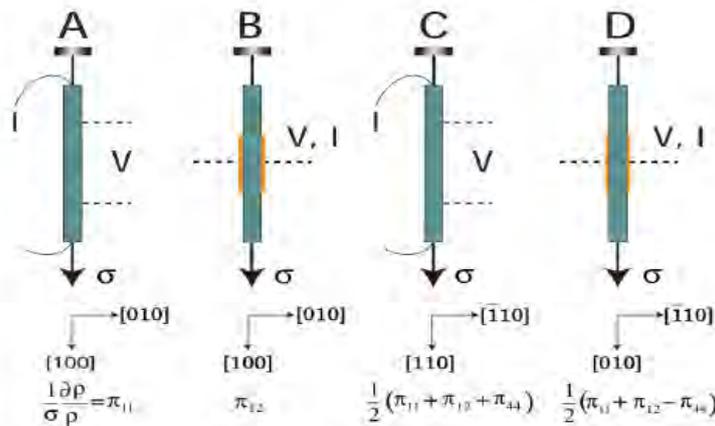


Figure 1.9 : Schéma du principe de mesure des coefficients piézorésistifs. (a) et (c) sont des cas longitudinaux. (b) et (d) sont des cas transversaux [17].

Pour le silicium massif monocristallin peu dopé, les coefficients piézorésistifs linéaires dans le système d'axes d'un cristal cubique sont listés dans le Tableau 1.1 [18].

Type de dopage et résistivité associée	$\pi_{11}(10^{-11}\text{Pa}^{-1})$	$\pi_{12}(10^{-11}\text{Pa}^{-1})$	$\pi_{44}(10^{-11}\text{Pa}^{-1})$
Si(P) ($\rho = 7.8 \Omega.\text{cm}$)	6.6	-1.1	138.1
Si(n) ($\rho = 11.7 \Omega.\text{cm}$)	-102.2	53.4	-13.6

Tableau 1.1 : Valeurs des coefficients de piézorésistivité du Silicium mesurées à température ambiante par SMITH sur des barreaux massifs peu dopés de Silicium [18].

Il est remarquable que la valeur de coefficient π_{44} soit beaucoup plus élevée que la valeur de π_{11} et π_{12} pour un Silicium de type P.

B- CAS D'UNE ORIENTATION QUELCONQUE

Pour des cristaux cubiques comme le Silicium et dans les configurations cristallographiques généralement utilisées, la variation de résistance peut se mettre sous la forme approchée suivante [6]:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\Delta \rho}{\rho_0} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t + \pi_c \sigma_c \quad (1.25)$$

Avec

$$\left\{ \begin{array}{l} \pi_l = \pi_{11} - 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^2 m_1^2 + m_1^2 n_1^2 + n_1^2 l_1^2) \\ \pi_t = \pi_{12} - 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^2 m_2^2 + m_1^2 n_2^2 + n_1^2 l_2^2) \\ \pi_c = 2(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44})(l_1^3 m_2 + m_1^3 n_2 + n_1^3 l_2) \end{array} \right. \quad (1.26)$$

Où : l_i , m_i et n_i (pour i prenant les valeurs 1, 2 et 3) sont les coefficients directeurs de la transformation d'axe permettant de couvrir n'importe quelle orientation cristallographique existante dans le cristal, et π_l , π_t et π_c qui sont les coefficients de piézorésistivité longitudinale, transversale et de cisaillement respectivement [11].

L'équation (1.24) montre qu'à travers les expressions des coefficients de piézoresistivité et la forme des contraintes planes σ_l , σ_t , σ_c présentes à la surface de la membrane, il est possible de prévoir un certain type de réponse électrique de la jauge, en choisissant l'orientation et l'emplacement adéquats.

Nous avons regroupés, dans le tableau (1.2), pour les trois familles de plans principaux des matériaux cristallins à symétrie cubique. Les expressions développées des trois coefficients π_l , π_t , π_c , pour un certain nombre de directions cristallographiques privilégiées, en fonction des coefficients fondamentaux du Silicium.

Plan	Direction	π_l	π_t	π_c
(100)	[100]	π_{11}	π_{12}	0
	[110]	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})/2$	$(\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44})/2$	0
(011)	[011]	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})/2$	π_{12}	0
	[100]	π_{11}	π_{12}	0
	[111]	$(\pi_{11} + 2\pi_{12} + 2\pi_{44})/3$	$(\pi_{12} + \pi_{11} - \pi_{44})/3$	$0.16(\pi_{12} - \pi_{11} - \pi_{44})$
(111)	quelque	$(\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})/2$	$(5\pi_{12} + \pi_{11} - \pi_{44})/6$	0

Tableau 1.2: Expressions développées des coefficients de piézorésistivité des cristaux à symétrie cubique, calculées dans un certain nombre de plans et pour des directions cristallographiques particulières [11].

La Figure 1.10 représente les coefficients piézorésistifs dans une direction quelconque du plan (100) pour le silicium de type p.

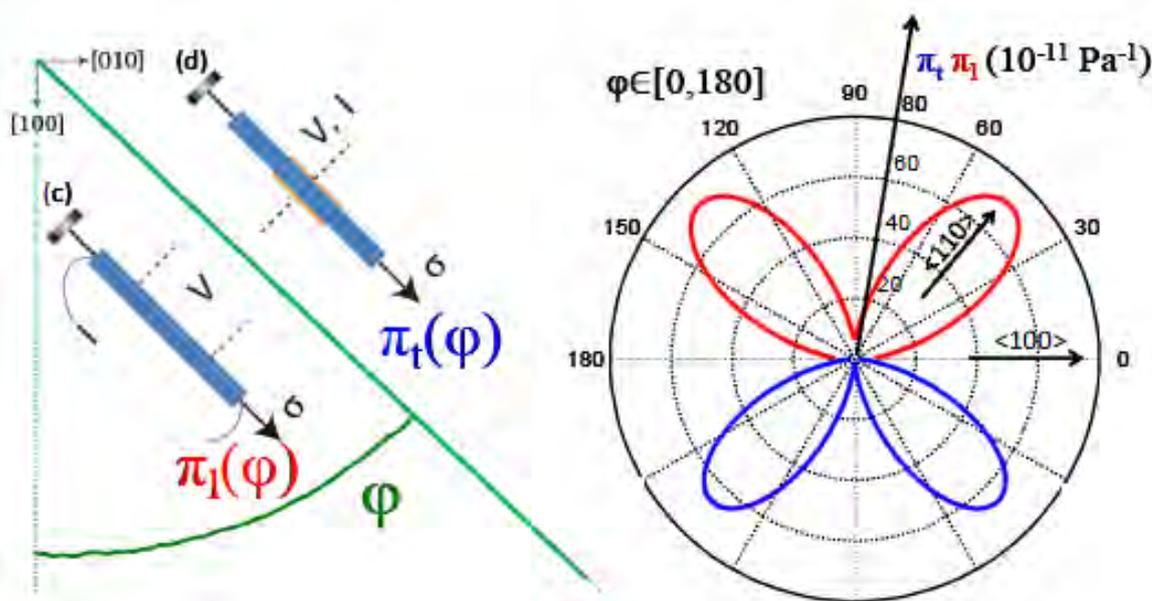


Figure 1.10: Coefficients piézorésistifs longitudinaux et transversaux pour différentes orientations cristallines sur un substrat (100) de silicium dopé P.

π_l est positif π_t est négatif pour φ balayé entre 0 et 180 [13]

1.5.3 Influence du dopage et de la température sur le coefficient de piézorésistivité

Les coefficients de piézorésistivité sont donnés à température ambiante et pour un dopage de l'ordre 10^{16} at/cm³ [3] établi une expression générale de la piézorésistivité en fonction du dopage et de la température :

$$\pi_{i,t}(N,T) = \pi_{i,t}(10^{16}, 300^{\circ}\text{K}) P(N,T) \quad (1.27)$$

Où $\pi_{i,t}(10^{16}, 300^{\circ}\text{K})$ représentent les valeurs du tenseur à une température de 300°K et une concentration de $N_A = 1e^{16}$ at/cm³ et $P(N, T)$ est un facteur de piézorésistivité. A partir des courbes $P(N, T)$ en fonction du dopage (N) et pour différentes températures [3] que nous représentons figure (1.11) nous obtenons les valeurs des coefficients piézorésistifs du Silicium type P.

Ce qui permet d'évaluer l'influence de la température sur les capteurs et de quantifier leur sensibilité à la température. Sachant que pour un Semi-conducteur type P le coefficient π_{44} est le plus pondérant nous pouvons écrire que $\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44} \neq \pi_{44}$. Et utilisant l'expression (1.27) nous représentons les variations $\pi_{44}(N, T)$ en fonction du dopage N pour diverses valeurs de la température. A partir de cette courbe on peut constater que π_{44} est pratiquement constant sur une large gamme de concentration donnée et sa valeur diminue à partir d'un dopage égal à 1.10^{18} at/cm³. On constate aussi qu'il est inversement proportionnel à la température.

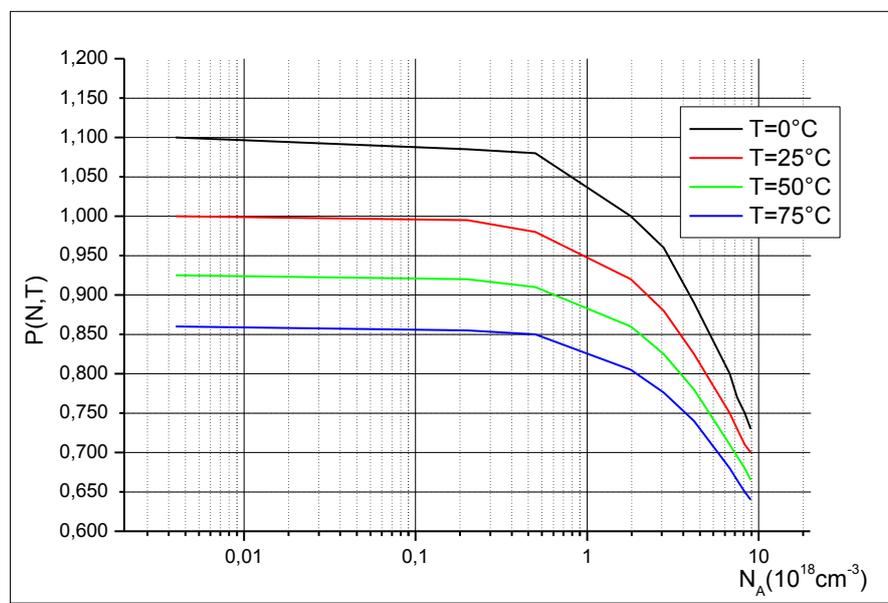


Figure 1.11: Courbes de variation, paramétrées en température, du facteur de piézorésistance du silicium de type P [3].

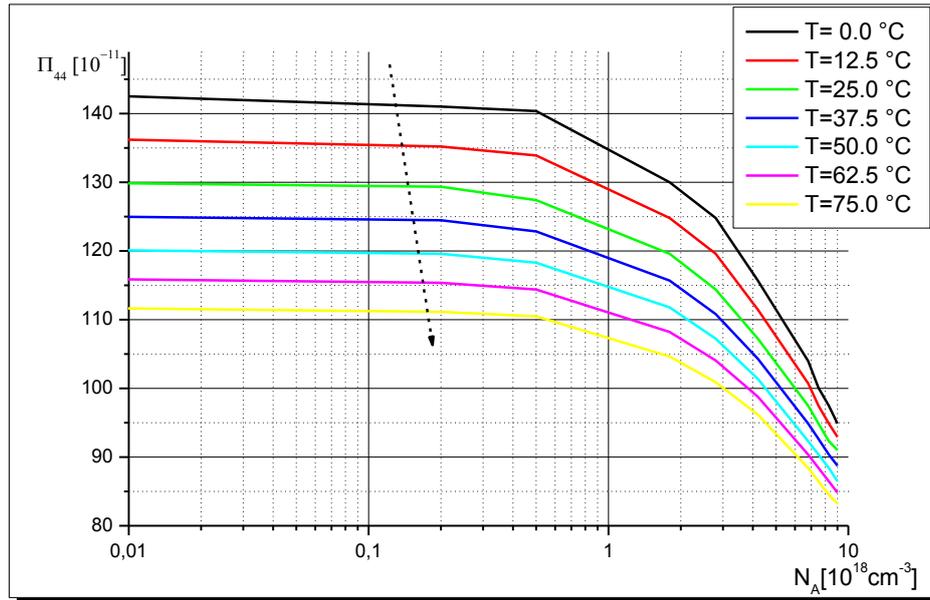


Figure 1.12 Courbes de variations de π_{44} en fonction de la température et du dopage [3].

1.5.4 la répartition des contraintes

Après avoir déterminé la déflexion de la membrane, et en utilisant les lois d'élasticité linéaire nous allons déduire la répartition des contraintes le long de la membrane. Selon la loi de Hooke, les contraintes normales et de cisaillement sont exprimées par les équations (1.28), (1.29) et (1.30) [3]:

$$\sigma_x(x,y) = \frac{Eh}{2(1-\nu^2)} \left[\frac{\partial^2 w(x,y)}{\partial x^2} + \nu \frac{\partial^2 w(x,y)}{\partial y^2} \right] \quad (1.28)$$

$$\sigma_y(x,y) = \frac{Eh}{2(1-\nu^2)} \left[\nu \frac{\partial^2 w(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w(x,y)}{\partial y^2} \right] \quad (1.29)$$

$$\sigma_{xy} = Gh \frac{\partial^2 w(x,y)}{\partial x \partial y} \quad (1.30)$$

Les expressions des contraintes engendrées sur la surface de la membrane de forme circulaire soumise à la pression constante et uniforme P sont données par [3] :

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_r(r) = P \frac{3R^2}{8h^2} \left[(1 + \nu) - (3 + \nu) \frac{r^2}{R^2} \right] \\ \varepsilon_r(r) = P \frac{3R^2}{Eh^2} \left[(1 - \nu^2)(1 - 3\nu) \frac{r^2}{R^2} \right] \\ \sigma_\theta(r) = P \frac{3R^2}{8h^2} \left[(1 + \nu) - (1 + 3\nu) \frac{r^2}{R^2} \right] \\ \varepsilon_\theta(r) = P \end{array} \right. \quad (1.31)$$

Et compte tenu des hypothèses de la plaque mince où l'épaisseur de la plaque n'influence pas la distribution de contrainte sur sa surface, les contraintes sont indépendantes de l'axe Z.

En d'autres termes, la valeur de contrainte $\sigma(z)$ en tout point à l'intérieur de la membrane, pour (x, y) les coordonnées, peut être calculé avec l'aide de la formule suivante (1.32) [3]. La valeur maximale σ_{max} est calculée en utilisant les formules (1.28) et (1.28).

$$\sigma(z) = \sigma_{max} \left[-\frac{2}{h}z + 1 \right] \quad (1.32)$$

1.5.5 Disposition des jauges sur la membrane

A la surface d'une membrane de forme carrée ou rectangulaire, en Silicium de plan(100). Quatre piézorésistances identiques au Silicium de valeur au repos R_0 sont implantées et leurs côtés sont orientés selon la direction [110] [3]. Ces jauges sont montées en pont de Wheatstone, afin d'assurer les meilleures performances du dispositif comme le montre la figure 1.13.

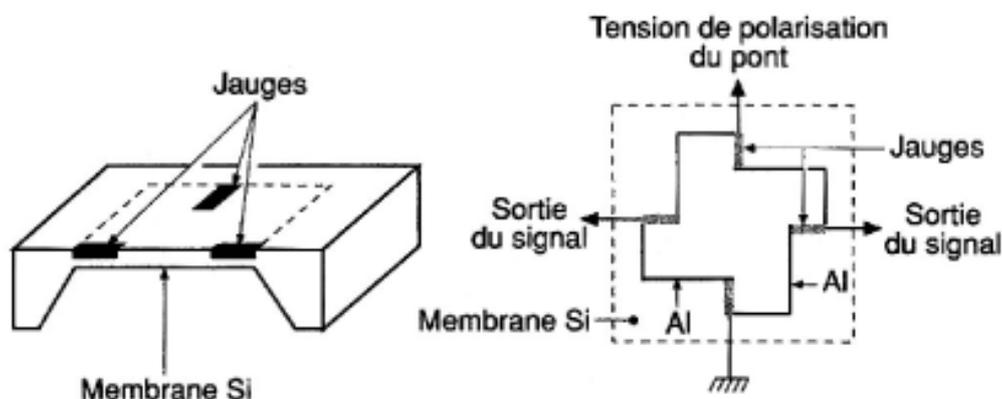


Figure 1.13: Représentation des jauges sur la membrane d'un capteur de pression Piézorésistif [1]

Nous appliquons une tension de polarisation V_i entre les points 1 et 2 et nous prélevons la tension de sortie V_o aux points 3 et 4[3].

Au repos, la tension de sortie V_o devrait être nulle. Lorsqu'on applique une pression uniforme P à la surface de la membrane, les valeurs des résistances varient provoquant la variation de V_o .

Nous rappelons que les coefficients de piézorésistivité à partir de la table 1.2 :

$$\pi_l = (\pi_{11} + \pi_{12} + \pi_{44})/2$$

$$\pi_t = (\pi_{11} + \pi_{12} - \pi_{44})/2$$

- Silicium de type P

Et à partir de la table 1.1 la valeur de coefficient π_{44} soit beaucoup plus forte que la valeur de π_{11} et π_{12} . La variation de résistance peut se mettre sous la forme (l'équation (1.25)) [12]:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\pi_{44}}{2} (\sigma_l - \sigma_t) \quad (1.33)$$

- Silicium de type N:

Le coefficient π_{44} est négligeable. La variation de résistance peut se mettre sous la forme (l'équation (1.25)) [12]:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\pi_{12} + \pi_{11}}{2} (\sigma_l + \sigma_t) \quad (1.34)$$

I.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons fait un résumé succinct sur les capteurs de pression au silicium, notamment ceux à détection capacitive et piézorésistive. Nous avons aussi donné les principaux fondements théoriques nécessaires à la compréhension de leur principe de fonctionnement ainsi que leur principales caractéristiques. Nous avons établi que l'élément sensible est le cœur du capteur, c'est pour cela que nous avons consacré le chapitre suivant à la mise en équation de la membrane parfaitement encadrée aux bords et soumise à une pression uniforme et constante.

CHAPITRE 2**SIMULATION CAPTEUR DE PRESSION CAPACITIF**

2.1 Introduction

2.2 présentation de l'outil de simulation COMSOL MULTIPHYSICS

2.3 Procédure de simulation

A- Géométrie

B- Matériaux

C- Équations physique

D- Les étapes de simulation

2.4 Résultat

2.4.1 Validation du modèle

2.5 Modalisation d'un capteur de pression capacitif au silicium

2.5.1 Etude au repos ($P=0$) en fonction de la température

A- Effet de la forme de l'encastrement

B- influences paramètres géométriques

2.5.2 Etude en fonction de la pression à température ambiante $t=25^{\circ}\text{C}$

A- Effet de la forme de l'encastrement

B- influences paramètres géométriques

2.6 Conclusion

2.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous établissons un modèle à 3D, tenant en compte l'intégralité de la structure du capteur de pression capacitif à membrane de forme circulaire en technologie Silicium/Pyrex.

En premier temps, et afin de valider le modèle établi, nous avons déterminé la réponse de l'élément sensible de forme circulaire au silicium en fonction de la pression à température ambiante $w_0(P, T=30^\circ\text{C})$.

En seconde étape, nous avons effectué la simulation en fonction de la température et de la pression de l'intégralité du capteur. Ceci nous permet de déterminer :

- 1- Réponse du capteur en fonction de la température au repos $C(0, T)$
- 2- Sensibilité du capteur en fonction de la température $T_C[C(0, T)]$
- 3- Réponse du capteur en fonction de la pression à température ambiante $C(P, T=30^\circ\text{C})$.
- 4- Sensibilité à la pression du capteur de pression à température ambiante $S_p(P)$.

A partir de ces résultats nous pouvons faire une étude paramétrique afin de déterminer les effets des paramètres d'influences (géométrique, forme de l'encastrement) sur la réponse du capteur et de sa sensibilité à la température et à la pression.

2.2. Présentation de l'outil de simulation COMSOL Multiphysics

COMSOL Multi physiques est un logiciel de simulation par les éléments finis, flexible et performant pour l'étude des physiques couplées (figure 2.1). C'est un logiciel avancé de modélisation et de simulation de tout phénomène physique descriptible sous la forme d'équations aux dérivées partielles (EDP) [19]. Dans le paragraphe qui suit nous citons les étapes essentielles permettant la résolution d'un problème donné.

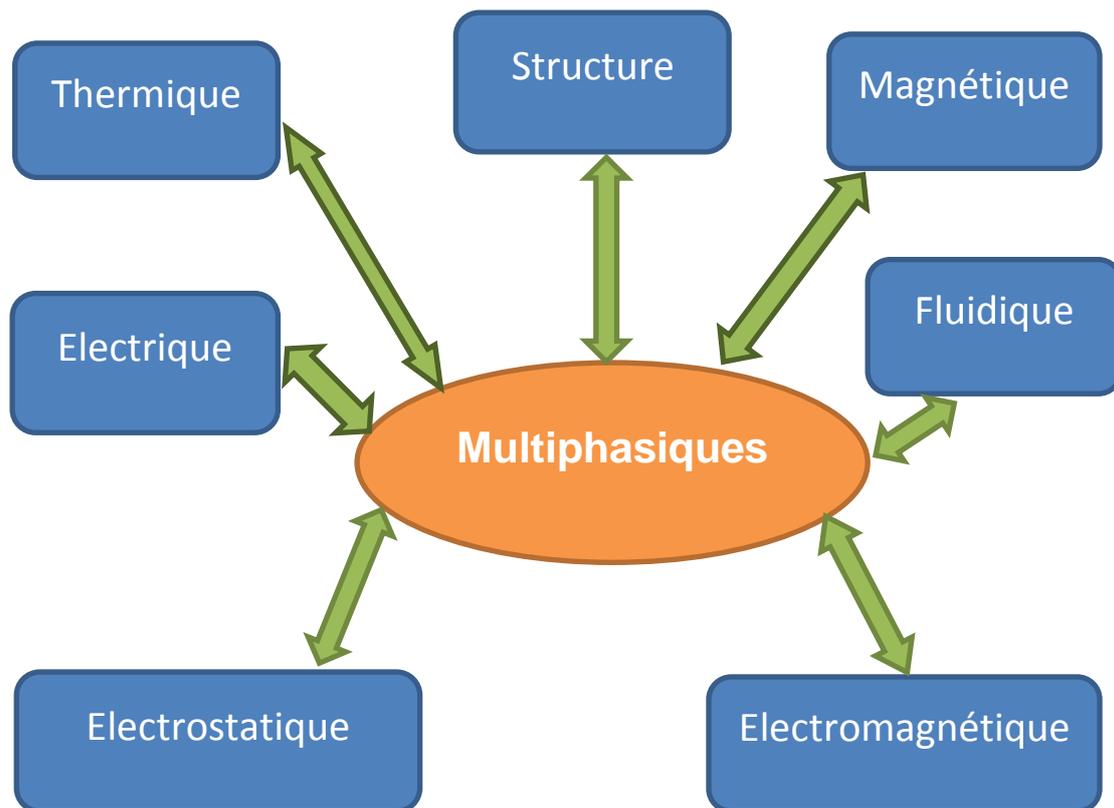


Figure 2.1 : *Modélisation multi physiques*

Méthodologie de conception et modélisation sous COMSOL

Plusieurs aspects importants dans la modélisation des microsystèmes à partir des méthodes d'Elément Finis (FEM) doivent être pris en compte dans ce qui suit [19] :

- D'abord montrer les avantages que présente cette méthode (géométrie complexes, non linéarités, couplage multi-physiques...).
- La pertinence de réaliser des modèles multi-physiques pour décrire le comportement des microsystèmes, qui intègrent plusieurs physiques (mécanique, fluide, thermique..).
- L'importance de valider les modèles réalisés à partir de ceux établis dans la littérature ou ceux réalisés par des mesures expérimentales.

2.3.Procédure de simulation

Le comportement d'un capteur pression capacitive à membrane de forme circulaire est régi par l'équation de Lagrange d'ordre 4 en coordonnées polaires. De ce fait, notre simulation prend en compte le couplage des trois physiques suivantes: mécanique, électrique et thermique. Cette simulation nous permet de déterminer la réponse capacitive du dispositif en fonction de la pression et de la température.

A- Géométrie

Le capteur de pression capacitif est composé d'une membrane micro usinée au silicium de forme circulaire, constituant l'armature mobile et d'un substrat isolant en Pyrex représentant l'électrode fixe (figure 2.2). Ces deux couches sont collées l'une à l'autre par soudure anodique à 400 °C. Par conséquent, au cours de ce processus de fabrication aucunes forces extérieures n'agissent sur les limites du capteur, mais il y a des contraintes thermiques causées par la différence entre les coefficients de dilatation thermique des matériaux [20].

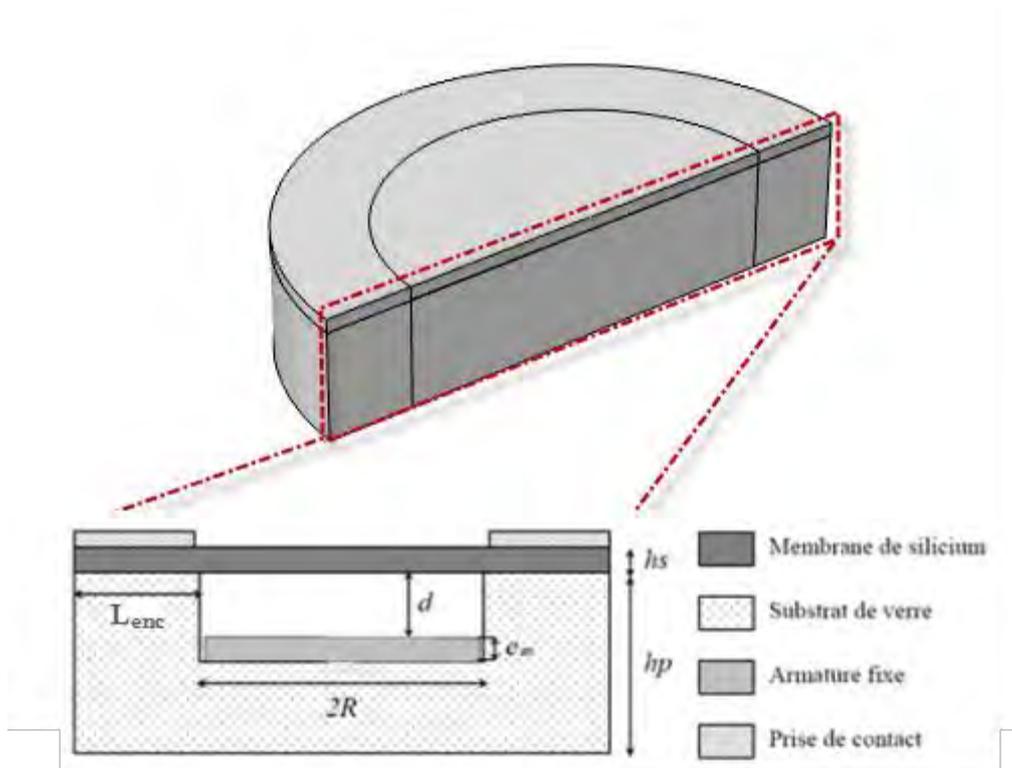


Figure 2.2 : Vue en coupe des structures capacitives étudiée avec leurs principaux paramètres géométriques

Le tableau 2.1 regroupe les valeurs de ces paramètres pour les différentes séries de capteurs étudiés, ces capteurs ont été réalisés au LAAS de Toulouse dans les travaux de thèse de **Mohamad Al Bahri** [3] :

Encastrement	L _{enc} (μm)	Capteurs	hs (μm)	d (μm)	hp (mm)	R (mm)
Circulaire	500	P5f9-s	39	4.3	1	1.75
Carré	500	V4s1	117	3.66		

Tableau 2.1 : Valeurs moyennes des paramètres géométriques des capteurs étudiés

B- Matériaux

Les principales caractéristiques des matériaux utilisés pour fabriquer les capteurs sont précisées dans le tableau 2.2 [3, 4].

Matériau	Module d'Young E (10 ⁹ Pa)	Coefficient de Poisson ν	Coefficient de dilatation thermique α (10 ⁻⁶ / °C)	Masse volumique rho (kg/m)
Silicium	130	0.28	2.33	2329
Pyrex	60	0.25	3.25	2230
Al	70	0.35	23.1	2700

Tableau 2.2 : Principales caractéristiques des matériaux utilisés pour fabriquer les capteurs

C- Équations physique

Équations de la mécanique des structures

L'équation d'équilibre exprimé dans les contraintes de 3D:

$$-\nabla \cdot \sigma = F \quad (2.1)$$

Où σ est le tenseur des contraintes, F représente forces de volume (forces de masse).

L'équation 2.2 représente la relation contrainte-déformation

$$\sigma = \sigma_0 + C : (\varepsilon - \varepsilon_0 - \varepsilon_{th}) \quad (2.2)$$

Où C : est le tenseur d'élasticité qui est donné par :

$$C = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

σ_0 est contraintes initiales et ε_0 déformations initiales.

Au cours de ce processus de la fabrication, La déformation thermique est active. Il est donné par l'équation (2.4):

$$\varepsilon_{th} = \alpha(T - T_{ref}) \quad (2.4)$$

Où α est le coefficient de dilatation thermique (CTE), T est la température, T_{ref} est la température de référence (soudure anodique).

Pour le calcul des grandes déformations, les valeurs de contraintes proviennent de la déformation

$$\frac{\gamma_{ij}}{2} = \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} + \frac{\partial u_k}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_k}{\partial x_j} \right) \quad (2.5)$$

Avec :

U représente la déformation dans une direction déterminée

x est la coordonnée spatiale

les indices i, j, k représentent chaque composant dans la direction x, y, z .

Le terme non-linéaire $\frac{\partial u_k}{\partial x_i} \cdot \frac{\partial u_k}{\partial x_j}$ caractérise le comportement de grande déformation.

Équations électriques :

On calcule le champ électrique à partir de la loi de Gauss et l'équation de continuité comme le montre l'équation suivante (2.6) :

$$-\nabla \cdot (\varepsilon_{vac} \varepsilon_r \nabla V) = \rho \quad (2.6)$$

Où ε_{vac} est permittivité du vide, ε_r est la permittivité relative et ρ est la densité de charge d'espace.

On obtient la capacité C à partir de l'énergie du champ électrique avec de la méthode de l'énergie comme l'indique l'équation suivante (2.7) :

$$C = \frac{2}{V^2} \int W_e d\Omega \quad (2.7)$$

Où V est la tension appliquée sur une électrode, W_e est la densité de l'énergie électrique, Ω est la zone déformée correspondant à l'entrefer étroit dans le capteur.

D- Etapes principales de simulation

Les étapes essentielles de la conception d'un modèle sous environnement COMSOL sont :

- **Le choix du modèle** : le choix du modèle s'effectue à partir du menu de la figure 2.3, où on sélectionne la rubrique « électromécanique » qui permet de prendre en considération le couplage des deux physiques électrique et mécanique. Ceci constitue l'interface électromécanique de COMSOL qui permet de résoudre les équations électriques conjointement avec les équations de la mécanique des structures. Cette interface est régie par les équations (2.1) et (2.6).

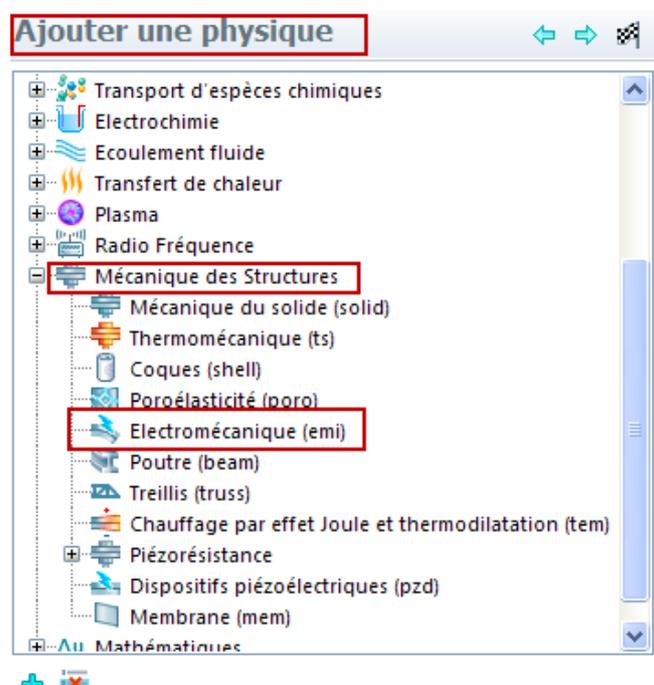
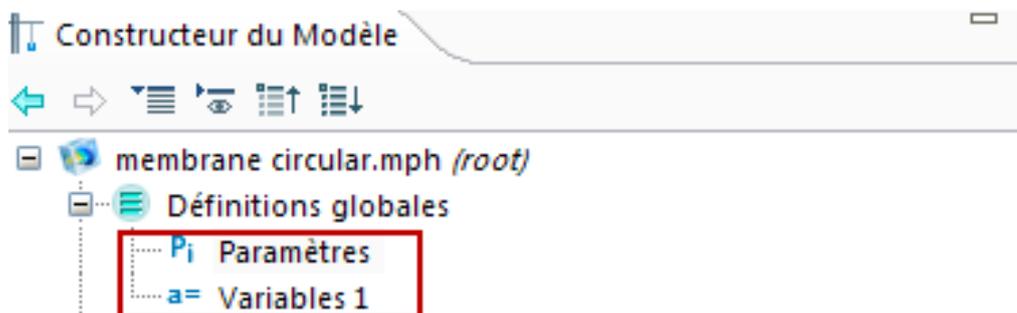


Figure 2.3 : Fenêtre du Navigateur de modèles : choix du modèle

- **La saisie des données** : Dans les définitions globales, on introduit toutes les constantes et toutes les expressions que l'on a regroupent dans la figure 2.4.



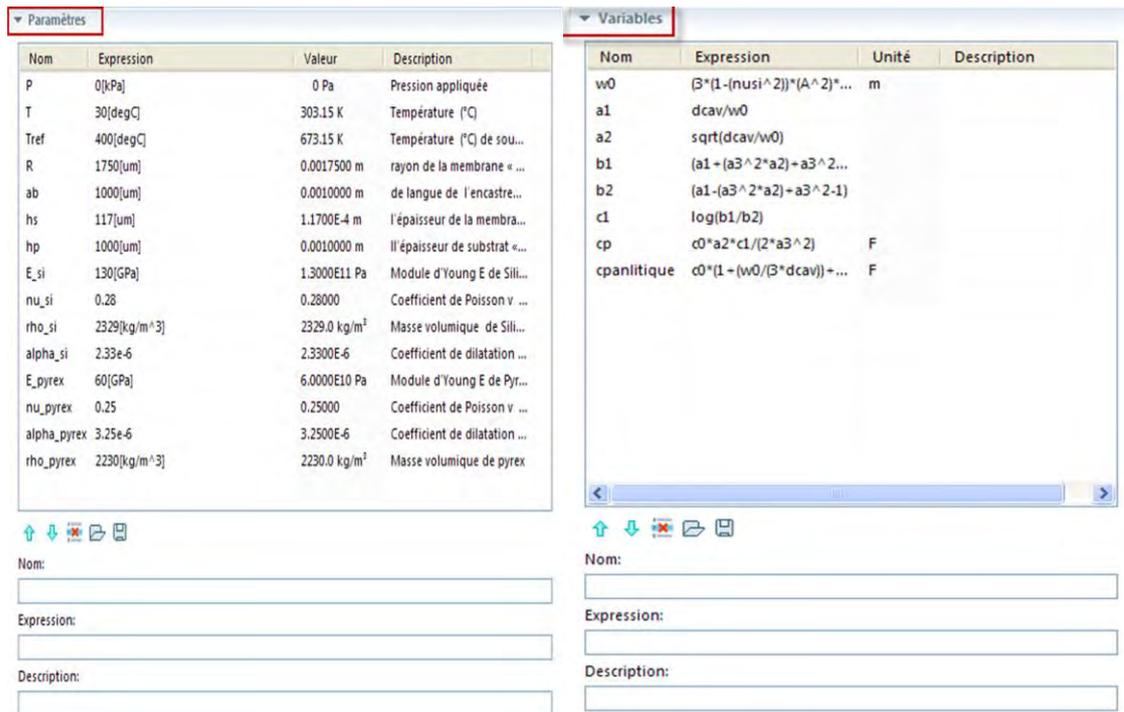


Figure 2.4 : Saisie les paramètres1- Constantes2- expressions

- **Le dessin de la géométrie :** Une fois que les données sont saisies, on dessine la géométrie propre du modèle étudié représenté sur la figure 2.5:

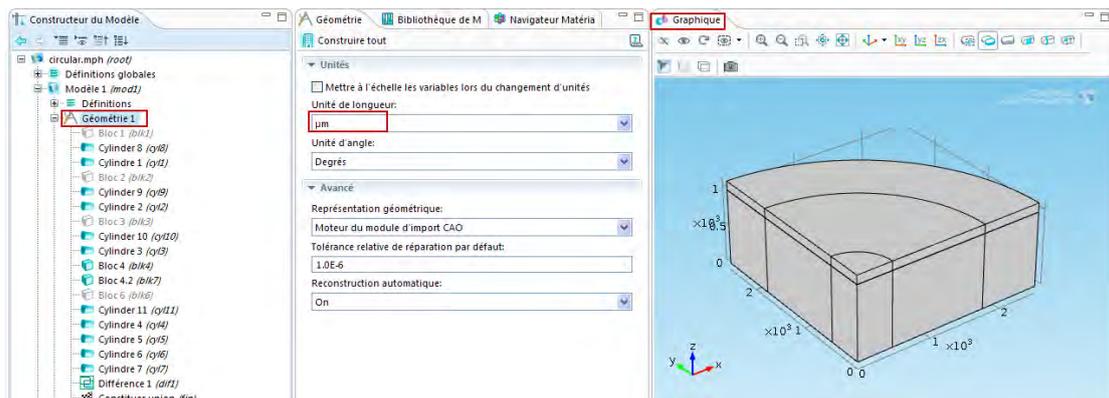


Figure 2.5 : Dessin de la géométrie

Pour des raisons de symétrie de la structure et pour minimiser l'espace mémoire utilisé et le temps de calcul nous étudions que le quart de la structure du capteur (figure 2.5-a).

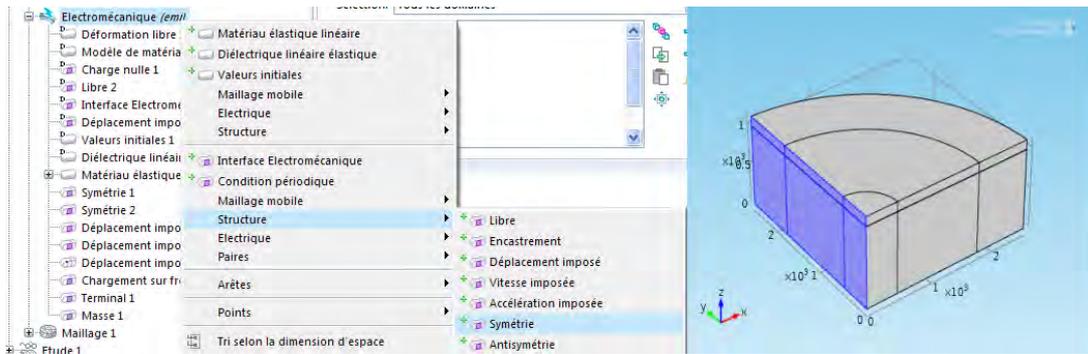


Figure 2.5-a : La fonction de symétrie.

- L'introduction des propriétés physique des domaines

Matériau élastique linéaire

On introduit les équations (2.1 et 2.2) de la mécanique des structures seulement en définissant le matériau comme matériau élastique linéaire, voir figure 2.6.

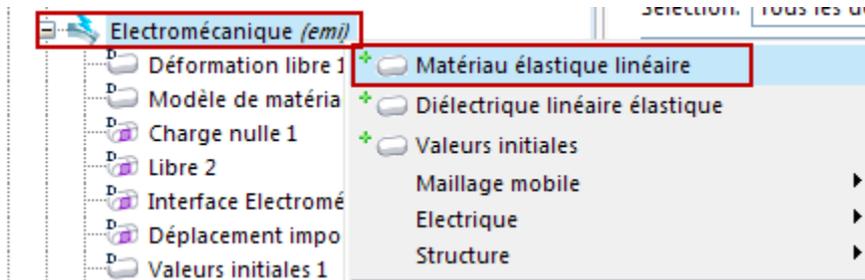


Figure 2.6 : Matériau élastique linéaire.

Dilatation thermique

Comme le montre la figure 2.7, la modélisation des effets thermiques se fait à partir de la rubrique « Dilatation thermique », où on introduit les coefficients de dilatation thermique des matériaux utilisés, la température de référence de déformation, et les températures réelles (équation 2.4).

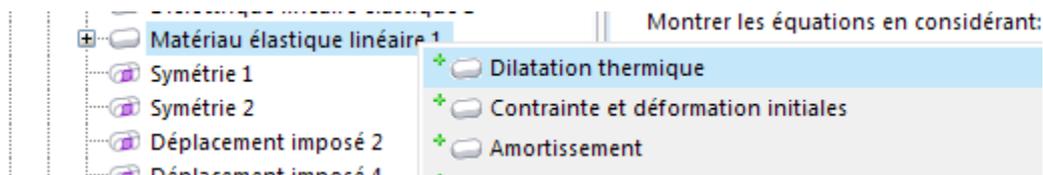


Figure 2.7 : dilatation thermique

Chargement sur frontière

a- Application de la pression P

La rubrique Chargement sur frontière permet l'application de la sollicitation externe, une pression constante et uniforme sur le dispositif (figure 2.8).

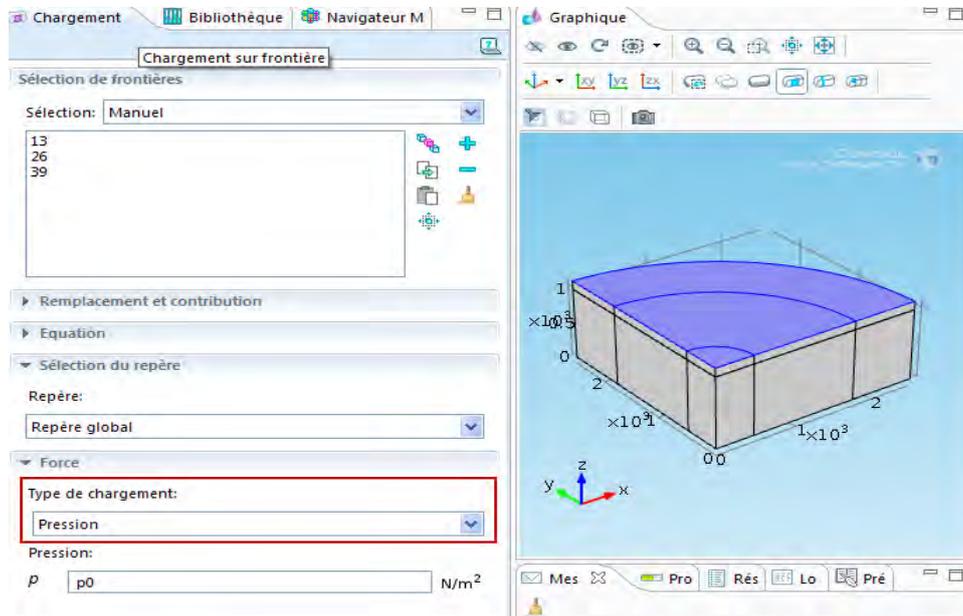


Figure 2.8 : chargement sur frontière.

b- Mise en tension de la structure

La rubrique « terminal » permet la mise en tension du dispositif, on applique une tension extérieure sur l'électrode mobile $V = 1\text{ V}$ et l'électrode fixe est mise à la masse. Cf. figure 2.9.

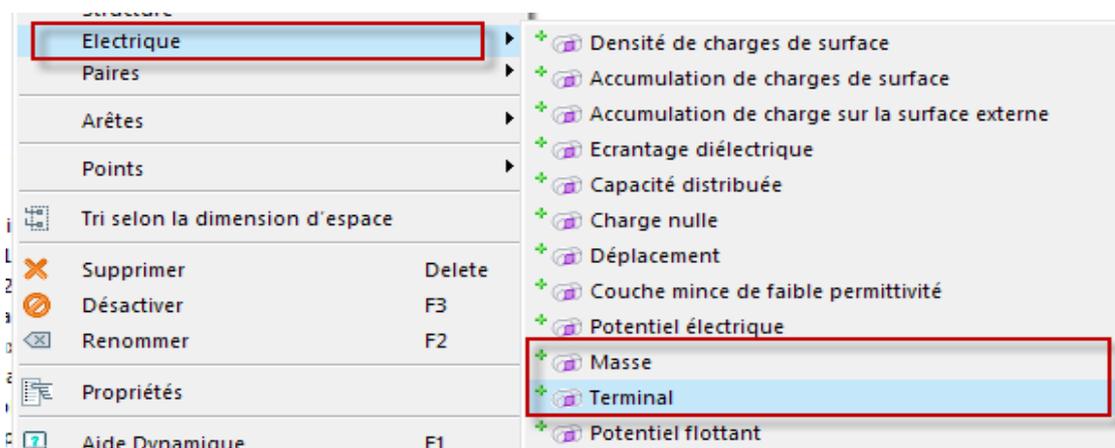


Figure 2.9 : Mise en tension de la structure

Condition aux limites

1- Déplacement imposé sur le maillage

2- Déplacement imposé

On établit que tous les déplacements se font selon l'axe z comme le montre la figure 2.10, et que la structure interne de la cavité est maintenue fixe (voir figure 2.11).

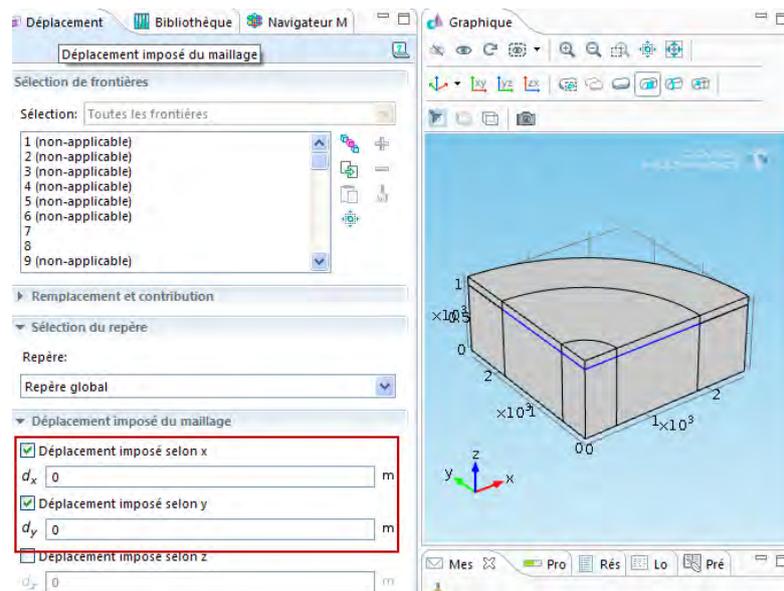


Figure 2.10 : Déplacement imposé du maillage.

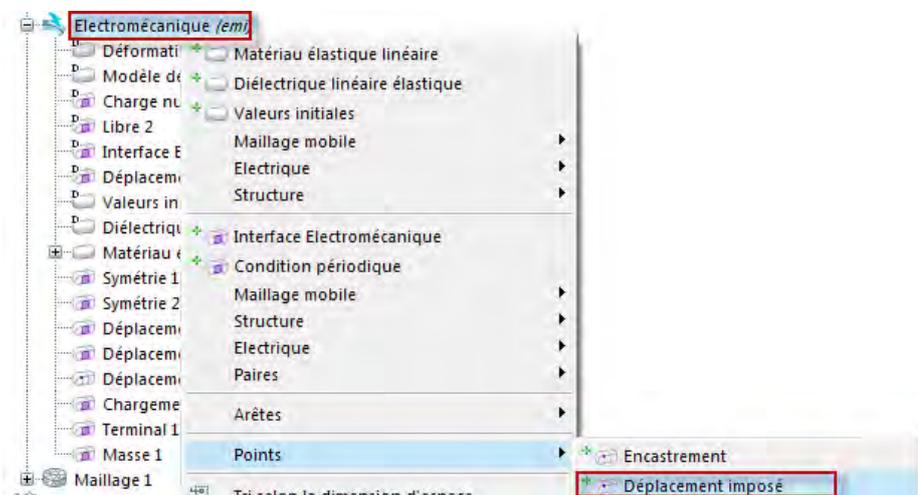


Figure 2.11 : Déplacement imposé

- Le maillage :

Le maillage est une discrétisation du domaine en éléments finis .Il dépend de l'espace mémoire du PC, donc on commence toujours par un maillage lâche puis, si on veut plus de précision on le raffine ce qui demandera plus de capacité mémoire.

La structure est maillée avec le type « *Extruded Brick*. Le maillage « Extruded » crée des hexaèdres en maillant la surface dans la direction X et Y et ensuite en extrudant les mailles dans la direction Z.» (Figure 2.12).

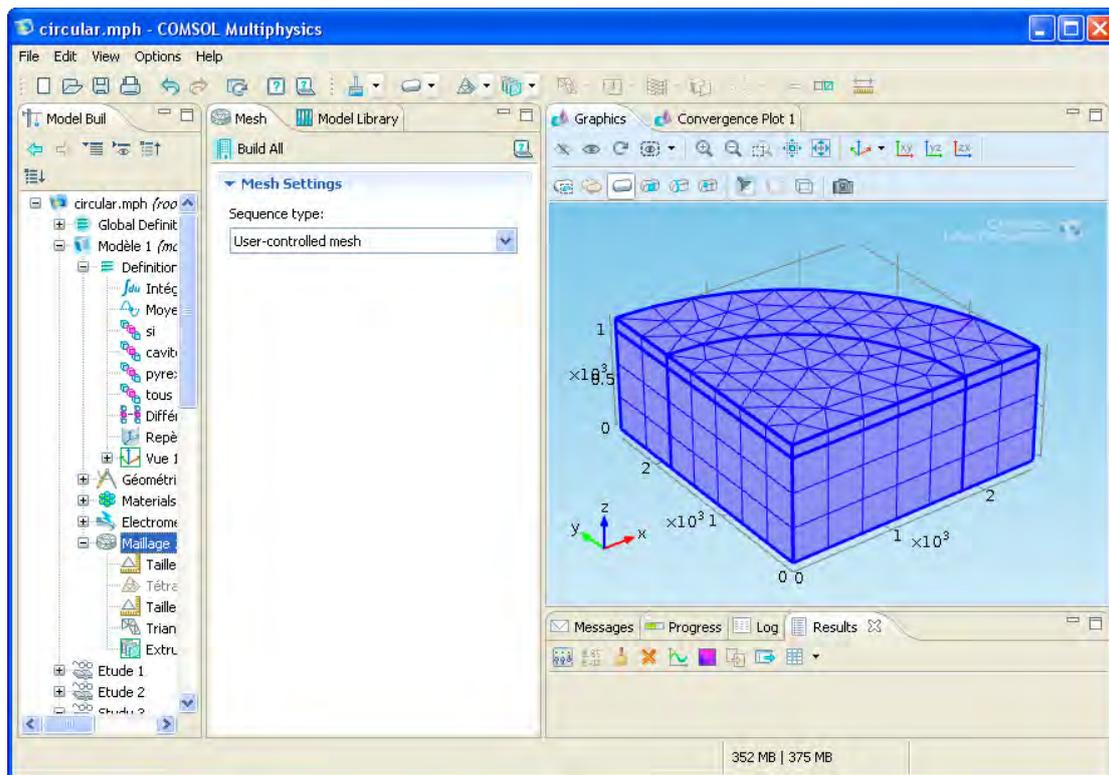


Figure 2.12 : maillage de la structure

- La résolution du problème :

Lorsque le problème est complètement défini, il est mis sous forme matricielle que l'on doit résoudre il ne reste plus qu'à le résoudre. Il est possible d'accéder à des menus pour paramétrer la résolution (figure 2.13).

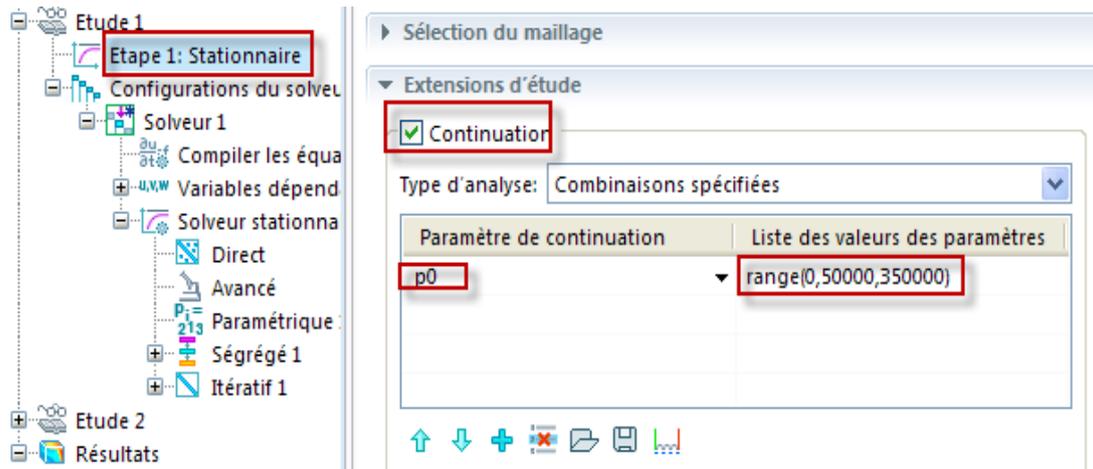


Figure 2.13: Etapes de la résolution du problème

- Le résultat

Sur le menu de la (figure 2.14), la rubrique résultat permet d'extraire les résultats du traitement et de faire leurs analyses.

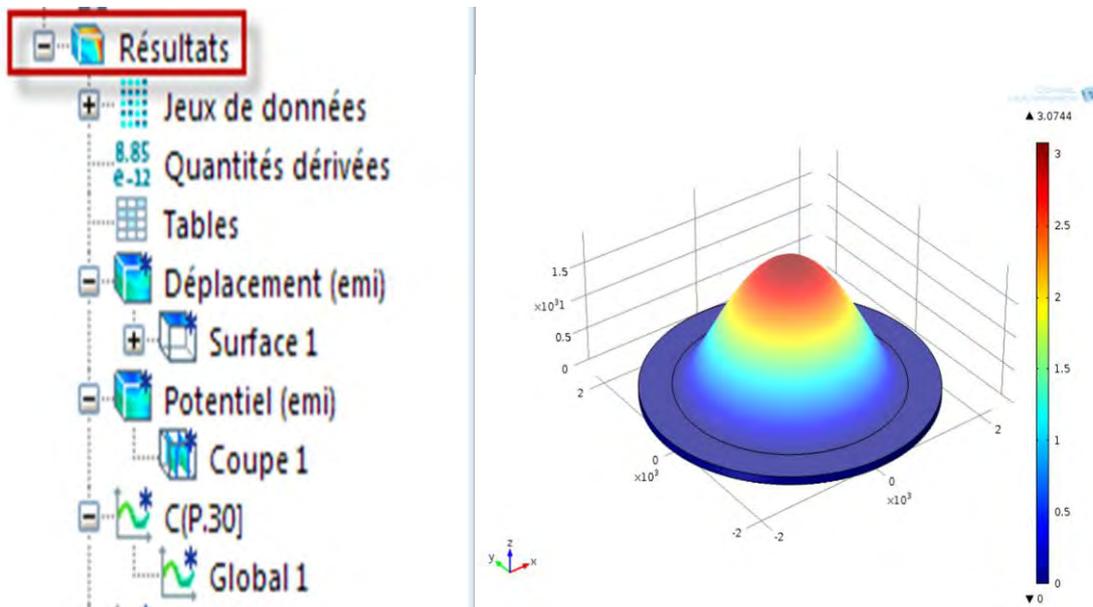


Figure 2.14: Affichage des résultats.

2.4. Résultats

2.4.1. Validation DU MODELE

Comme la validation du modèle est une étape essentielle dans la Méthodologie de conception et modélisation sous COMSOL, on valide notre modèle à partir des résultats théorique (chapitre 1) et expérimentale réalisés au LAAS de Toulouse dans les travaux de thèse de Mohamad Al Bahri [4] :

A- Etude de l'élément sensible « la membrane » :

L'étude de la déformation d'une membrane parfaitement encastrée aux bords est très importante dans la réalisation des micros capteurs de pression [3]. En effet la connaissance de la réponse d'une membrane, qui est l'élément sensible du capteur de pression.

Pour déterminer le comportement thermomécanique de l'élément sensible, nous avons étudié la membrane avec la structure totale du capteur

La figure 2.15 représente courbe de variation de déformation $w(r)$. Cette représentation dans l'espace permet une visualisation qualitative de l'état de la membrane lorsqu'elle est soumise à une pression uniforme et constante.

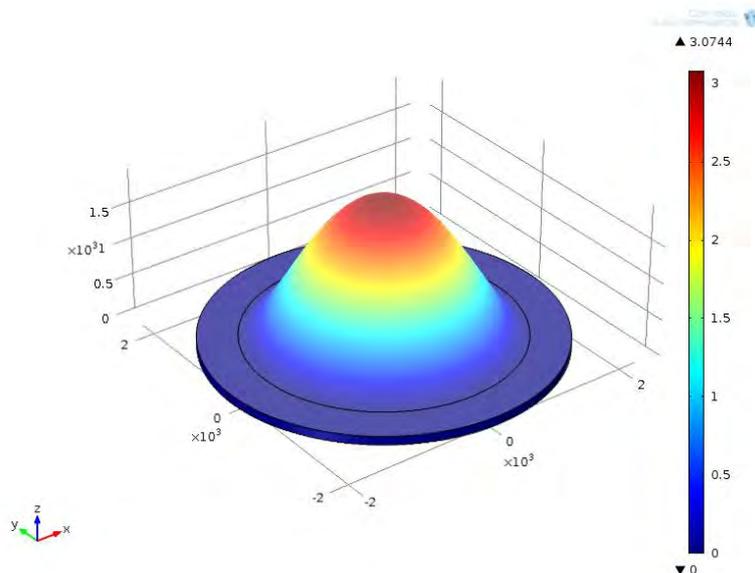


Figure 2.15: Déflexion $w(r)$ en fonction de la position radiale r pour une membrane de forme circulaire.

La figure 2.16 montre les variations de la déflexion maximale au centre w_0 au centre de la membrane de forme circulaire. A partir de cette courbe on déduit que les résultats obtenus sont en bon accord avec la théorie pour Néanmoins une légère différence des valeurs qui est probablement due aux contraintes thermiques causées par le processus de fabrication du dispositif.

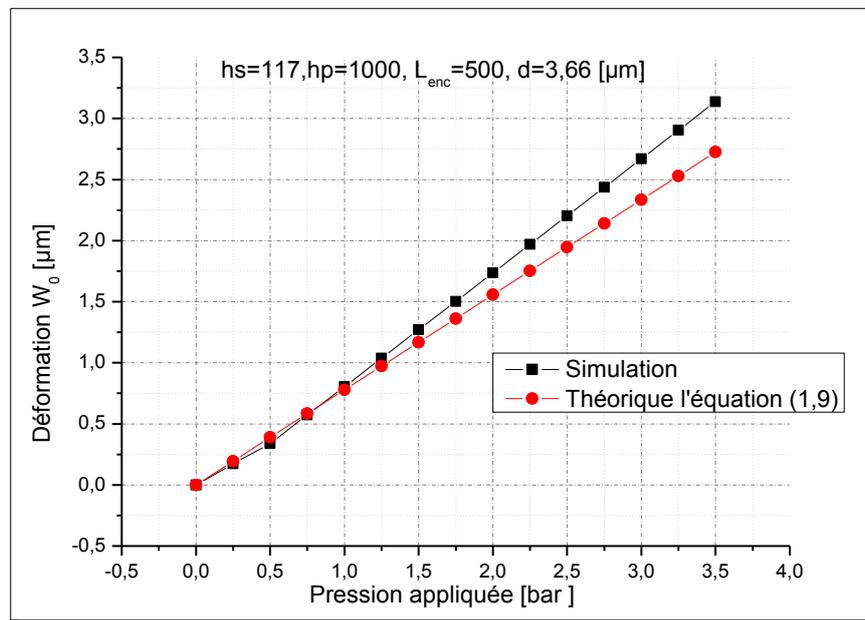


Figure 2.16: Déformation w_0 en fonction de la pression appliquée

B- Etude en fonction de la pression

Dans les figure 2.17 et 2.18, les courbes représentent les variations de la capacité $C(P)$ et la sensibilité $S_p(p)$ en fonction de la pression appliquée P à la température ambiante. Les valeurs typiques de sensibilité $S_p(p)$ sont regroupées dans le tableau 2.3 suivant :

	Expérimentale	Théorique	Simulation
Sensibilité $S_p(p)$ [Pf/bar]	0.1210	0.1196	0.1197

Tableau 2.3: Sensibilité à la pression appliquée $S_p(P)$

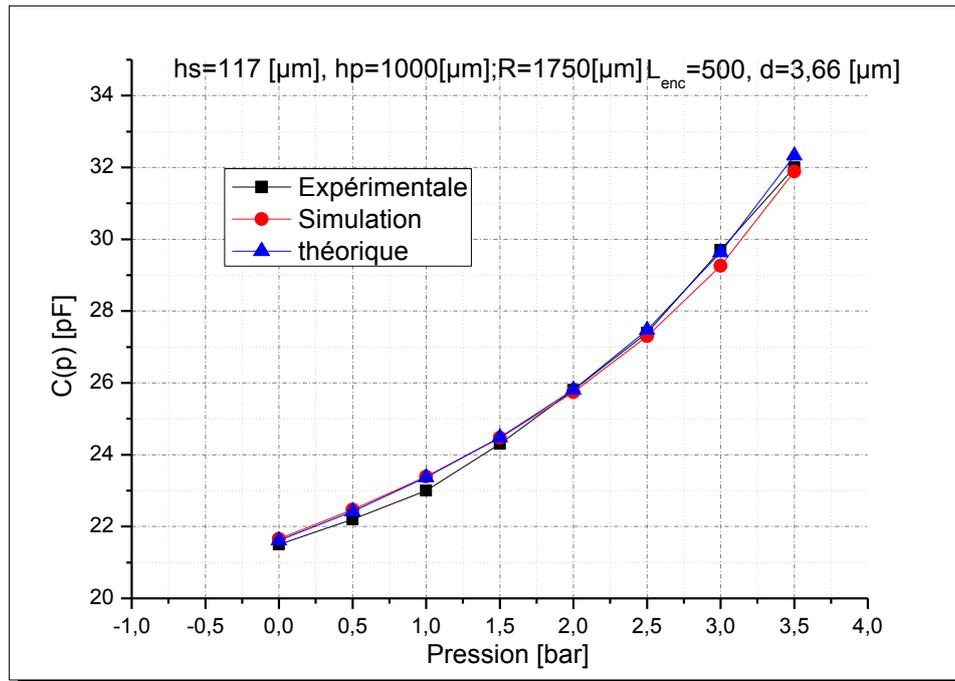


Figure 2.17: Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée dans le cas d'une membrane de forme circulaire.

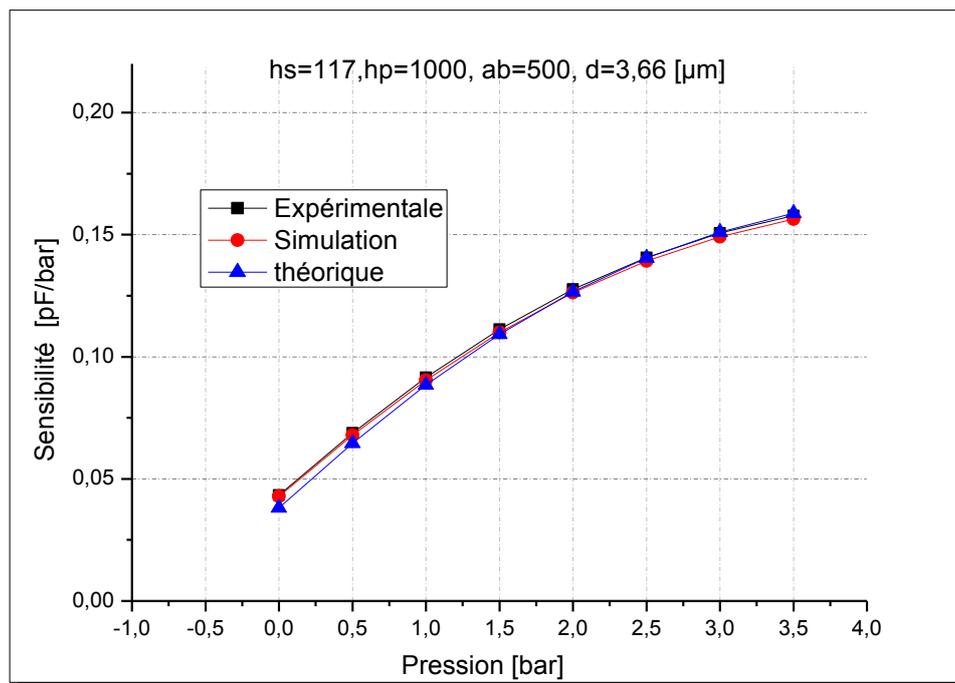


Figure 2.18: Sensibilité en fonction de la pression appliquée

On notera que l'allure de ces courbes est similaire à celle des résultats expérimentaux et théorique [4, 9]. A partir de la courbe de la figure 2.17 représentant la réponse capacitive,

nous pouvons déterminer une expression analytique approchée de cette réponse en fonction de la pression appliquée.

C- Etude au repos ($P=0$) en fonction de la température

L'état de repos d'un capteur de pression capacitif est caractérisé par une pression différentielle nulle. Le tableau 3.4 donne les valeurs théoriques, expérimentales et simulées de la capacité au repos de capteur étudié à $T=30^{\circ}\text{C}$ [4].

Capteur	d (μm)	C(0) (pF)		
		Théorique	Expérimentale	Simulation
P5f9-s	4.3	18.344	18.269	19.09

Tableau 2.4 : Valeurs théoriques, expérimentales et de simulation de la capacité au repos

La figure 2.19 représente l'influence de la température sur la capacité au repos. Elle montre bien, que même au repos nous avons une variation de la capacité en fonction de la température, cette dernière peut être approximée par une droite.

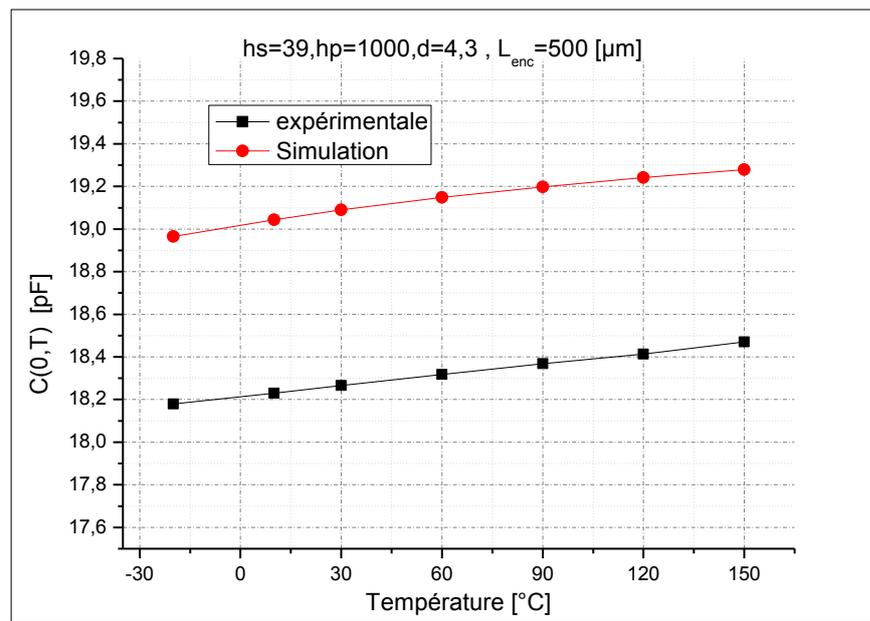


Figure 2.19: Influence de la température sur la capacité au repos

- membrane de forme circulaire.

Pour une meilleure évaluation de l'influence de la température sur la réponse du capteur, nous représentons sur la figure 2.20, les variations relatives de la

capacité au repos $\Delta C(0, T)$. La superposition des résultats simulés et expérimentaux, confirment bien notre modèle dans une large gamme de température.

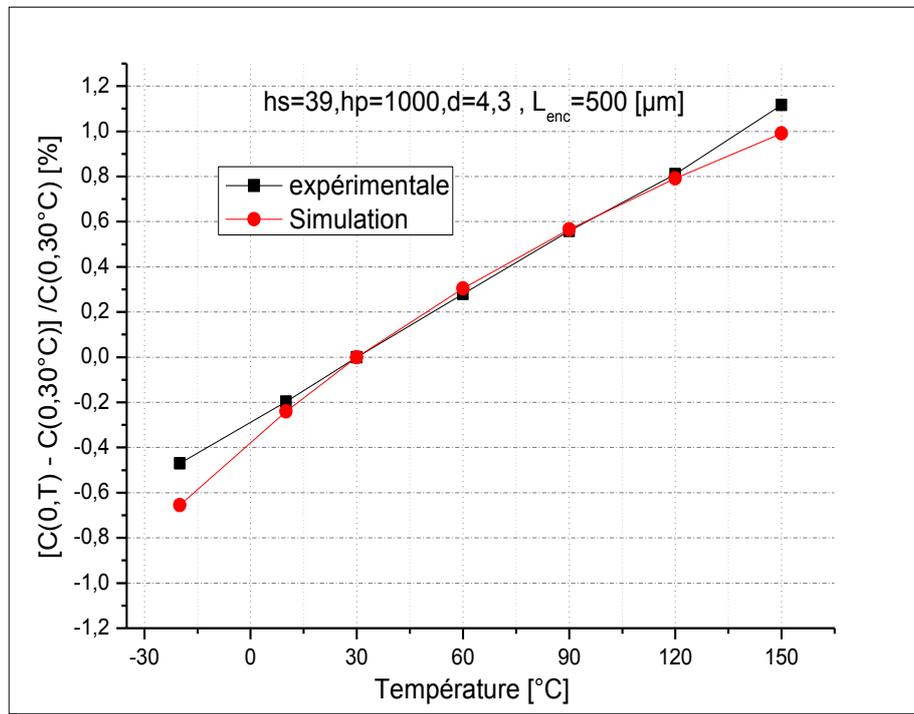


Figure 2.20: Influence de la température sur les variations relatives de la capacité de capteur caractérisé

La figure 2.21 représente la variation du coefficient thermique de la capacité au repos $T_C[C(0,T)]$ en fonction de la température dans la plage de -20°C à 150°C . Nous voyons que le coefficient thermique de la capacité au repos varie linéairement avec la température est presque constant avec une valeur expérimentale : $q_{c0}=93$ ppm/ $^{\circ}\text{C}$; et simulée $q_{c0}=94.4$ ppm/ $^{\circ}\text{C}$.

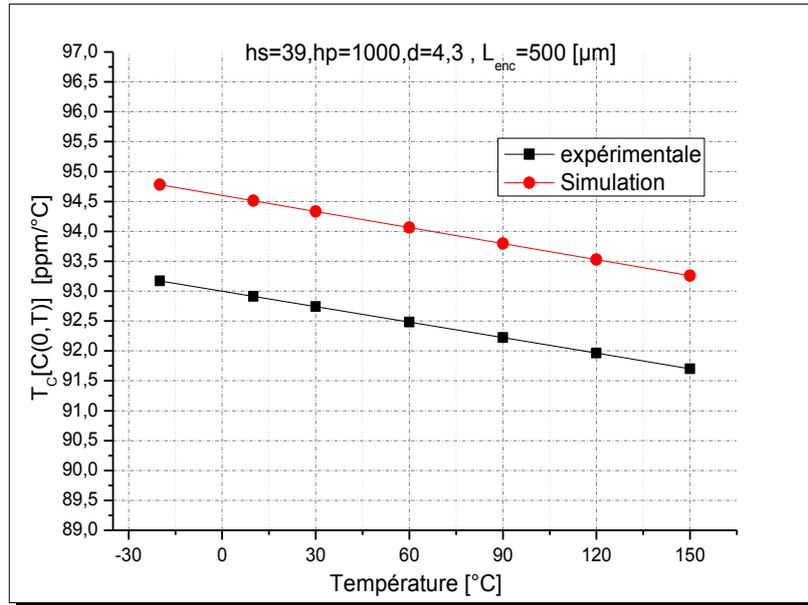


Figure 2.21 : *coefficient thermique de la capacité au repos*

Ces résultats sont très proches du résultat théorique et expérimental [6]. donc notre modale de simulation numérique en 3D par l'outil COMSOL MULTIPHYSICS est une bonne modale pour Simulation thermomécanique de capteurs de pression capacitif dans le cas d'une membrane de forme circulaire.

2.5. Modalisation d'un capteur de pression capacitif au silicium

2.5.1. Etude au repos ($P=0$) en fonction de la température

A- Effet de la forme de l'encastrement

Pour déterminer l'effet de la forme de l'encastrement nous avons étudié trois dispositifs identiques qui ne diffèrent que par leur forme d'encastrement. Les variations de la capacité et de sa sensibilité à la température en fonction de la température sont représentés sur les figures 2.22 et 2.23. Ces courbes montrent bien que la forme de l'encastrement provoque une variation sur la capacité et sur sa sensibilité à la température. A partir de ces courbes on peut conclure que l'effet de la forme de l'encastrement est très important et on constate bien que la sensibilité à la température de l'encastrement circulaire est minimale et pratiquement constante d'une valeur moyenne de 26 ppm/°C, alors qu'elle est de 52 ppm/°C pour la forme

carrée et de 84 ppm/°C pour la forme rectangulaire (figure 2.23).

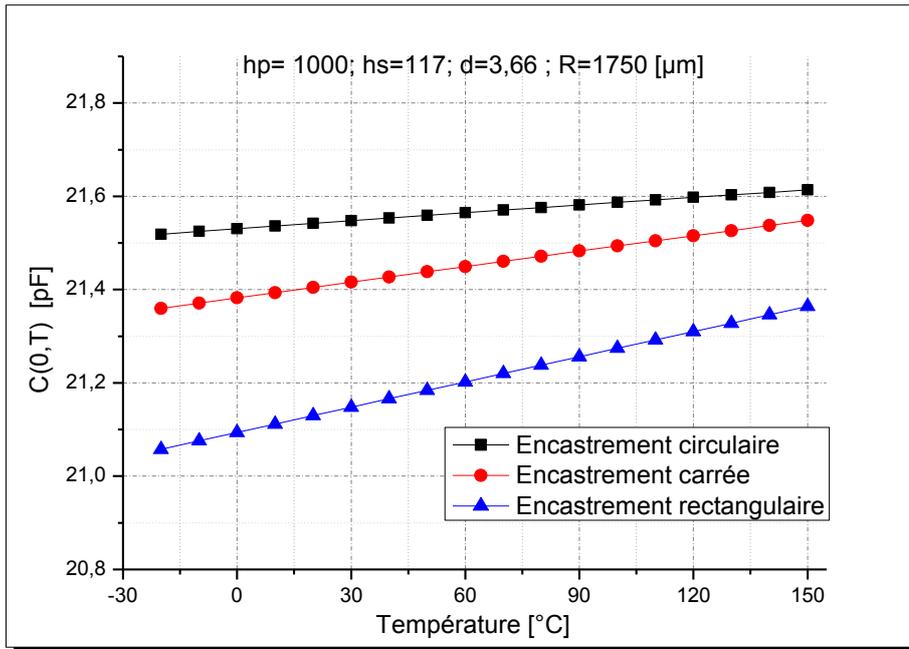


Figure 2.22: Influence de la température sur la capacité au repos pour plusieurs formes d'encastremets

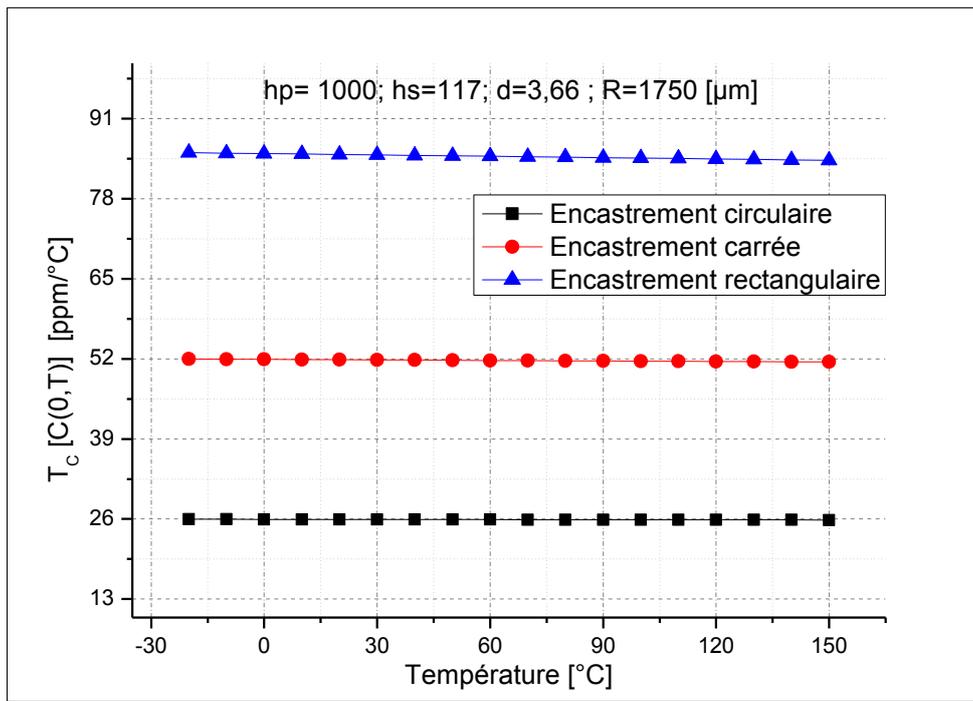


Figure 2.23: coefficient thermique de la capacité au repos pour plusieurs formes d'encastremets

B- Effet des dimensions géométriques

Pour déterminer l'influence des paramètres géométriques de la membrane sur la capacité au repos $C(0,T)$ et la sensibilité à la température $T_C[C(0,T)]$ du capteur de pression capacitif en fonction de la température, nous avons étudié le dispositif en fonction des différents paramètres géométriques de la membrane tel que l'épaisseur de la membrane « hs », l'épaisseur du diélectrique « d » et le rayon de la membrane « R ». Les résultats de simulations sont représentés sur les figures 2.24 jusqu'à 2.29

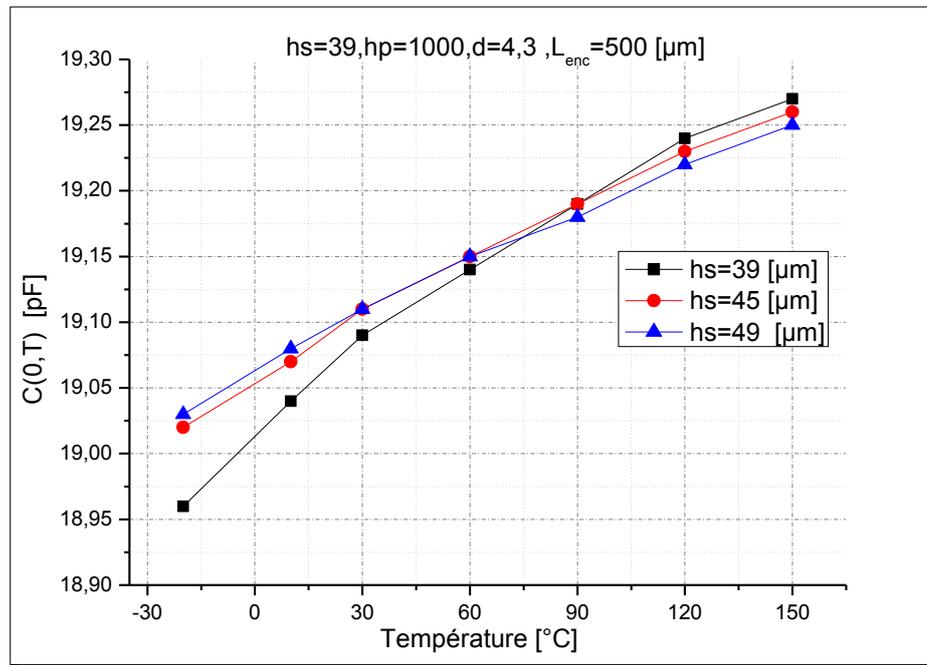


Figure 2.24: Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».

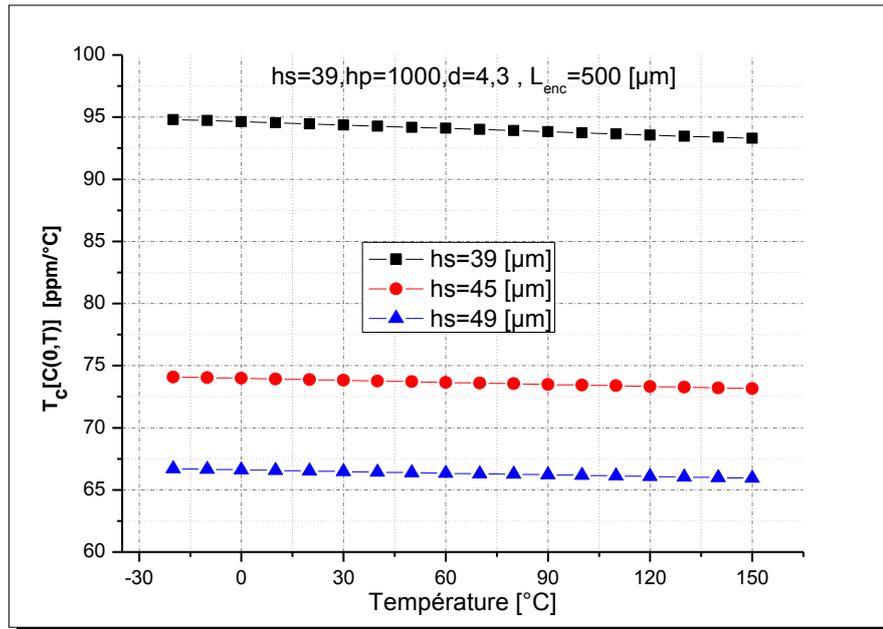


Figure 2.25 : sensibilité à la température $T_c[C(0,T)]$ pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « hs ».

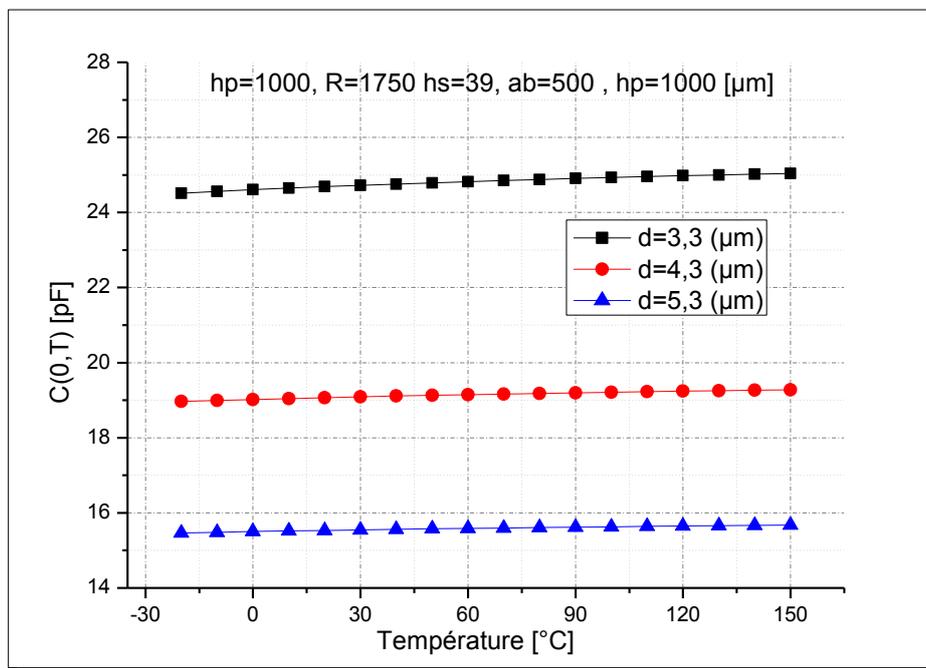


Figure 2.26: Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d ».

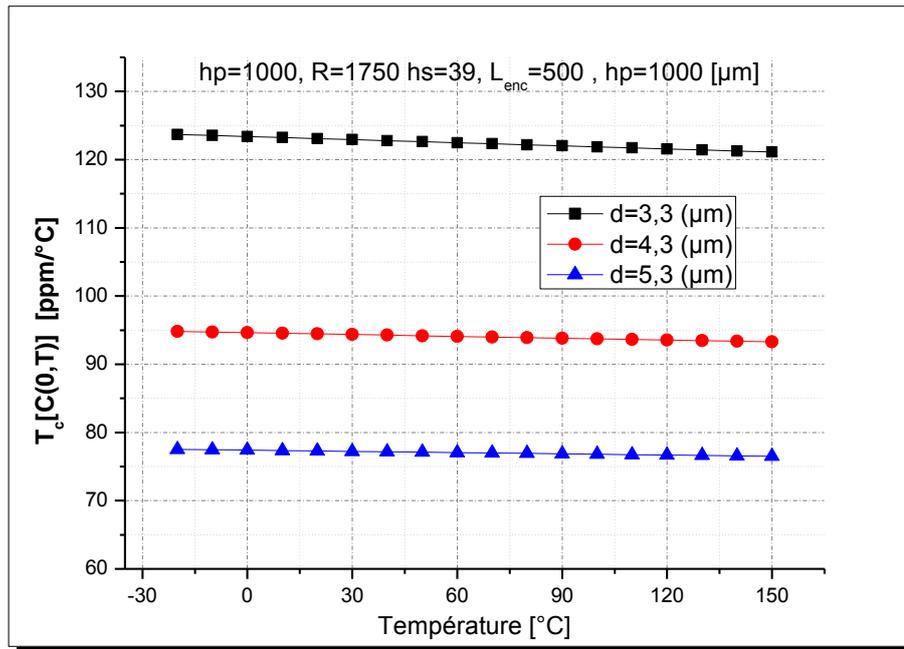


Figure 2.27 : sensibilité à la température $T_c[C(0.T)]$ pour différentes valeurs l'épaisseur du diélectrique « d ».

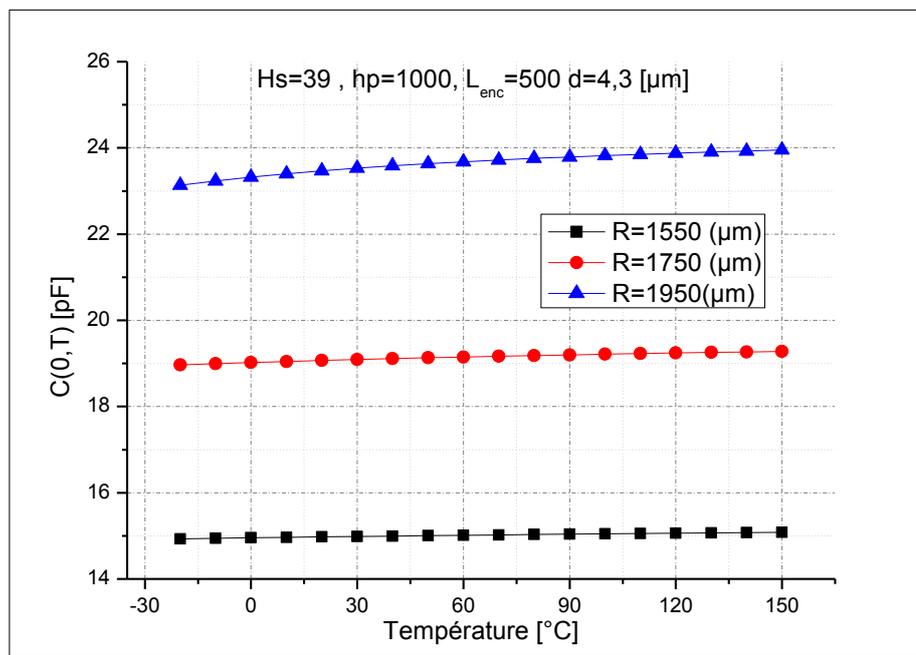


Figure 2.28: Influence de la température sur la capacité au repos pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire.

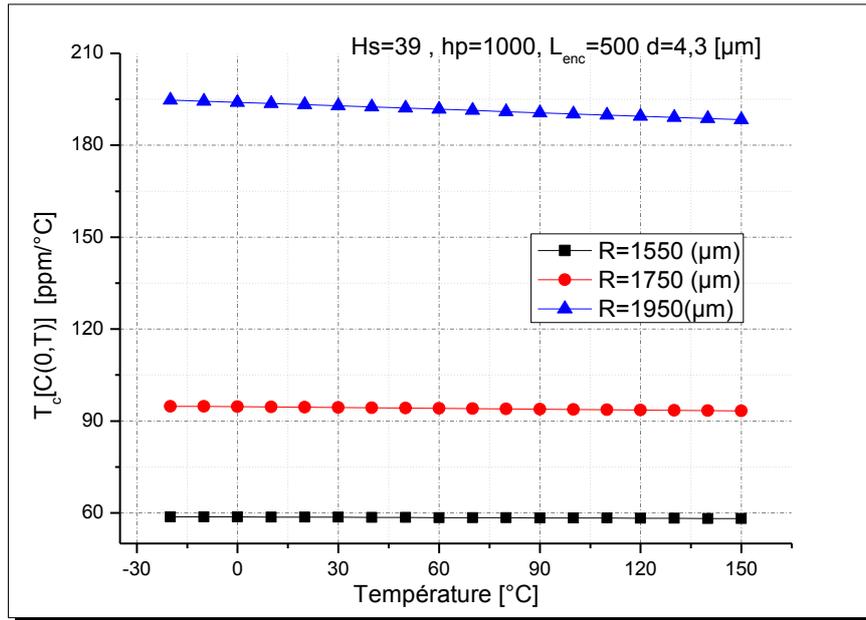


Figure 2.29: sensibilité à la température $T_c[C(0.T)]$ pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire

A partir de ces résultats on peut en déduire que:

- La réponse capacitive au repos $C(0.T)$ et la sensibilité à la température de la réponse capacitive $T_c[C(0.T)]$, sont proportionnelles au rayon « R ».
- La réponse capacitive au repos $C(0.T)$ et la sensibilité à la température de la réponse capacitive $T_c[C(0.T)]$, sont inversement proportionnelles à la distance inter électrodes « d »
- La réponse capacitive varie légèrement avec la variation de l'épaisseur de la membrane « hs ». Par contre la sensibilité à la température de la réponse capacitive $T_c[C(0.T)]$, est inversement proportionnelle à l'épaisseur de la membrane « hs ».

A partir de ces constatations, on peut conclure que pour l'obtention d'une sensibilité optimale à la température il faut utiliser une faible surface de l'électrode active donc le plus petit rayon « R » possible de la membrane, une large distance inter électrode « d » et une assez grande épaisseur « hs » de la membrane. Mais ce choix peut avoir des conséquences néfastes sur le comportement mécanique du capteur, notamment sur sa sensibilité à la pression. Il serait préférable de modifier l'épaisseur du substrat et la largeur d'encastrement L_{enc} , comme il est montré sur la figure 2.30.

A partir de la figure 2.30, on voit bien que la sensibilité à la température $T_c[C(0,T)]$, est inversement proportionnelle à la largeur de l'encastrement « L_{enc} ». Par conséquent, pour réduire la sensibilité à la température $T_c[C(0,T)]$, il est nécessaire d'avoir une grande largeur d'encastrement (L_{enc}). Cette solution est facile à mettre en œuvre et n'affecte pas la sensibilité à la pression.

Largeur d'encastrement : L_{enc}

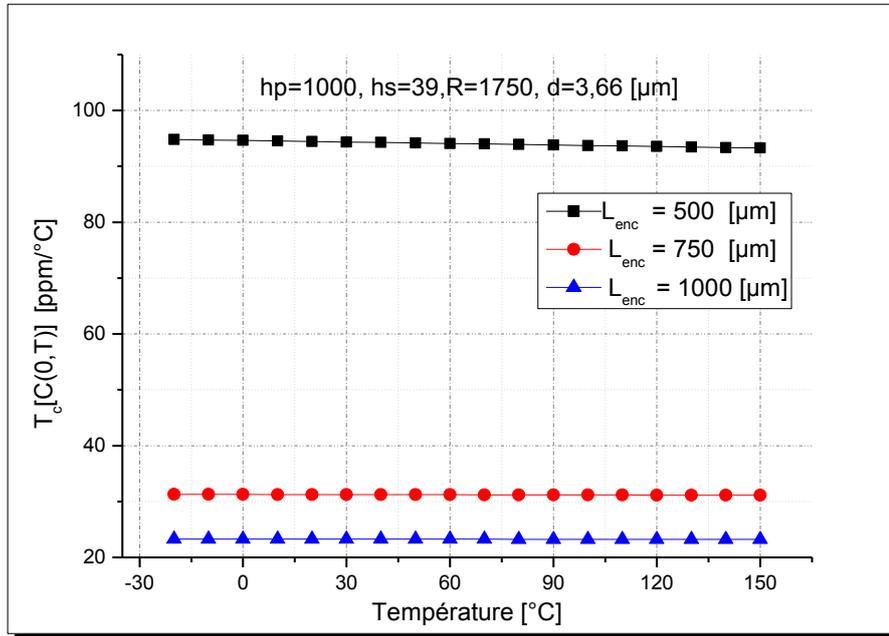


Figure 2.30 : sensibilité à la température $T_c[C(0,T)]$ pour différentes valeurs de largeur de l'encastrement (L_{enc}).

2.5.2. Etude en fonction de la pression à température ambiante $T=30^\circ\text{C}$

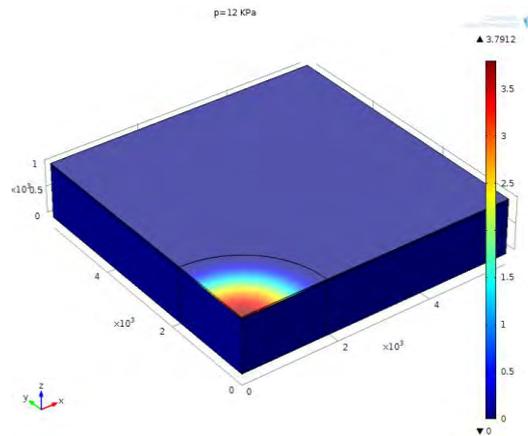
A-Effet de la forme de l'encastrement

Nous reprenons la même étude effectuée précédemment (cf. § 2.5.1-A), pour déterminer l'effet de la forme de l'encastrement sur la réponse capacitive et de la sensibilité du capteur pour ces différentes formes. Les résultats obtenus de cette simulation sont représentés sur la figure 2.31. Pour une meilleure appréciation de ces résultats, nous représentons les variations de la capacité $C(P)$ et la sensibilité à la pression $S_p(P)$ en fonction de la pression pour les différentes formes d'encastrement

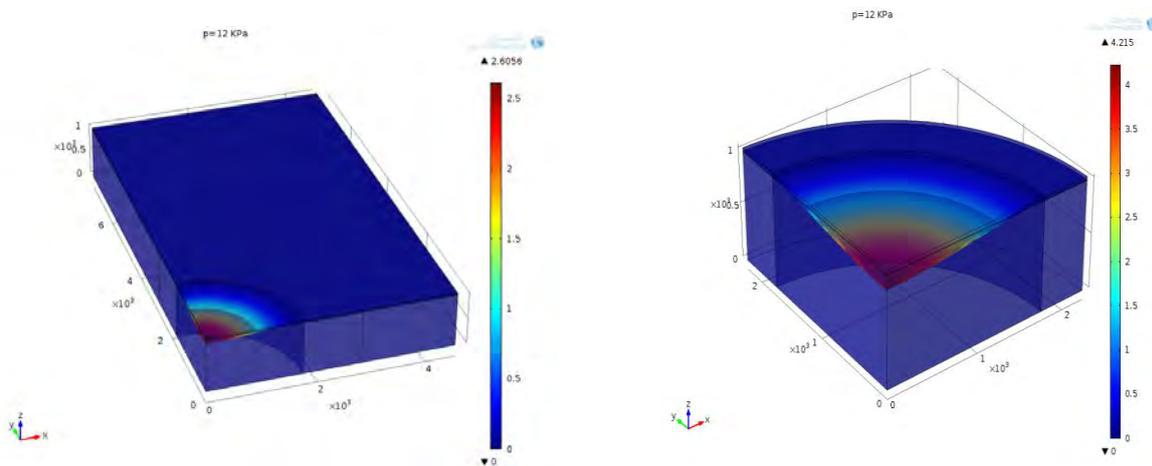
sur les figures 2.32 et 2.33. A partir de ces courbes on peut conclure que l'effet de la forme de l'encastrement est très important. Les valeurs typiques de sensibilité $S_p(p)$ sont regroupées dans le tableau 2.5

Encastrement	carrée	Rectangulaire	Circulaire
sensibilité S_p [pF/kPa]	0.127	0.058	0.022

Tableau 2.5 : Sensibilité à la pression appliquée $S_p(p)$ pour plusieurs formes d'encastrement



Encastrement carrée



Encastrement rectangulaire

Encastrement circulaire

Figure 2.31: différentes formes de structure de capteur de pression capacitif.

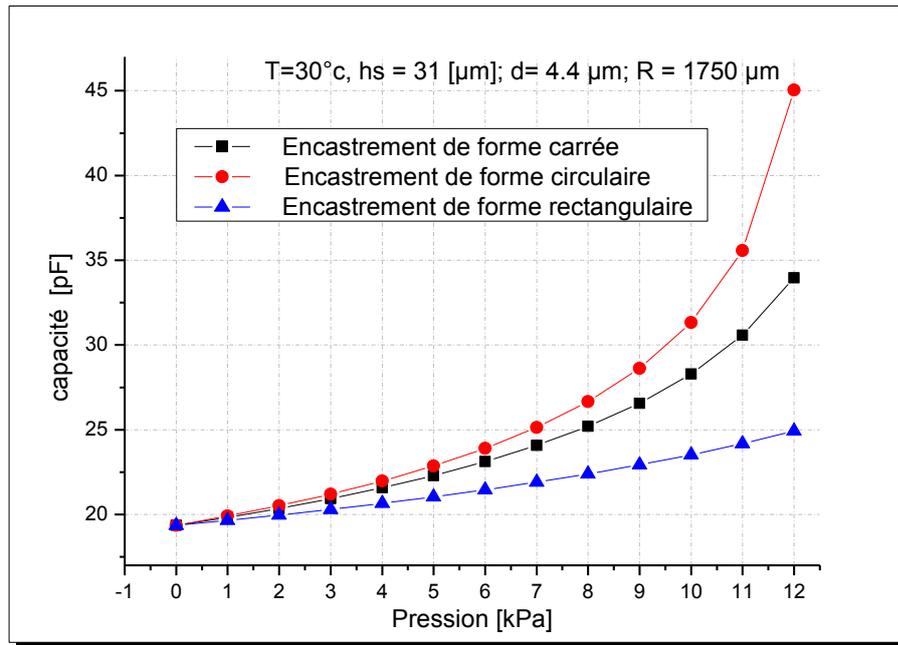


Figure 2.32: Variation de la capacité $C(P)$ en fonction de la pression appliquée P pour plusieurs formes d'encastements

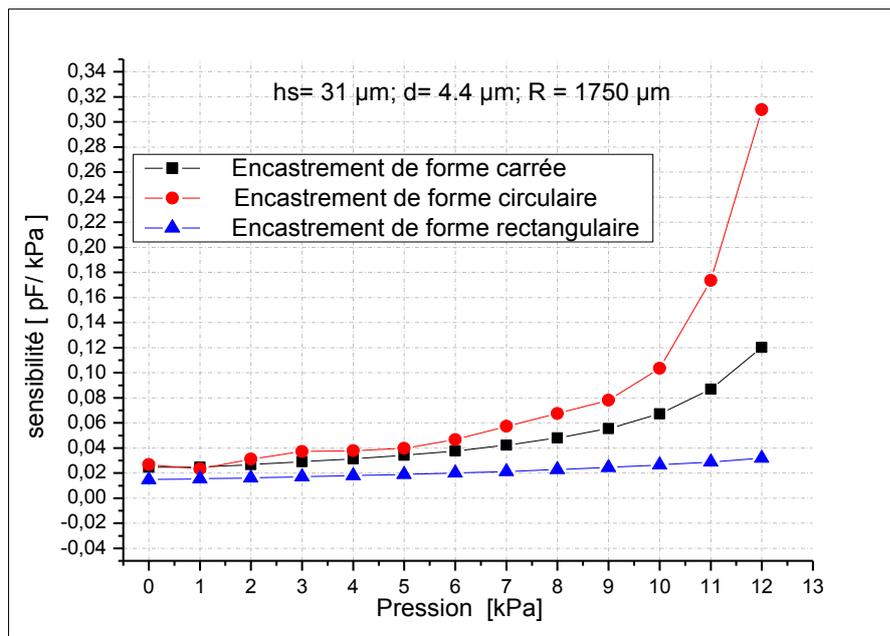
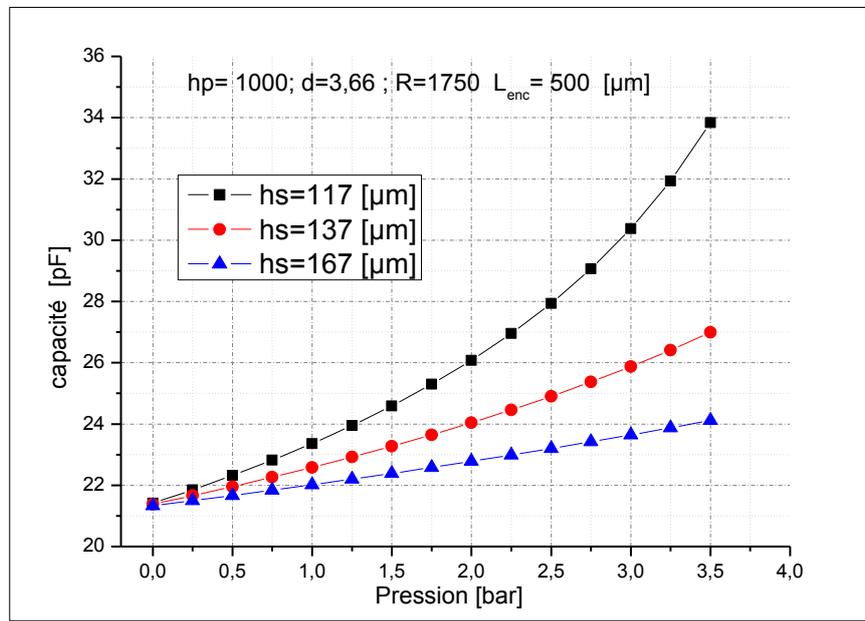


Figure 2.33: Variation de la sensibilité à la pression $S_p(p)$ en fonction de la pression appliquée P pour plusieurs formes d'encastements.

B- influences paramètres géométriques

Nous reprenons la même étude effectuée précédemment (cf. § 2.5.1-B), pour déterminer l'effet des paramètres géométriques sur la réponse capacitive et de la sensibilité du capteur.

Les résultats de simulations sont représentés sur les figures 2.34 jusqu'à 2.39.



*Figure 2. 34: Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « **hs** ».*

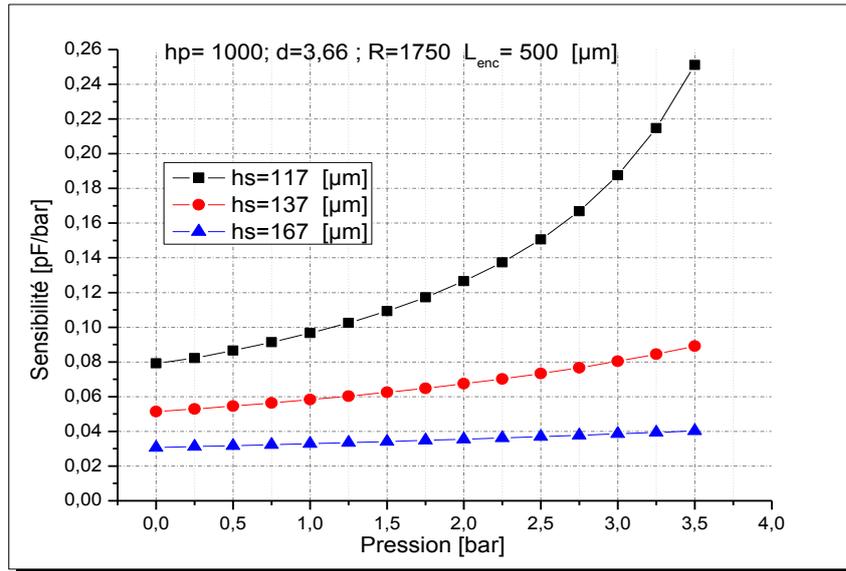


Figure 2. 35 : Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur de la membrane « h_s ».

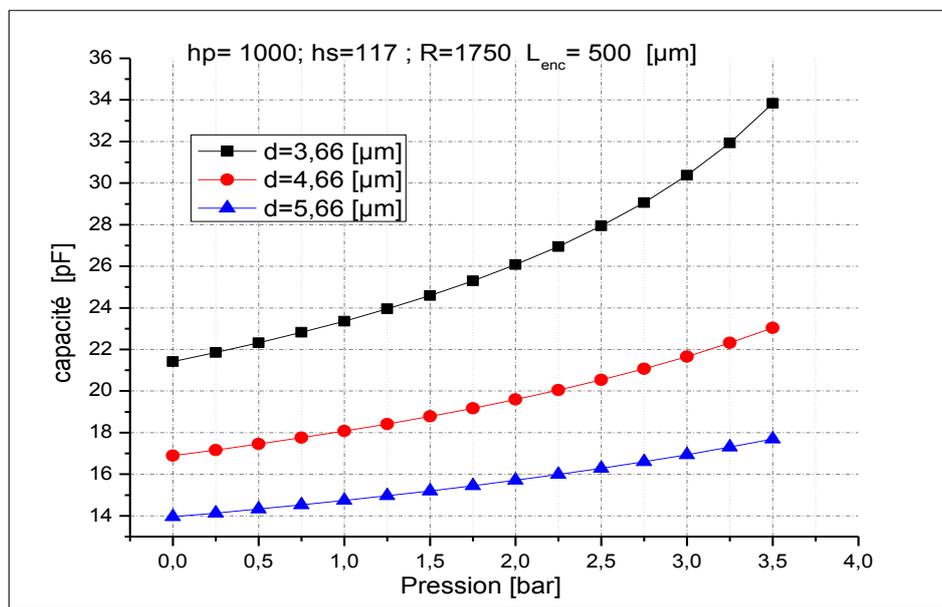


Figure 2. 36 : Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d ».

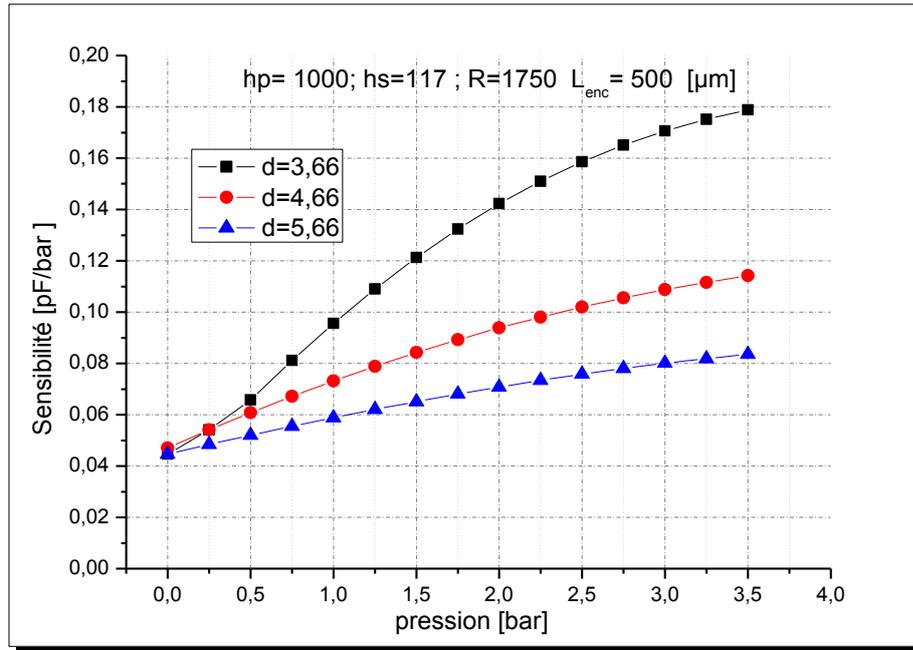


Figure 2. 37: Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de l'épaisseur du diélectrique « d ».

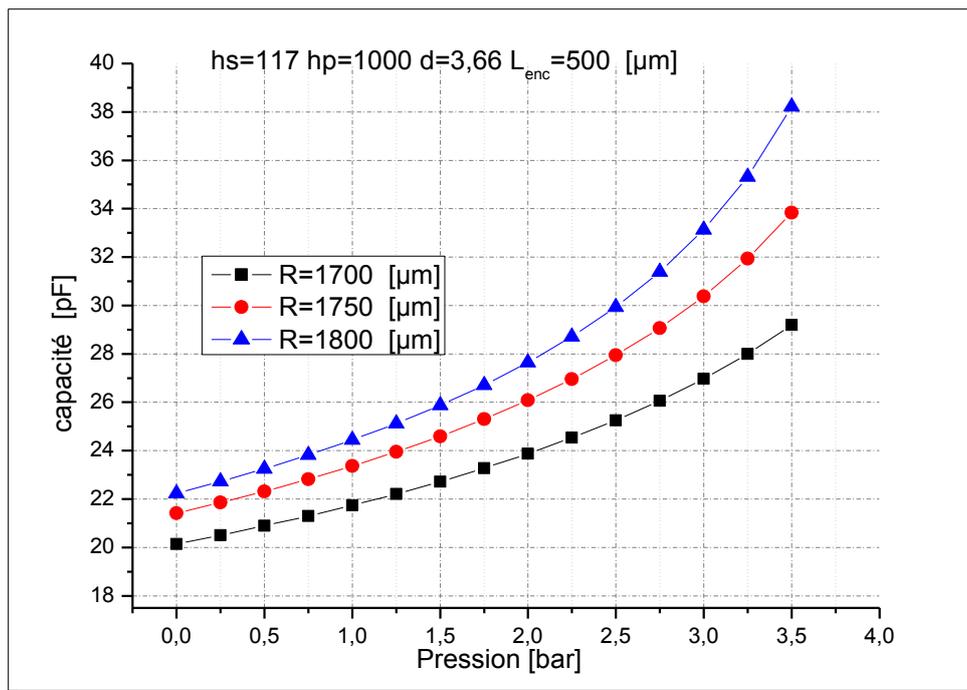


Figure 2. 38: Variation de la capacité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire

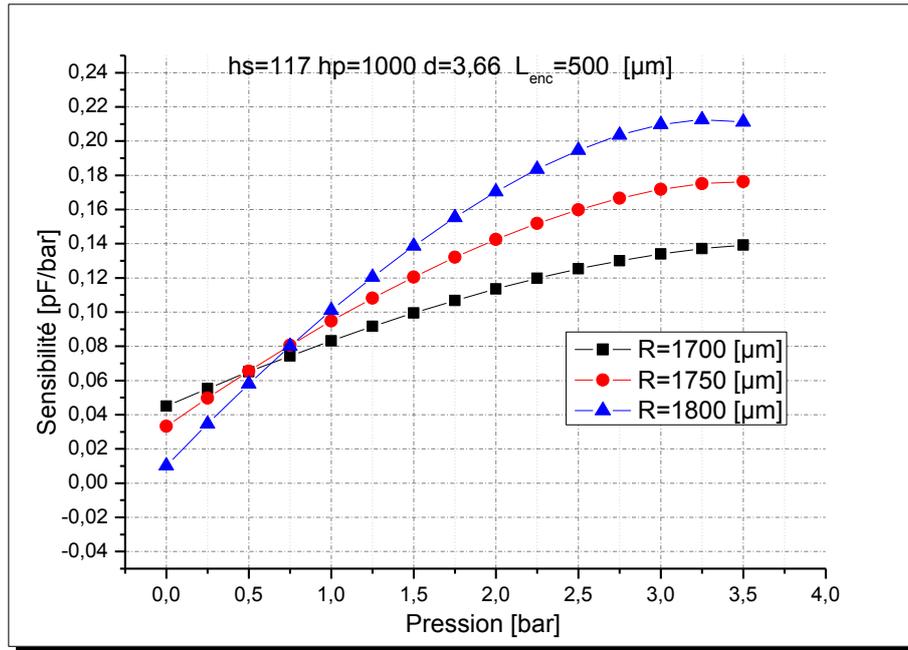


Figure 2. 39: Sensibilité en fonction de la pression appliquée pour différentes valeurs de rayon « R » de la membrane circulaire.

A partir de ces courbes, on peut faire les constatations suivantes :

- La réponse capacitive $C(P)$ et la sensibilité à la pression $Sp(P)$ sont proportionnelles à la surface de l'électrode active « A ».
- La réponse capacitive $C(P)$ et la sensibilité à la pression $Sp(P)$ sont inversement proportionnelles à la distance inter électrode « d »
- La réponse capacitive $C(P)$ et la sensibilité à la pression $Sp(P)$ sont inversement proportionnelle à l'épaisseur de la membrane « hs ».

Donc on peut conclure que les résultats obtenus sont en bon accord avec la théorie, et qu'effectivement l'optimisation de la réponse capacitive $C(P)$ et de la sensibilité à la pression $Sp(P)$ sont obtenus en choisissant une valeur maximale de la surface active « A », de faibles valeurs de distances inter électrodes « d » et d'épaisseur de la membrane « hs », bien entendu dans les limites technologiques possibles.

2.6 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté une simulation thermomécanique du capteur de pression à détection capacitive. Cette simulation prend en compte l'intégralité du capteur. Nous avons commencé par une étude en pression à température constante, qui nous a permis de valider le modèle établi.

Par la suite nous avons déterminé les réponses capacitives ainsi que les sensibilités du capteur en fonction de la température et en fonction de la pression appliquée. Nous avons aussi déduit les effets des paramètres géométriques et des propriétés physiques sur les performances du capteur.

Pour concevoir des capteurs de pression capacitifs de haute sensibilité $S_P(P)$ à la pression, il est nécessaire d'avoir une large surface de membrane (A) et une faible épaisseur de cavité (d), cependant ces deux paramètres sont eux-mêmes limités par d'autres facteurs technologiques de fabrication. Parmi ces facteurs, on peut citer le dimensionnement du dispositif, la précision et la reproductibilité de fabrication.

Finalement pour réduire sensibilité $T_C[C(0, T)]$ à la température, il est nécessaire d'avoir une grande largeur d'encastrement (L_{enc}). Cette solution est facile à mettre en œuvre et n'affecte pas la sensibilité à la pression.

Chapitre 3

SIMULATION D'UN CAPTEUR DE PRESSION PIEZORESISTIF AU SILICIUM

3.1 Introduction

3.2 Modélisation du capteur de pression piézorésistif au silicium

3.3 Simulation COMSOL du capteur de pression piézorésistif

A- Géométrie

B- Propriétés physiques

C- Équations physiques

D- Procédure de simulation

3.4 Résultats

A- Étude de l'élément sensible « la membrane »

B - Disposition des jauges sur la membrane

C- Réponse du capteur

3.5 Conclusion

3.1. Introduction

Les capteurs de pression piézorésistif au silicium sont parmi les plus utilisés dans tous les domaines, tel que l'automobile, l'aérospatial, biomédicale et de l'ingénierie. Ils ont l'avantage d'avoir une réponse linéaire et d'une simplicité de fabrication [21].

Dans ce chapitre, nous établissons un modèle à 3D, qui tient en compte de l'intégralité de la structure du capteur de pression piézorésistif à membrane de forme carrée.

En premier temps, et afin de valider le modèle établi, nous avons déterminé la réponse de l'élément sensible de forme carrée au silicium $w(x, y)$.

En seconde étape, nous avons effectué la simulation en fonction de la température et de la pression de l'intégralité du capteur. Ceci nous permet de déterminer la réponse du capteur en fonction de la pression et de la température $V(P, T)$. A partir des résultats obtenus nous pouvons en déduire les effets des paramètres d'influences sur les performances du capteur.

3.2. Modélisation du capteur de pression piézorésistif au silicium

La figure 1 montre la vue de dessus d'un diaphragme de forme carrée, dans lequel les piézorésistances sont diffusées sur sa surface et orientées selon l'axe [110]. Ces jauges sont connectées en pont de Wheatstone, et disposées convenablement, telle que R_1 et R_3 sont longitudinales et R_2 et R_4 sont transversales, pour assurer une réponse optimale du capteur. Nous rappelons, que la réponse des jauges $\frac{\Delta R}{R_0}$ est donnée par [22]:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\Delta \rho}{\rho_0} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t \quad (3.0)$$

Où :

- π_l et π_t sont les coefficients de piézorésistivité longitudinale et transversale.
- σ_l et σ_t sont les contraintes longitudinales et transversales.

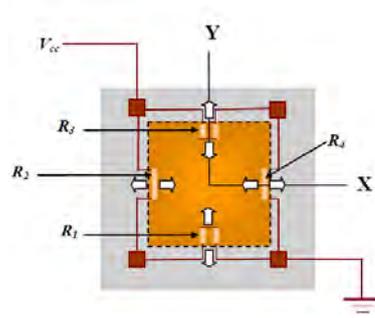


Figure. 3.1 : *Vue de dessus de la membrane de forme carrée d'un capteur de pression piézorésistif conventionnel*

(R_1, R_3 : piézorésistances longitudinales, R_2, R_4 : piézorésistances transversales)

Dans le cas des jauges implantées sur une membrane au silicium type P, micro usinée dans un plan (100) et dont les côtés sont orientés [110], l'expression simplifiée de leur variation $\frac{\Delta R}{R_0}$ est donnée par (cf. chapitre 1) [22] :

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\pi_{44}}{2} (\sigma_l - \sigma_t) \quad (3.1)$$

La contrainte maximale est localisée au centre de chaque bord de la membrane et peut être exprimée par [23]:

$$\sigma_{max} = \frac{1}{3.25} \left(\frac{L}{H}\right)^2 P \quad (3.2)$$

Où P est la pression appliquée, L et H les dimensions de la membrane.

Pour un fonctionnement normal, cette contrainte doit être inférieure à la limite d'élasticité du Silicium qui est de 7 GPa [24].

Les contraintes de cisaillement dans le système de coordonnées ayant subi une rotation (σ^{12}) est donnée par [25] :

$$\sigma^{12} = \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} = 0.141 \left(\frac{L}{H}\right)^2 P \quad (3.3)$$

Où σ_x, σ_y sont les contraintes normales selon les axes x et y.

La tension sortie du pont ΔV_{out} en fonction de la pression appliquée P et donnée par [22] :

$$\frac{\Delta V_{out}}{V_0} = \frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\pi_{44}}{2} (\sigma_l - \sigma_t) \quad (3.4)$$

Avec V_0 est la tension de polarisation du pont. Que l'on peut mettre sous la forme suivante :

$$\Delta V_{out} = 0.1155 \pi_{44} (1 - \nu) \left(\frac{L}{H}\right)^2 V_0 \quad (3.5)$$

A partir de l'équation (3.5) on peut déduire l'expression de la sensibilité à la pression du capteur $S_p(P)$ [22] :

$$S_p(P) = 0.1155 \pi_{44} (1 - \nu) \left(\frac{L}{H}\right)^2 \quad (3.5)$$

3.3 Simulation COMSOL du capteur de pression piézorésistif

Procédure de simulation

On rappelle que le comportement mécanique d'une membrane de forme carrée est régit par l'équation de Lagrange d'ordre 4 en coordonnées cartésiennes (équation 1.3- cf. chapitre1). Notre simulation prend en compte le couplage des trois physiques suivantes: mécanique, électrique et thermique. Cette dernière nous permet de déterminer la réponse $V_{out}(P, T)$ du dispositif en fonction de la pression et de la température.

A- Géométrie

Les dimensions des structures étudiées sont :

- Dimension hors-tout: 2397 x 2397 μm , de hauteur 250 μm ,
- Dimension de la membrane: 1897 x 1897 μm et d'épaisseur $h_s = 30\mu\text{m}$.

On considère que le capteur est parfaitement encastré sur ses bords, comme le montre la figure.3.2.

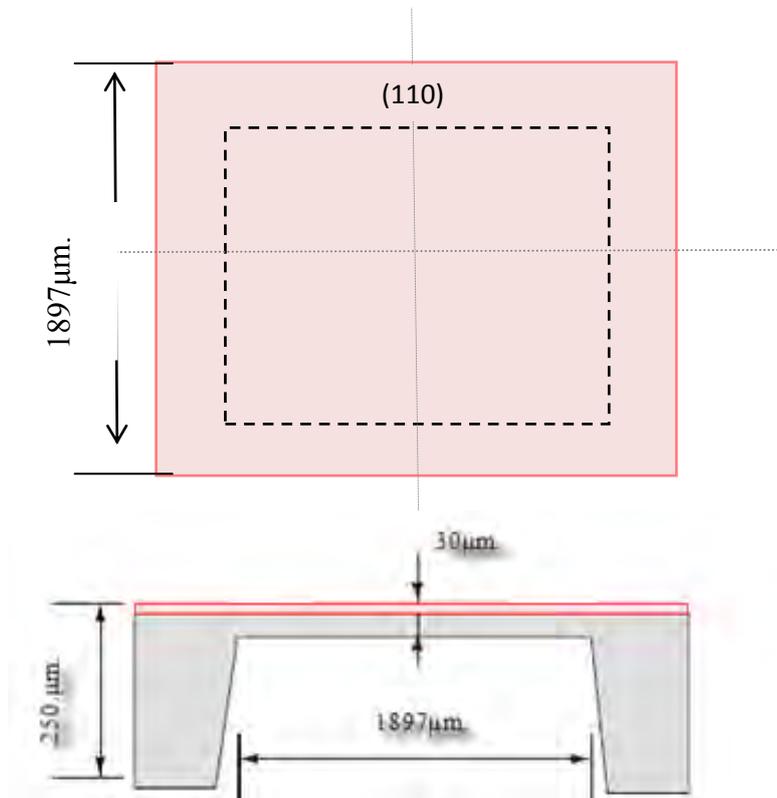


Figure 3.2 : géométrie de la membrane dans l'espace

B- Propriétés physiques

On applique une pression constante et uniforme sur la face supérieure du capteur. Les expressions des modules d'Young, de Coulomb G et le coefficient de Poisson du silicium utilisées dans notre modélisation sont celles définies dans le cas particulier d'un plan (100) et de direction [110] tel que établi par [1], et leurs valeurs sont données par: $E_{110} = 168.92$ [GPa], $G_{110} = 0.05092$ [GPa] $\nu_{110} = 0.0642$.

C- Équations Physiques

La relation entre le champ électrique E et la densité de courant, J , à l'intérieur d'un élément piézorésistif est donnée par:

$$E = (\rho + \Delta\rho) \cdot J \quad (3.8)$$

Où ρ est la résistivité et $\Delta\rho$ est la variation induite de la résistivité. La variation de résistance est liée à la contrainte, σ , par la relation suivante:

$$\Delta\rho = \Pi \cdot \sigma \quad (3.9)$$

Où Π est le tenseur de piézorésistivité du matériau (cf. Chapitre 1).

La résolution de ces équations se fait par l'utilisation des interfaces de Piézorésistance de COMSOL décrites précédemment dans le chapitre 2.

D – les étapes de simulation

- **Le choix du modèle** : le choix du modèle s'effectue à partir du menu de la figure 3.3, où on sélectionne la rubrique « piézorésistance » qui permet de prendre en considération le couplage des deux physiques électrique et mécanique. Ceci constitue l'interface Piézorésistance, courants de frontière (pzrb) qui permet de résoudre l'équation (3.9), conjointement avec les équations de la mécanique des structures dont nous avons décrit dans le chapitre précédent.

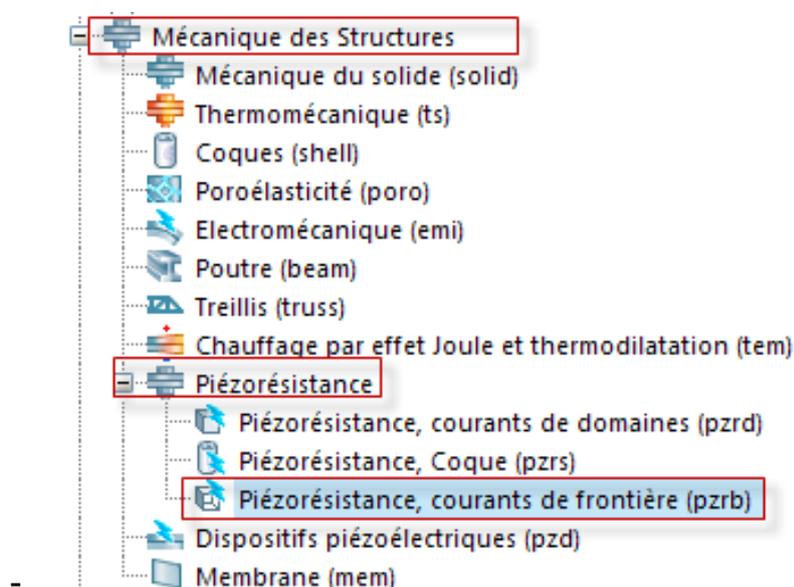


Figure 3.3 : Fenêtre du navigateur de modèles: choix du modèle.

- **La saisie des données** : Dans les définitions globales, on introduit toutes les constantes et toutes les expressions que l'on a regroupés dans la figure 3.4.

Parameters constantes			
Name	Expression	Value	Desci
p0	100[kPa]	1.0000E5 Pa	
lon	1897[um]	0.0018970 m	
hs	30[um]	3.0000E-5 m	
E_si	168.92[GPa]	1.6892E11 Pa	
nu_si	0.0642	0.064200	
surf	lon^2	3.5986E-6 m ²	
R1	sqrt((surf/pi))	0.0010703 m	
ab	500[um]	5.0000E-4 m	
sur	(lon+ab)^2	5.7456E-6 m ²	
r1	sqrt((sur/pi))	0.0013524 m	
G_si	0.05092[GPa]	5.0920E7 Pa	

Variables les expressions			
Name	Expression	Unit	Descripti
wtheorique	(0.01512*(1-nu_si)^2...	m	

Figure 3.4 : Saisie les paramètres 1- Constantes 2- expressions

- **Le dessin de la géométrie** : Une fois que les données sont saisies, on dessine la géométrie propre du modèle étudié représenté sur la figure 3.5:

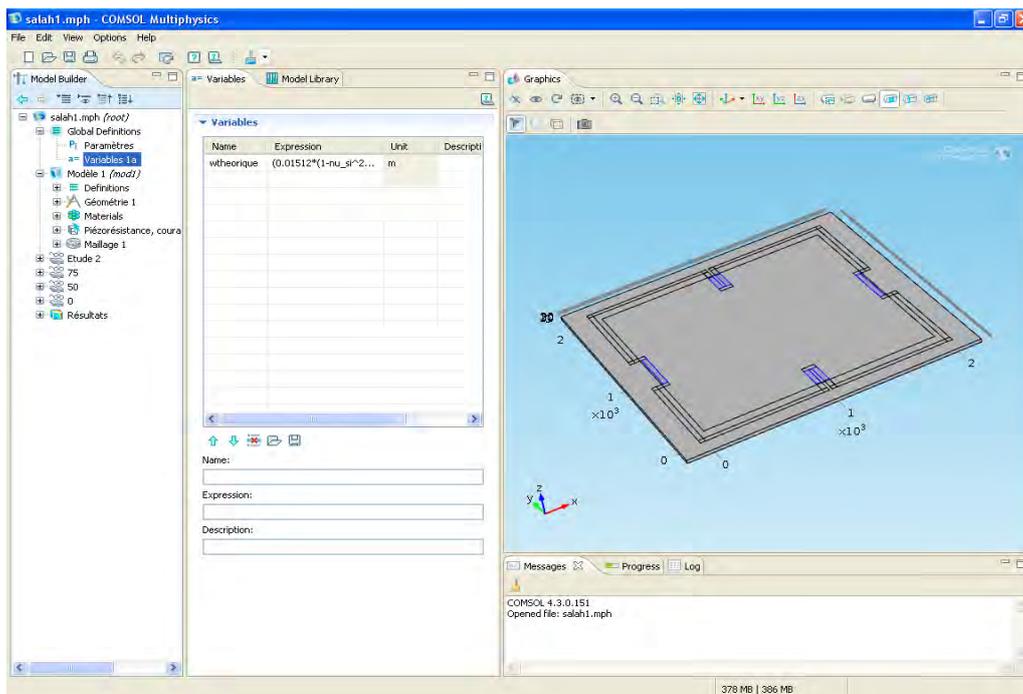


Figure 3.5 : Dessin de la géométrie

- L'introduction des propriétés physiques

Repère ayant subs une rotation.

Création d'un système de coordonnées ayant subi une rotation, dans lequel la direction [110] est parallèle à l'axe x.

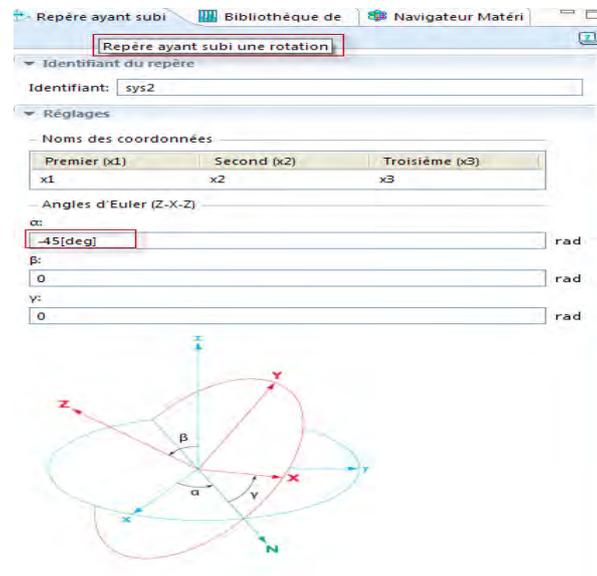


Figure 3.6 : *Repère ayant subs une rotation.*

Matériau élastique linéaire

On introduit les équations de la mécanique des structures seulement en définissant le matériau comme matériau élastique linéaire, voir figure 3.7.

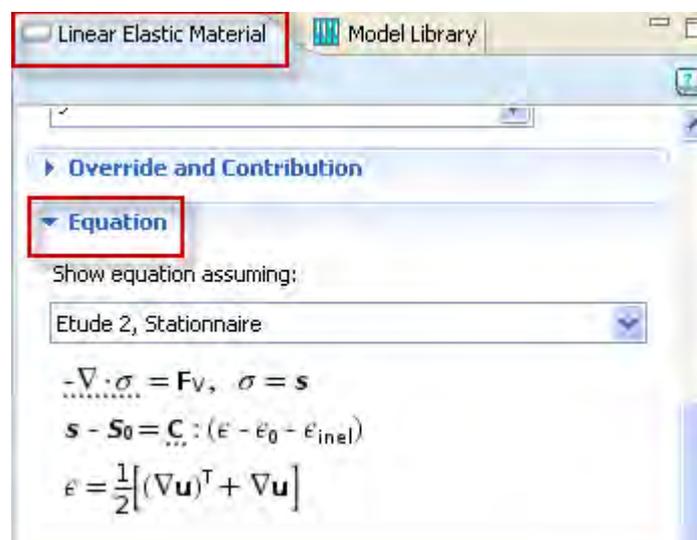


Figure 3.7 : *Matériau élastique linéaire.*

Couche fine piézorésistante.

Cette rubrique est utilisée pour définir les propriétés électriques d'une couche mince de matériau piézorésistif (les jauges) (figure 3.8).

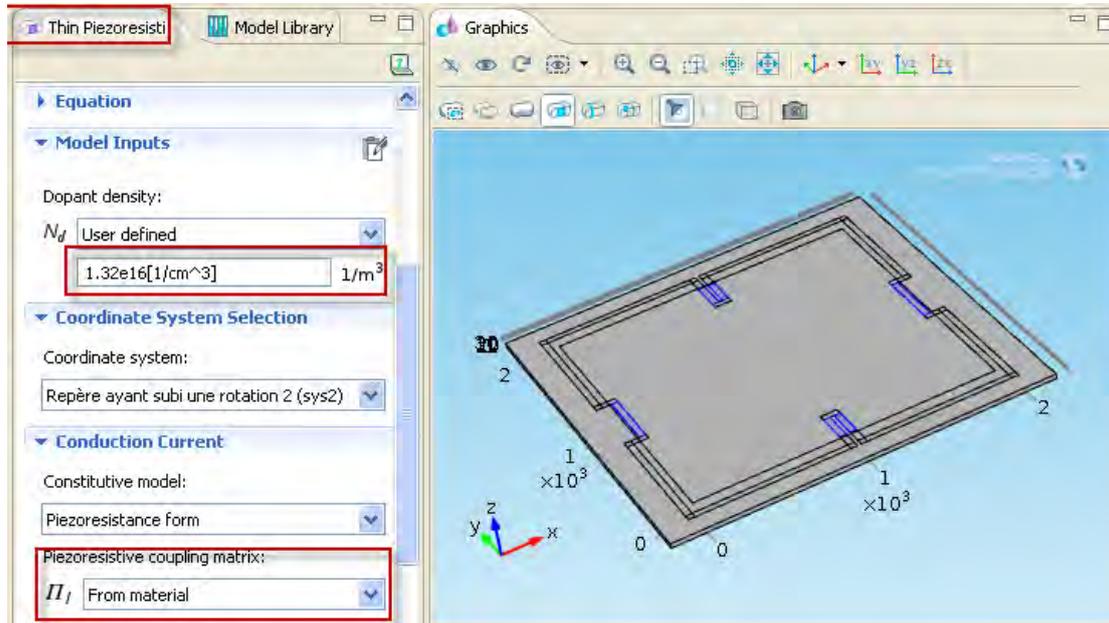


Figure 3.8 : couche fine piézorésistif.

Matrice de couplage piézoresistif

La matrice de couplage piézoresistif varie en fonction du dopage et de la température (figure 3.9).

Symétrique					
6.6e-11[1/Pa]/si...	-1.1e-11[1/Pa]/s...	-1.1e-11[1/Pa]/s...	0	0	0
	6.6e-11[1/Pa]/si...	-1.1e-11[1/Pa]/s...	0	0	0
		6.6e-11[1/Pa]/si...	0	0	0
			138.1e-11[1/Pa]...	0	0
				138.1e-11[1/Pa]...	0
					138.1e-11[1/Pa]...

Figure 3.9 : Matrice de couplage piézoresistif

Couche mince conductrice

La couche mince conductrice est utilisée pour définir les propriétés électriques d'une couche mince de matériau conductrice.

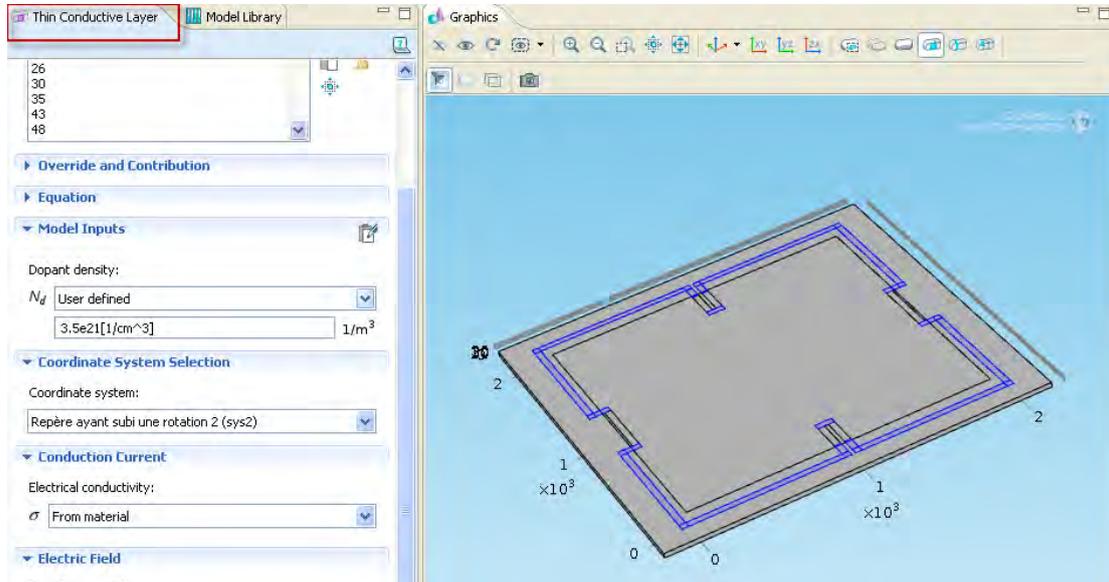


Figure 3.10 : couche mince conductrice.

Chargement sur frontière

a- Application de la pression P

La rubrique Chargement sur frontière permet l'application de la sollicitation externe, une pression constante et uniforme sur le dispositif (figure 3.11).

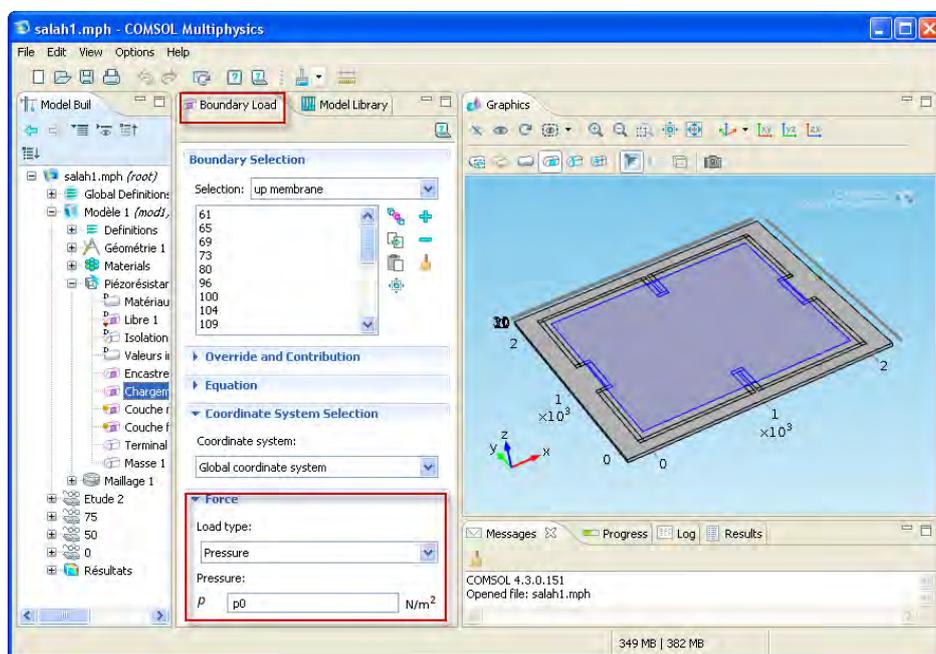
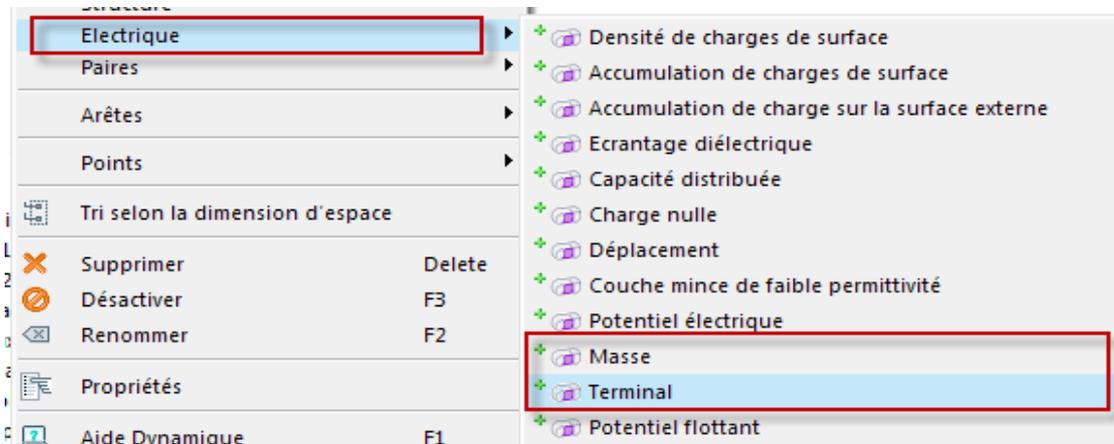
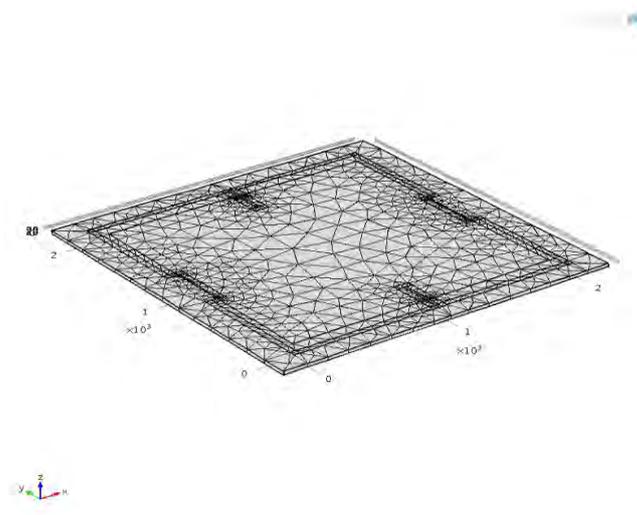


Figure 3.11 : *chargement sur frontière**a- Mise en tension de la structure*

La rubrique « terminal » permet la mise en tension du dispositif, on applique une tension de polarisation $V_i = 1V$ Cf. figure 3.12.

**Figure 3.12** : *Mise en tension de la structure***- Le Maillage :**

La structure est maillée avec le type « *Extruded Brick* ». Le maillage « *Extruded* » crée des hexaèdres en maillant la surface dans la direction X et Y et ensuite en extrudant les mailles dans la direction Z».

**Figure 3.13** : *le capteur modélisé et maillé de type « Extruded Brick » sous COMSOL Multiphysics*

3.4. Résultats

A. Eude de l'élément sensible « la membrane »

La figure 3.14 représente la courbe de variation de déformation $w(x, y)$. Cette représentation dans l'espace permet une visualisation qualitative de l'état de la membrane lorsqu'elle est soumise à une pression uniforme et constante. La déformation est maximale au centre et sa valeur est égale à $4,67 \mu\text{m}$

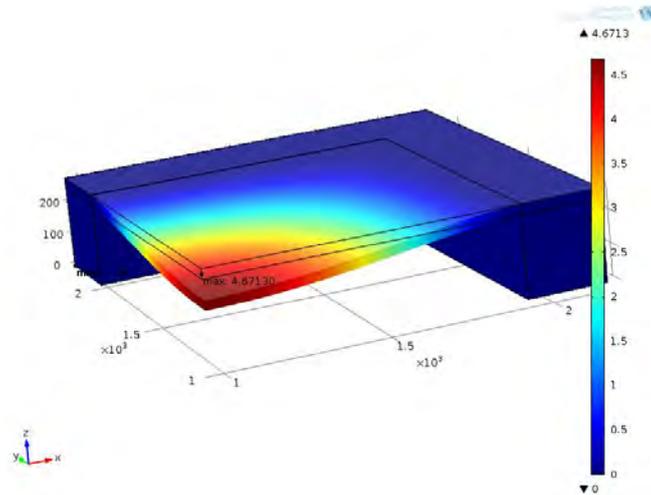


Figure 3.14 : Déformation $w(x, y)$ de la membrane $P= 100$ [kPa]

La figure 3.15. Montrent que les résultats de notre simulation sont en bon accord avec la théorie calculée par l'équation (1.5) du chapitre 1 pour le déplacement $w(0,0)$ au centre.

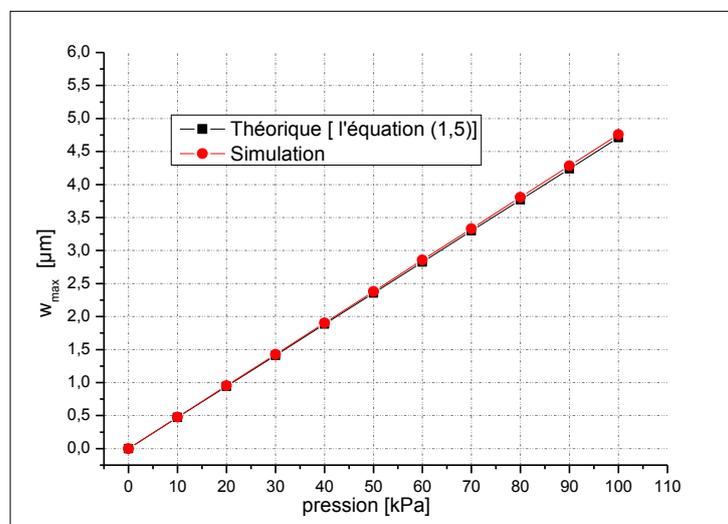


Figure 3.15 : Variation de la déformation au centre $w_0(0, 0)$ en fonction de la pression

La distribution des contraintes obtenue à partir de la simulation est présentée sur la figure 3.16. On voit que la valeur maximale de la contrainte est située au centre de chaque bord.

Pour une membrane carrée de $1987\mu\text{m}$ de longueur et $30\mu\text{m}$ d'épaisseur la valeur maximale de la contrainte est 116.48 MPa , cette valeur est suffisamment inférieure de la limite d'élasticité de silicium.

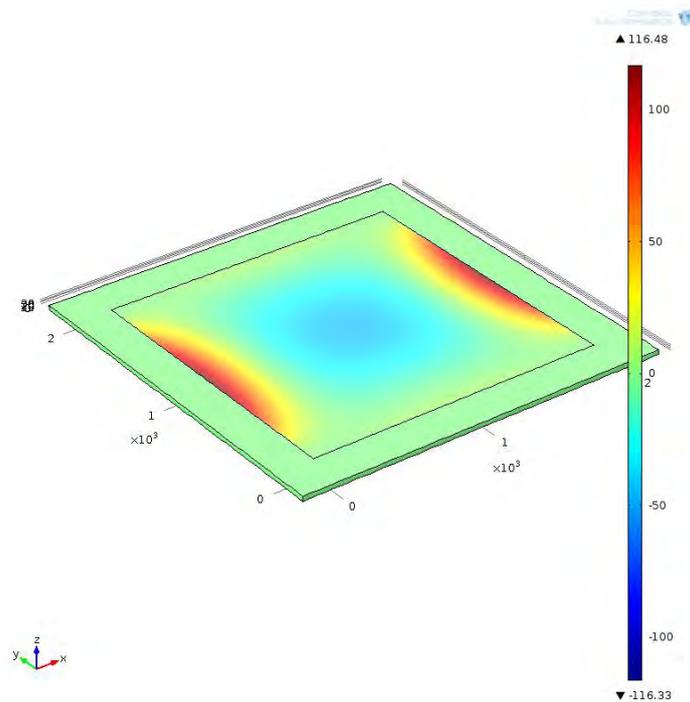


Figure 3.16-a : Contraintes normales σ_{xx} à $P=100\text{ [kPa]}$

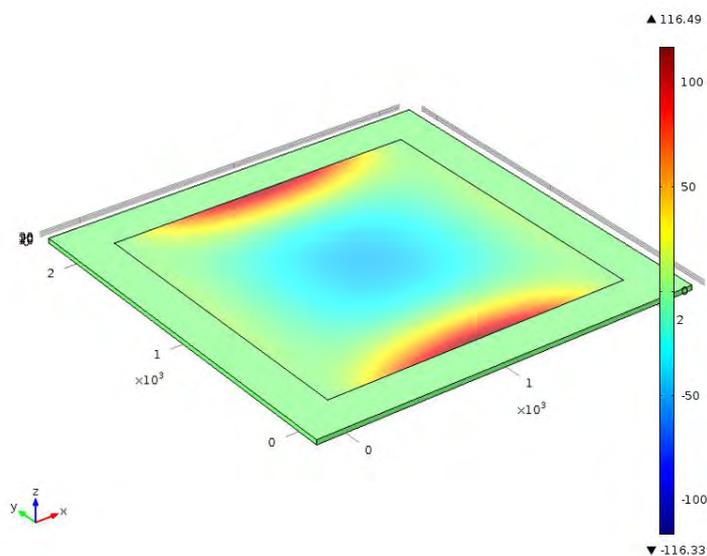


Figure 3.16-b : contraintes cisaillement σ_{yy} à $P=100\text{ [kPa]}$

La figure 3.17 représente une comparaison entre les valeurs théoriques (l'équation (4.2)) et la simulation du Contrainte maximale σ_{max} en fonction de la pression, on remarque que les résultats sont identiques.

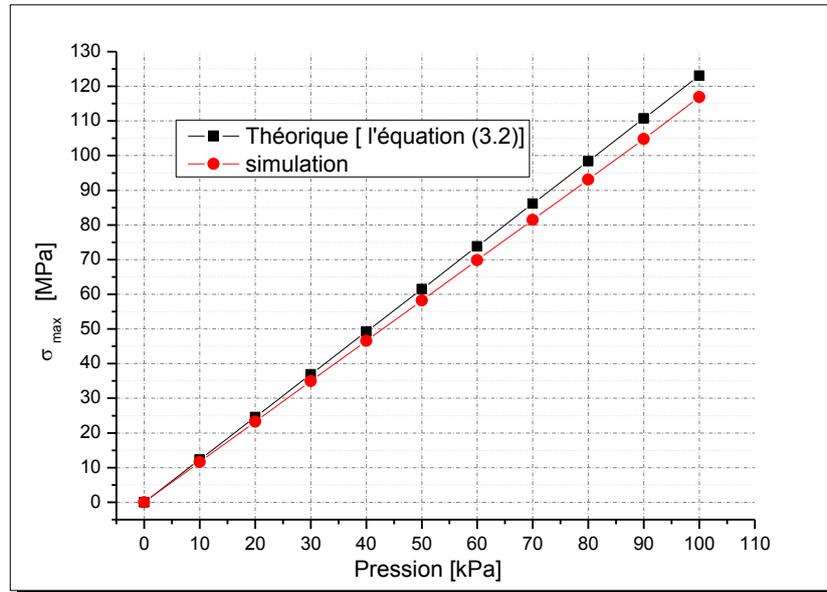


Figure 3.17 Variation de la contrainte maximale σ_{max} au centre du bord en fonction de la pression

B. Disposition des jauges sur la membrane

Dans la figure 3.18 on voit que : σ_{xx} varie de -46 MPa au centre de la membrane à 110 MPa à l'encastrement pour une pression de 100 kPa.

La contrainte maximale ne se situe pas à l'encastrement, elle est à $18 \mu\text{m}$ avant et après l'encastrement. Après l'encastrement de la membrane ($X=350 \mu\text{m}$), les deux contraintes décroissent rapidement vers zéro

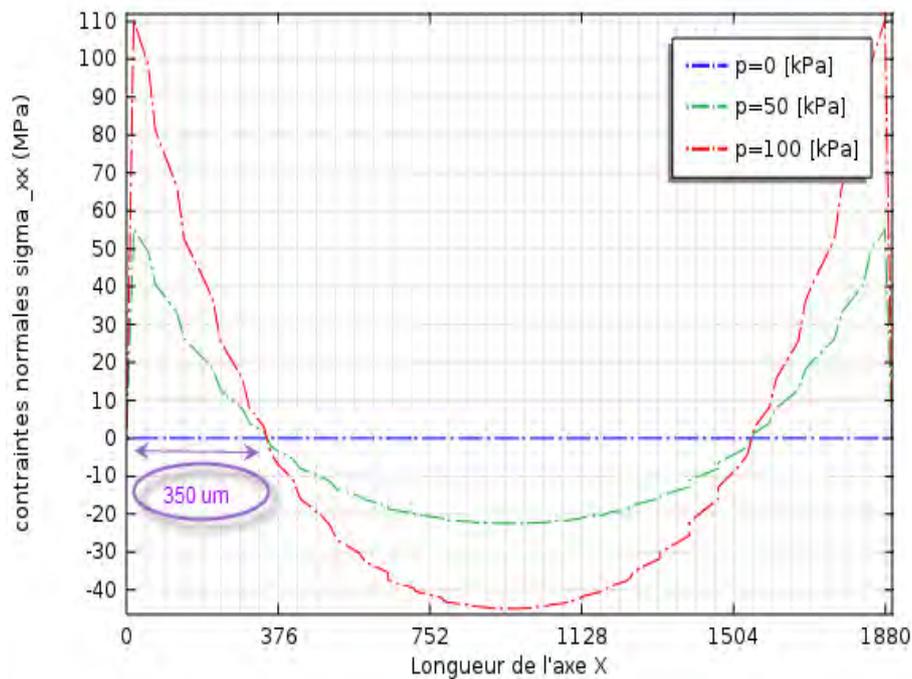


Figure 3.18: contraintes normales σ_{xx} en fonction de la position axiale x pour $\neq P$.

À partir de l'étude des contraintes nous pouvons conclure que :

- La position optimale des jauges est au centre des bords de la membrane.
- Deux jauges sont placées parallèlement et les deux autres sont perpendiculairement aux bords.
- Pour les jauges perpendiculaires il faut augmenter la surface qui reçoit les contraintes maximales, du fait de l'évolution rapide des contraintes transversales aux points choisis. Il faudra donc couper la jauge en deux doigts connectés en série de telle manière à conserver les mêmes dimensions de la jauge (longueur et largeur) et augmenter ainsi la section recevant la contrainte.

C- Réponse du capteur

La figure 3.19 schématise le courant et la tension dans la jauge lorsqu'on lui applique une tension de polarisation $V_i = 1V$ et une pression de 100 [kPa].

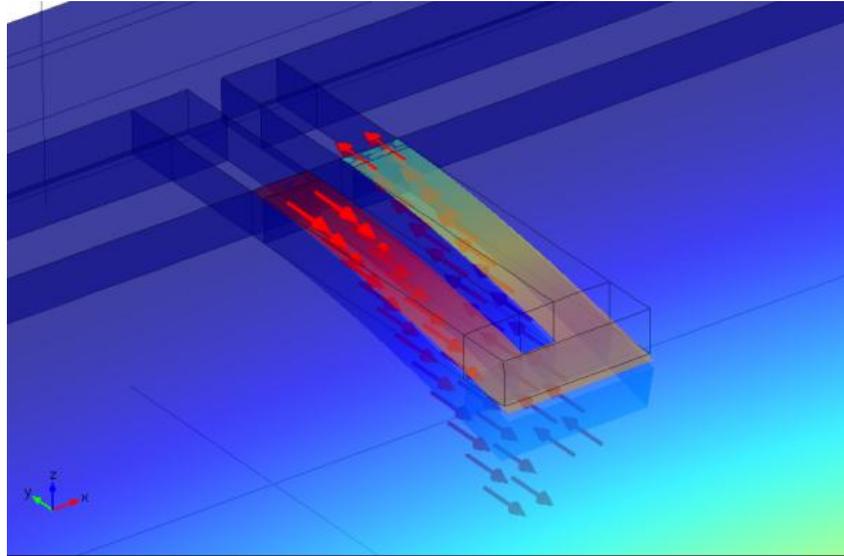


Figure 3.19: Les a distribution de courant et la tension dans la jauge.

La figure 3.20 représente la variation de la tension de sortie en fonction de la pression. Les jauges sont de type P à un dopage de $1 \cdot 10^{16} \text{ cm}^{-3}$, les valeurs des coefficients de piézorésistivité prises du tableau 1.7 (chapitre 1) sont :

$$\pi_{11} = 6.6 \cdot 10^{-11} [\text{Pa}^{-1}], \quad \pi_{12} = -1.1 \cdot 10^{-11} [\text{Pa}^{-1}] \text{ et } \pi_{44} = 138,1 \times 10^{-11} [\text{Pa}^{-1}].$$

Pour une pression $P = 100$ [kPa] nous avons obtenu une tension de sortie égale à 60.49 mV en simulation, cette valeur est approximative à 59.68 mV la valeur théorique obtenu par l'équation (3.7), soit une différence relative de moins de 2%, ce qui est en bon accord avec la théorie.

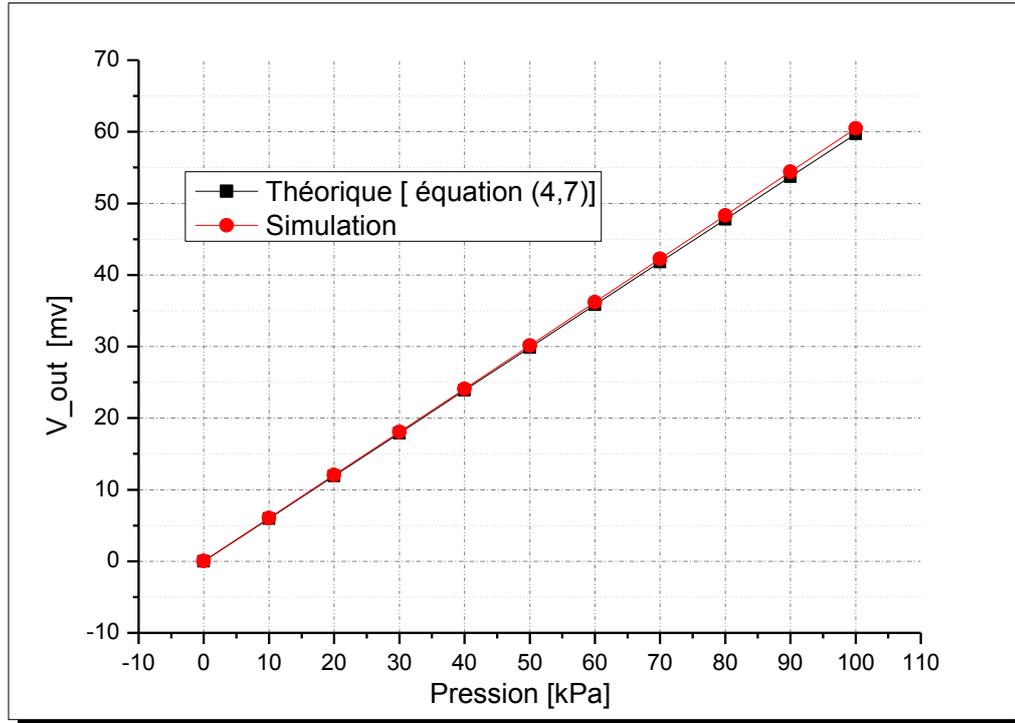


Figure 3.20 : variation de la tension de sortie en fonction de la pression à $T=25^{\circ}\text{C}$

Afin de mettre en évidence l'effet de la température sur la réponse du capteur nous avons représenté les variations de la tension de sortie en fonction de la pression pour différentes valeurs de la température, voir figure.3.21.

Cette figure montre que la tension de sortie est inversement proportionnelle à la température. En effet pour une pression de 100 [kPa] nous avons une réduction de 14.5 mV. De la tension de sortie, pour une variation de température de 75 °C.

La variation relative de tension pour une variation relative de température, la dérive thermique sera $\Delta V/\Delta T$:

$$\Delta V/\Delta T = 0.19 \text{ mV}/^{\circ}\text{C}.$$

En conclusion, les capteurs de pression piézorésistif ont une réponse linéaire mais sont très sensibles à la température, et qu'il faudra prévoir des circuits de compensation thermique pour obtenir des dispositifs à hautes performances.

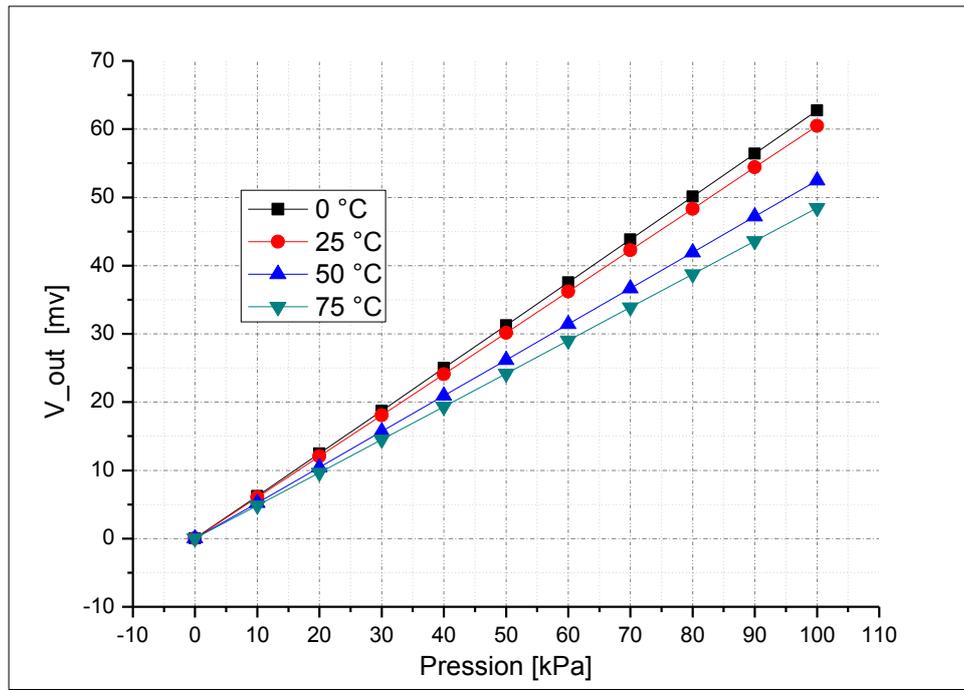


Figure 3.21 : Variation de la tension de sortie en fonction de la pression pour différentes températures

3.4. CONCLUSION

Les micros capteurs de pression piézorésistif au silicium sont des dispositifs usuellement utilisés dans le domaine médical.

Nous avons établi un modèle à 3D, tenant compte de l'intégralité de la structure du capteur de pression piézorésistif, munie d'une membrane de forme carrée. La comparaison des résultats obtenus avec ceux de littérature nous ont permis de valider les modèles établis.

En conclusion, les capteurs de pression piézorésistif au silicium ont une réponse linéaire, une grande sensibilité à la pression avec de très petites dimensions, mais ils sont très sensibles à la température, et qu'il faudra prévoir des circuits de compensation thermique pour obtenir des dispositifs à hautes performances.

A partir de ce modèle nous pouvons faire une application pour mesurer la pression plantaire d'un patient diabétique dans le chapitre suivant.

Chapitre 4

APPLICATION BIOMEDICALE :
PREVENTION D'ANOMALIE DANS LE PIED DIABETIQUE

4.1 Introduction

4.2 Système de mesure de la pression plantaire

4.3 Simulation et Résultats

4.4 Conclusion

4.1 Introduction

Le but de ce chapitre est de concrétiser la modélisation des capteurs de pression au silicium par une application biomédicale consistant dans la conception d'un système de mesure de la pression plantaire chez le patient diabétique. Ce système sera constitué de multi-capteurs de pression piézorésistif au silicium insérés dans la semelle des chaussures.

Les capteurs de pression capacitifs pourront être utilisés pour cette application, mais malheureusement, ils nécessitent l'utilisation des circuits plus complexes, notamment des circuits convertisseurs capacité-tension et des circuits de linéarisation. Ce qui a motivé, notre choix de cellules sensibles piézorésistives, qui permettent la conception simple de ce système de mesure.

4.2 système de mesure ambulatoire de la pression plantaire

Plusieurs groupes de recherche ont développé différents systèmes de mesure et d'acquisition de la pression plantaire. Parmi les systèmes développés, un appareil pour mesurer les pressions plantaires dans les conditions ambulatoires les plus proches de la vie quotidienne. Cet appareil de mesure ambulatoire de la pression plantaire (Ambulatory foot pressure device - AFPD) a deux fonctions principales [26]:

1. mesure de la pression plantaire et de la durée d'appui ;
2. avertissement du malade par un signal sonore



Figure 4.1 : Appareil de mesure ambulatoire de la pression plantaire [27]

Le développement d'un dispositif d'alarme ouvre une voie pour une approche «comportementale» ; elle pourrait aider le malade avec neuropathie qui a perdu son propre système d'alarme de la douleur, de réaliser par un bip sonore une mauvaise position du pied. Le patient atteint d'une perte de la sensibilité protectrice à la douleur est équipé par un capteur de pression sur un endroit de son pied qui nécessite une certaine décharge mécanique. Ce capteur est relié à un petit appareil d'une taille d'un «Volkman» qui est porté par le malade (dans la poche ou attaché sur la ceinture). Quand le patient, pendant la marche, dépasse un certain seuil de pression propre à lui, l'appareil émet un signal sonore qui ensuite l'avertit pour un changement d'appui afin de diminuer la pression plantaire à l'endroit à risque [26].

Il s'agit d'une démarche «comportementale» qui devrait agir sur l'apprentissage de la marche. Pendant un certain temps (quelques jours) ce signal acoustique devrait remplacer la douleur (et la proprioception) et le malade pourrait ensuite marcher de telle manière qu'il décharge l'endroit à risque [26]

Notre système fait partager la surface plantaire en un grand nombre de points et chacun de ces points indique une certaine pression (figure 4.2). Cette dernière nous informe sur l'état du point qui lui correspond. Ce système de mesure de la pression plantaire a deux fonctions principales :

1. mesure de la pression plantaire
2. avertissement du malade par un signal lumineux

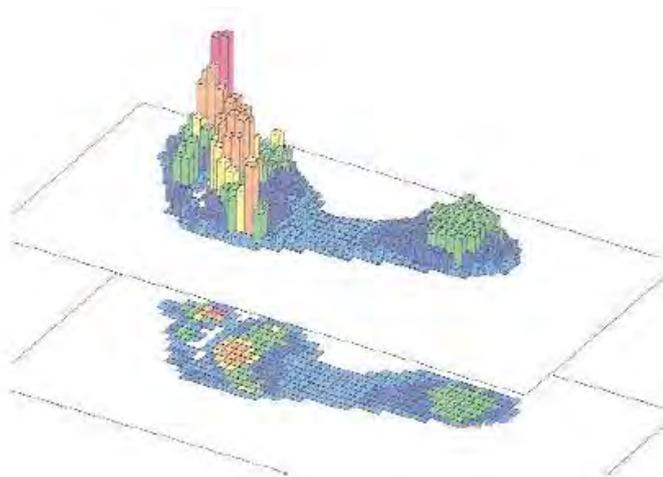


Figure 4.2 : Représentation 3D de la pression plantaire [28].

Conception du système simplifiée

La conception du système de mesure consiste, dans l'utilisation de la réponse du modèle de capteur de pression piézorésistif établi, comme bloc d'entrée du schéma synoptique global de la figure 4.3.

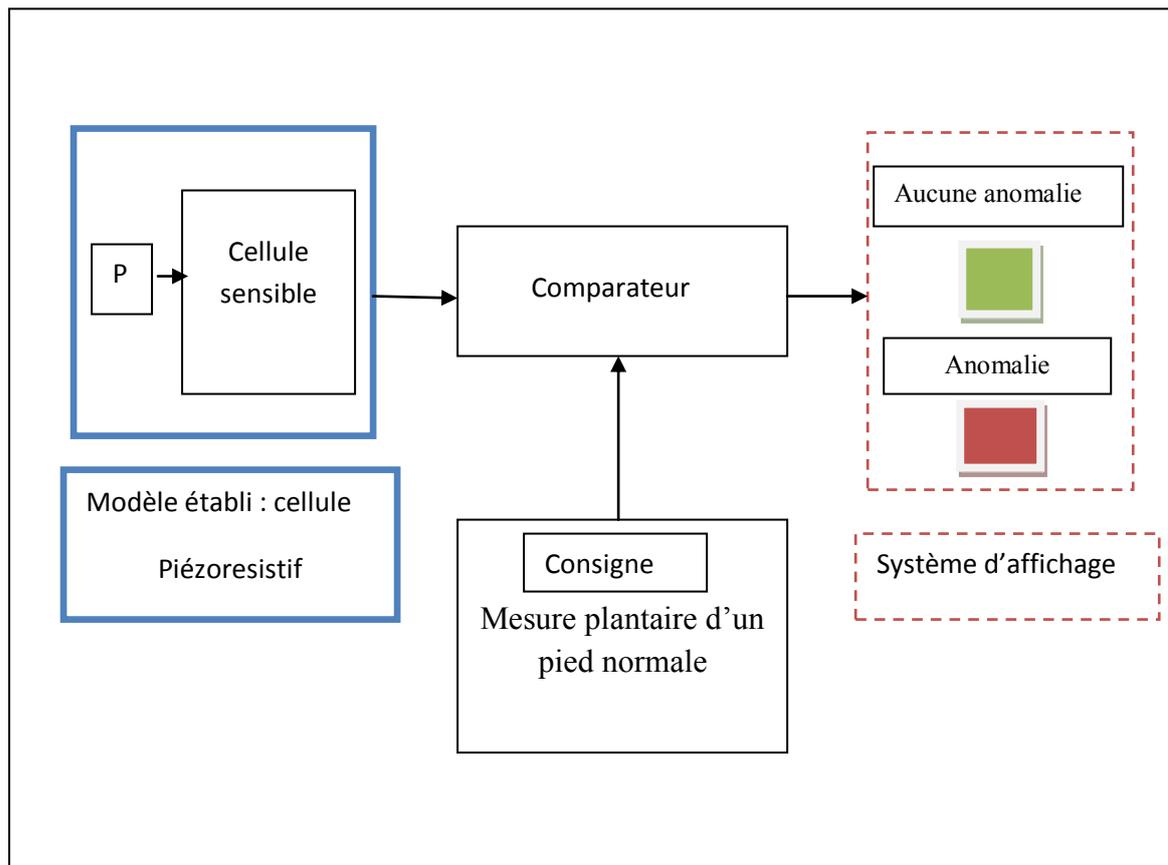


Figure 4.3 : Schéma synoptique : principe de mesure

La réponse de modèle établi est comparée à un signal de consigne, obtenu à partir d'une mesure plantaire d'un pied normale. Toute anomalie sera décelée par ce système:

Le signal de sortie est visualisé à travers le système d'affichage à LED à deux états lumineux:

- Voyant vert, représente l'état normal alors que le voyant rouge indique un état d'anomalie, chez le patient, ce signal lumineux devrait remplacer la douleur (et la proprioception) et le malade pourrait ensuite marcher de telle manière qu'il décharge l'endroit à risque.

4.3 Simulations et résultats

Le système de mesure de la pression plantaire a été réalisé à partir du couplage COMSOL Multi physique et MATLAB - Simulink.

Le modèle établi du capteur de pression piézorésistif développé sous environnement COMSOL, convertie à un fichier d'extension m (m-file) , et intégré dans une fonction spéciale, notée s-fonction. Cette dernière, est ensuite implémentée dans un modèle Simulink qui donne le signal d'entrée de notre système. Ce signal d'entrée est comparé à un signal de consigne, produisant un signal de différence. Ce dernier pilote un circuit de visualisation à LED à deux états.

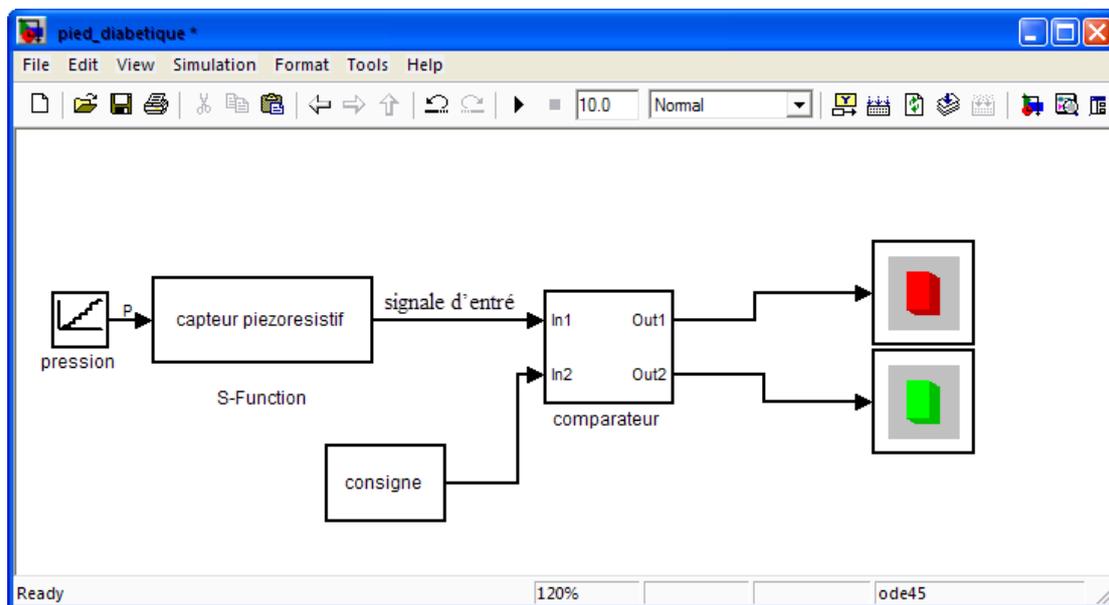


Figure 4.4 : système de mesure de la pression plantard pour 1 capteur

La cellule de détection est constituée d'un :

- capteur de pression piézorésistif
- Comparateur
- Signal de consigne

- Circuit de visualisation ou d'affichage

En disposant ces cellules de détections piézorésistives sur la semelle des chaussures d'un patient diabétique, réalisant ainsi un système à multi-capteurs, nous pouvons mesurer la pression plantaire a tout instant et en tout point de la semelle des chaussures de patients diabétiques, permettent de les prévenir de toute anomalie qui pourrait causer l'amputation de leur membre comme le montre la figure 4.5.

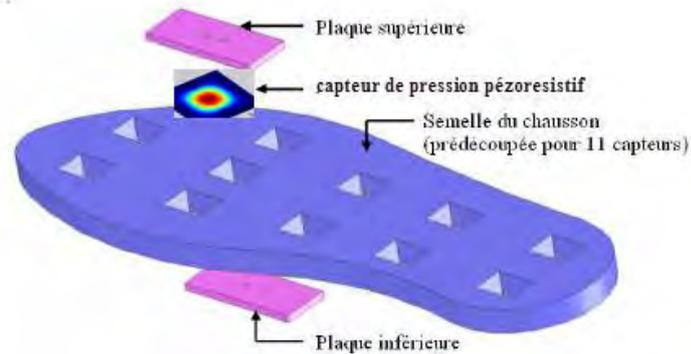


Figure 4.5 : Assemblage et emplacement des nouveaux capteurs dans le chausson

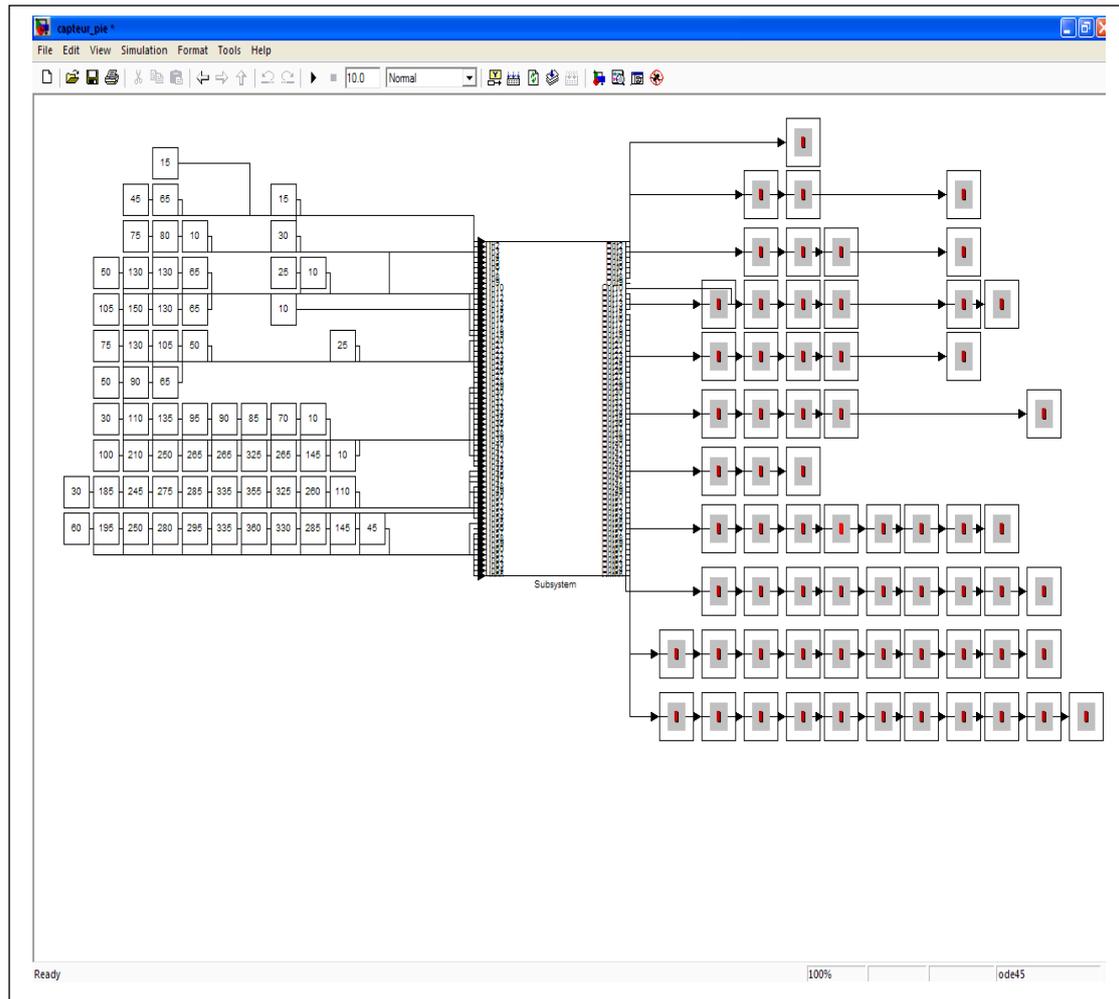


Figure 4.6 : système de mesure de la pression plantaire par une matrice de capteurs.

4.4 Conclusion

Les résultats du modèle établi dans le chapitre 3 sont utilisés pour la conception d'un système de mesure de la pression plantaire des patients diabétiques. À partir du couplage COMSOL Multi physique et MATLAB – Simulink on réalise un système de multi-capteur piézorésistif insérés dans la semelle des chaussures des patients diabétiques. Ce système permet de les prévenir de toute anomalie qui pourrait causer l'amputation de leur membre.

CONCLUSION GENERALE

Le travail effectué dans le cadre de ce mémoire a été l'étude du comportement thermomécanique de capteur de pression au silicium. Nous avons entamé ce travail par un résumé succinct sur les capteurs de pression au silicium, notamment ceux à détection capacitive et piézorésistive. Nous avons aussi donné les principaux fondements théoriques nécessaires à la compréhension de leur principe de fonctionnement ainsi que leur principales caractéristiques. Nous avons établi que l'élément sensible est le cœur du capteur,

En premier temps nous avons présenté une simulation thermomécanique du capteur de pression à détection capacitive. Cette simulation prend en compte l'intégralité du capteur. Nous avons commencé par une étude en pression à température constante, qui nous a permis de valider le modèle établi.

Par la suite nous avons déterminé les réponses capacitives ainsi que les sensibilités du capteur en fonction de la température et en fonction de la pression appliquée. Nous avons aussi déduit les effets des paramètres géométriques et des propriétés physiques sur les performances du capteur.

Pour concevoir des capteurs de pression capacitifs de haute sensibilité $S_p(P)$ à la pression, il est nécessaire d'avoir une large surface de membrane (A) et une faible épaisseur de cavité (d), cependant ces deux paramètres sont eux-mêmes limités par d'autres facteurs technologiques de fabrication. Parmi ces facteurs, on peut citer le dimensionnement du dispositif, la précision et la reproductibilité de fabrication. Finalement pour réduire sensibilité $T_c[C(0, T)]$ à la température, il est nécessaire d'avoir une grande largeur d'encastrement (L_{enc}). Cette solution est facile à mettre en œuvre et n'affecte pas la sensibilité à la pression.

Nous avons aussi, établi un modèle à 3D, tenant compte de l'intégralité de la structure du capteur de pression piézorésistif, munie d'une membrane de forme carrée. La comparaison des résultats obtenus avec ceux de littérature nous ont permis de valider les modèles établis. Les capteurs de pression piézorésistif au silicium ont une réponse linéaire, une grande sensibilité à la pression avec de très petites dimensions, mais ils sont très sensibles à la température, et qu'il faudra prévoir des circuits de compensation thermique pour obtenir des dispositifs à hautes performances.

Nous avons vu que la pression plantaire nous donne une information sur l'état d'un pied diabétique pour la prévention ou un précoce diagnostic d'une ulcération ou autre complication du diabète. Et cette pression peut être mesurée par notre système.

Les résultats du modèle établi dans le chapitre 4 sont utilisés pour la conception d'un système de mesure de la pression plantaire des patients diabétiques. À partir du couplage COMSOL Multi physique et MATLAB – Simulink on réalise un système constitué de multi-capteur piézorésistif insérés dans la semelle des chaussures de ces patients permettent de les prévenir de toute anomalie qui pourrait causer l'amputation de leur membre.

Les perspectives des travaux futures qui restent à réaliser ; notamment l'application de capteur de pression capacitif pour la conception d'une micro-pompe à actionnement électrostatique dans le but de réaliser une micro valve pour le domaine biomédical.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] : A. Boukaabache, P. Menini, P.Pons. « Microcapteurs de Pression ». Technique de l'ingénieur T2070, mars **2001**.
- [2] : Philippe Menini. « Faisabilité d'un Capteur de Pression Capacitif Miniature sur Silicium ». Thèse doctorat de l'université P. Sabatier Toulouse. **1998**.
- [3] : Fouad Kerrou. « Etude et Modélisation de Capteur de Pression Piezorésistifs et Capacitifs au Silicium ». Thèse doctorat de l'université Mentouri Constantine **2008**.
- [4] : M. Albahri. « Influence de la Température sur le Comportement Statique et Dynamique des Capteurs de Pression Capacitifs au Silicium », Thèse doctorat de l'université de Toulouse. **2005**.
- [5] : F. KERROUR, F. HOBAR. « Modélisation d'un Capteur de Pression Capacitive au Silicium de Formes Carrée et Rectangulaire ». Sciences & Technologie n°27 **2008**.
- [6] : P. Eswaran and S.Malarvizhi . «Design Analysis of MEMS Capacitive Differential Pressure Sensor for Aircraft Altimeter ». International Journal of Applied Physics and Mathematics, Vol. 2, No. 1, January **2012**.
- [7] : Liang Lou, Songsong Zhang, Woo-Tae Park, J M Tsai Dim-Lee Kwong and Chengkuo Lee, « Optimization of NEMS pressure sensors with a multilayered diaphragm using silicon nanowires as piezoresistive sensing elements », J. Micromech. Microeng. 22 (**2012**) 055012 (15pp)
- [8] : B. Benmoussa, S. Bougima: « Static Response Study of Microelectronic Capacitive Pressure » ISESC'05. 19-21, **2005**, Jijel University, Algeria, IEEE.
- [9] : M.-H. Bao . « Micro Mechanical Transducers Pressure Sensors, Accelerometers and Gyroscopes » handbook of sensors and actuators volume 8 **2000** page 44.
- [10] : Christophe MALHAIRE «Caractérisation et Modélisation de Microtransducteurs de Pression à Hautes Performances Intégrés sur Silicium», Thèse doctorat de L'Institut National des Sciences Appliquées de LYON **2005**.
- [11] : A.Boukabache. «Conception, Modelisation et Réalisation d'un Capteur de Pression Piezoresistif à Faible Derive Thermique», Doctorat d'état, Fevrier **1993**, Université de Constantine.

-
- [12] : Mohamed Gad-el-Hak. «MEMS Design and Fabrication». © **2006** by Taylor & Francis Group, LLC page3-29 - 3-33.
- [13] : Pierre ALLAIN. « Etude des Propriétés Electro-Thermo-Mécaniques de Nanofils en Silicium pour leur Intégration dans les Microsystèmes».Thèse Doctorat de l'UNIVERSITE PARIS-SUD **2012**.
- [14] : Ras lain Mohamed. « Contribution à L'identification des Paramètres de non Idéalité dans des Capteurs de Pression Piézorésistifs au Silicium ». Thèse doctorat de l'université Mentouri Constantine **2008**.
- [15] : Veikko Lindroos, Markku Tilli, Ari Lehto and Teruaki Motooka : « Handbook of Silicon Based MEMS Materials and Technologies» William Andrew **2010** page 12-16.
- [16] : Fabien PARRAIN « Capteur Intégré Tactile D'empreintes Digitales a Microstructures Piezorésistives ». Thèse doctorat de l'institut national polytechnique de GRENOBLE **2002**.
- [17] : H. H. Bau, N. E deRooy, B. Kloeck « Mechanical Sensors» Sensors Volume 7 1994 page 147-156.
- [18] : Mohamed Gad-el-Hak « MEMS_Applications »© **2006** by Taylor & Francis Group, LLC page 3-6 -3-11.
- [19] : G,A,Ardilz Rodrigues , G,Ablart, A,Cazarre , C,Rossi « Introduction à la Modélisation Multysique de Microsystames sur l'envirenement COMSOL Multiphisiscs » Rapport LAAS No08757, 10 èmes Journées Pédagogiques du CNFM, Saint Malo (France), Novembre **2008** ¶.
- [20] : G. Blasquez, X. Chauffleur, P. Pons, C. Douziech, P. Favaro, Ph. Menini. «Intrinsic Thermal Behaviour of Capacitive Pressure Sensors: Mechanisms and Minimisation ». Sensors and Actuators n°85 **2000**, 65–69.
- [21] : Saloni Chaurasia, B.S. Chaurasia« Design and Simulation of Low Pressure Piezoresistive MEMS Sensor Using Analytical Models», Engineering and Systems (SCES), **2012** Students Conference on, Digital Object Identifier 10.1109/SCES.2012.6199105 .
- [22] : Shuang Chen, Ming-quan Zhu, Bing-he Ma, Wei-zheng Yuan « Design and Optimization of a Micro Piezoresistive Pressure Sensor», Proceedings of the 3rd IEEE Int. Conf. On Nano/Micro Engineered and Molecular Systems January 6-9, **2008**, Sanya, China.
-

- [23] : Saloni Chaurasia, B.S. Chaurasia « Analytical Models for Low Pressure Square Diaphragm Piezoresistive MEMS Sensor ». Engineering and Systems (SCES), **2012** Students Conference on , Digital Object Identifier 10.1109/SCES.2012.6199112 .
- [24] : Xiaodong Wang, Baoqing Li, Onofrio L. Russo, Harry T. Roman, Ken K. Chin, Kenneth R. Farmer, « Diaphragm Design Guidelines and an Optical Pressure Sensor based on MEMS technique », Microelectronics Journal, vol.37, pp. 50–56, **2006**.
- [25] : J S tephen D.Senturia « Microsystem_Design » .KLUWER ACADEMIC PUBLISHERS **2002** page 469- 488.
- [26] : Z. Pataky, J.-Ph. Assal, L. Faravel, J. Da Silva et A. Golay « Traiter les Ulcères Plantaires en Diminuant », Revue Médicale Suisse Numéro 967, Numéro d'article : 20538
- [27] : PATAKY, Zoltan. « Prevention of Diabetic Foot Ulcers: From Biomechanics to Therapeutic Patient Education ». Thèse de privat-docent : Univ. Genève, **2012**
- [28] : Jon R. Goldsmith, Roy H. Lidtke , Susan Shott « The Effects of Range-of-Motion Therapy on the Plantar Pressures of Patients with Diabetes Mellitus » Journal of the American Podiatric Medical Association ,Vol 92 , No 9 ,**2002**

***Intitulé : « Simulation thermomécanique de capteurs de pression au silicium
Pour des applications biomédicales »***

Résumé :

L'objectif de ce mémoire est l'étude du comportement thermomécanique des capteurs de pression au silicium pour des applications biomédicales. Même si le principe de fonctionnement des capteurs de pression au silicium reste le même depuis de nombreuses années, l'optimisation des capteurs pour une application donnée reste toujours une étape coûteuse.

Le premier chapitre donne un aperçu général sur les capteurs de pression au silicium ainsi que le principe de fonctionnement et les modèles théoriques de la réponse capacitif et piézorésistif.

Le deuxième chapitre, établit un modèle à 3D sous environnement COMSOL Multi physiques, tenant compte de l'intégralité de la structure du capteur de pression capacitif à membrane de forme circulaire en technologie Silicium/Pyrex. Les résultats de simulation ont montré que la sensibilité à la température est indépendante de l'épaisseur du substrat mais qu'elle dépend de la largeur de soudure, de l'épaisseur de la membrane, de l'épaisseur de la cavité et de la forme de l'encastrement.

La réponse du capteur de pression piézorésistif au silicium en fonction de la pression et de la température a été déterminée dans le troisième chapitre. En dépit de leurs nombreux avantages, bonne précision, faible non linéarité, les capteurs de pression piézorésistifs sont extrêmement sensibles à la température.

Un système de mesure de la pression plantaire a été étudié dans le quatrième chapitre. Le système est réalisé à partir du couplage COMSOL Multi physique et MATLAB-Simulink. Ce système présente l'avantage de simplicité de conception et de coût réduit comparé avec les appareils disponibles sur le marché

Mots clés : Capteur de pression au silicium, Capacitif, Piézorésistif, Membrane, Sensibilité, pression plantaire,

Title: « Simulation of thermo-mechanical silicon pressure sensors for biomedical applications »

Abstract:

This memoire aims to study the Thermo-Mechanical Behavior of Silicon Pressure Sensors for Biomedical Applications. Even though the main function of silicon pressure sensors stays the same for several years, the optimization of sensors for a given application still always puzzling step.

The first chapter provides a general view of the silicon pressure sensors, in addition to the main function and the theoretical model of the capacitive and piezoresistive response.

In the second chapter, a 3D model in COMSOL Multi-physics environment is established with an integral structure of the capacitive pressure sensor of the circular diaphragm form by using the Silicon/Pyrex technology. The simulation results show that the temperature sensitivity does not depend on the substrate thickness, but depends on the welding width, the thickness of the diaphragm, the thickness of the cavity and the form of the fixed support.

The response of the piezoresistive silicon pressure sensor based on the pressure and the temperature and it is determined in the third chapter. Despite of their many advantages, high accuracy, low non linearity, the piezoresistive pressure sensors are extremely sensitive to temperature.

A system for measuring plantar pressure is studied in the fourth chapter. The system is realized through coupling COMSOL Multiphysics and MATLAB-Simulink. This system presents the advantage the simplicity of the conception and the low cost in comparison with devices available in markets

Keywords: Silicon pressure sensor, capacitive, piezoresistive, diaphragm, sensitivity, plantar pressure.